

# Remerciements

Cette thèse a impliqué de près ou de loin de nombreuses personnes.

Mes premières pensées vont tout naturellement à mes parents.

Je citerai ensuite de manière non exhaustive ceux qui ont contribué directement à son élaboration.

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de thèse, Dr Isabelle Magnin, qui m'a accueilli au sein de son laboratoire, et m'a ouvert les portes de l'univers passionnant qu'est l'imagerie médicale.

Dr Patrick Clarysse a su m'accompagner quotidiennement et me guider efficacement tout au long de ce parcours. J'ai beaucoup apprécié son engagement et sa patience.

J'ai été très heureux de travailler avec Dr Pierre Croisille, qui m'a permis de mieux comprendre les problématiques médicales. Son expertise et son implication ont été déterminantes dans l'avancement de ce travail.

La thèse est également l'occasion d'échanger avec des interlocuteurs d'horizons différents, à travers les collaborations. J'adresse mes plus vifs remerciements au professeur Jérôme Pousin (MAPLY) pour son aide considérable. Les discussions de fond que nous avons eues ont renforcé mon goût pour la recherche.

Mon séjour au Laboratory of Biomedical Engineering de l'Université Technologique d'Helsinki restera pour moi une période marquante, que ce soit sur le plan professionnel ou sur le plan personnel. A ce titre, je souhaite témoigner de l'accueil extraordinaire que m'a réservé le professeur Toivo Katila, directeur du LBE. L'encadrement de Dr Jyrki Lötjönen et le travail en binôme avec Timo Mäkelä m'ont convaincu du professionnalisme et de l'excellence des chercheurs finlandais.

Je suis extrêmement reconnaissant à Prof. Fabrice Heitz et Dr Hervé Delingette d'avoir été rapporteurs de ma thèse. Leurs critiques constructives et leurs conseils m'ont été d'une aide précieuse. Je remercie également le président du jury, Dr Jean-Marc Chassery.

Enfin, je remercie la Fondation pour la Recherche Médicale et la Région Rhône Alpes pour leur soutien financier.



# Résumé

## **Segmentation et mise en correspondance en imagerie cardiaque multimodale conduites par un modèle anatomique bi-cavités du coeur**

L'imagerie cardiaque multimodale permet d'appréhender l'anatomie et les différents aspects fonctionnels du coeur, avec une précision croissante. Cette connaissance est essentielle dans le cadre de l'étude des pathologies ischémiques. Nous nous intéressons en premier lieu à l'extraction automatique de l'anatomie cardiaque à partir d'images par résonance magnétique. Notre approche de segmentation s'appuie sur l'utilisation d'un gabarit déformable élastique composé d'un modèle topologique et géométrique volumique des deux ventricules du coeur et d'un modèle mécanique de déformation élastique. Le gabarit déformable évolue sous l'action d'un champ de forces issu de l'image. Un modèle physique de régularisation des interfaces du modèle est proposé. Nous montrons ensuite que la prise en compte de la non-linéarité géométrique consistant à déplacer le domaine de manière incrémentale, et l'introduction d'une contrainte de champ nul dans l'algorithme de minimisation permettent d'améliorer significativement la convergence du modèle. Les performances de ces méthodes sont illustrées sur des cas de simulation et sur 10 cas cliniques. Dans une seconde partie, nous nous attaquons au problème de la mise en correspondance d'images cardiaques multimodalité. Une méthode de recalage affine modèle/image basée sur un critère à optimiser à la fois géométrique et iconique est présentée. Cette technique est utilisée efficacement comme initialisation du modèle déformable pour la segmentation. Enfin, nous présentons une stratégie de mise en correspondance de données cardiaques permettant de combiner des informations de morphologie (imagerie par résonance magnétique), de métabolisme (tomographie par émission de positons) et d'activité électromagnétique (magnétocardiographie), et d'obtenir des modèles 3-D anatomo-fonctionnels individualisés du coeur. De tels outils pourront être exploités avantageusement en recherche clinique pour l'évaluation de l'état fonctionnel du myocarde ischémique.

*Mots-clés : imagerie cardiaque, multimodalité, segmentation, mise en correspondance, modèle déformable, gabarit élastique, modèle anatomo-fonctionnel.*



# Abstract

## **Segmentation and registration in cardiac imaging using an anatomical bi-ventricular model of the heart**

The recent advances in cardiac imaging give access to the heart anatomy and functions with an increasing accuracy. This knowledge is fundamental for studying ischemic diseases. We first focus on the problem of extracting the heart anatomy from magnetic resonance cardiac images. Our segmentation approach is based on a deformable elastic template which is composed of a topological and a geometrical model of the two ventricles of the heart, and a mechanical model of the deformation. The elastic template evolves under external forces deriving from the image. A physically-based model for regularizing the model's boundary is proposed. We also show that the convergence of the model can be significantly improved by taking into account the nonlinearity of the geometry e.g. by incrementally moving the domain, and by introducing a hard constraint of a null force field in the minimization framework. These algorithms are validated on simulated images and on 10 clinical cases. The second part of this work is dedicated to the registration of multimodal cardiac images. A model to image affine registration method, based on a criterion to be optimized which exploits both the geometrical and the gray-level information, is presented. The method is successfully used for initializing the deformable model in the segmentation process. Finally, we introduce a strategy for registering multimodal cardiac data in order to combine information on morphology (magnetic resonance imaging), metabolism (positron emission tomography) and electromagnetic activity (magnetocardiography). As a result, it is possible to obtain individualized 3-D anatomo-functional models of the heart. Such tools will be very useful in clinical practice to evaluate the functional state of the ischemic heart.

*Keywords* : cardiac imaging, multimodality, segmentation, registration, deformable model, elastic template, anatomo-functional model.



# Table des matières

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>Introduction</b>   | <b>19</b> |
| 1.1      | Contexte médical . . . . .  | 19        |
| 1.1.1    | Eléments de physiologie cardiaque . . . . .                       | 20        |
| 1.1.2    | Ischémie myocardique et ses conséquences . . . . .                | 22        |
| 1.1.3    | Imagerie cardiaque multi-modale . . . . .                         | 23        |
| 1.2      | Aide à l'analyse d'images cardiaques . . . . .                    | 24        |
| 1.2.1    | Segmentation des structures cardiaques . . . . .                  | 25        |
| 1.2.2    | Mise en correspondance de données cardiaques fonctionnelles . . . | 25        |
| 1.2.3    | Définition des objectifs . . . . .                                | 25        |
| 1.3      | Etat de l'existant . . . . .                                      | 26        |
| 1.3.1    | Segmentation d'images cardiaques . . . . .                        | 26        |
| 1.3.2    | Mise en correspondance d'images cardiaques multimodales . . . .   | 29        |
| 1.4      | Orientation des recherches . . . . .                              | 35        |
| <b>2</b> | <b>Segmentation par modèle volumique élastique déformable</b>     | <b>37</b> |
| 2.1      | Le gabarit élastique déformable . . . . .                         | 37        |
| 2.1.1    | Elasticité linéaire tridimensionnelle . . . . .                   | 38        |
| 2.1.2    | Gabarits élastiques pour la segmentation . . . . .                | 39        |
| 2.2      | Construction du modèle géométrique . . . . .                      | 44        |
| 2.3      | Champs de forces tri-dimensionnels . . . . .                      | 45        |
| 2.3.1    | Calcul d'un champ de forces . . . . .                             | 45        |
| 2.3.2    | Interpolation de volumes isotropes 3-D . . . . .                  | 47        |
| 2.4      | Régularisation du bord du domaine . . . . .                       | 49        |
| 2.4.1    | Trois couches pour représenter la paroi cardiaque . . . . .       | 53        |
| 2.4.2    | Loi de comportement des couches fibreuses . . . . .               | 54        |
| 2.4.3    | Modèle asymptotique . . . . .                                     | 55        |
| 2.4.4    | Energie de régularisation . . . . .                               | 56        |
| 2.5      | Non linéarité géométrique et grands déplacements . . . . .        | 56        |
| 2.6      | Minimisation sous contrainte de champ nul . . . . .               | 62        |
| 2.6.1    | Un cas unidimensionnel simple . . . . .                           | 63        |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| 2.6.2    | Extension au cas 3-D . . . . .   | 67         |
| 2.7      | Synthèse . . . . .   | 69         |
| <b>3</b> | <b>Evaluation de la méthode de segmentation</b>                            | <b>73</b>  |
| 3.1      | Evaluation sur des objets de synthèse . . . . .                            | 74         |
| 3.1.1    | Cas test 1 : segmentation d'un cube à partir d'une sphère . . . . .        | 74         |
| 3.1.2    | Cas test 2 : segmentation d'un ellipsoïde à partir d'une sphère . . . . .  | 80         |
| 3.1.3    | Conclusion sur la simulation . . . . .                                     | 84         |
| 3.2      | Image cardiaques IRM . . . . .   | 85         |
| 3.2.1    | Segmentation de l'image à l'instant télé-diastolique . . . . .             | 85         |
| 3.2.2    | Segmentation d'un cycle cardiaque . . . . .                                | 89         |
| 3.3      | Images ultrasonores . . . . .  | 91         |
| 3.3.1    | Essais sur un fantôme physique . . . . .                                   | 91         |
| 3.3.2    | Embryon de souris in vivo . . . . .  | 100        |
| <b>4</b> | <b>Mise en correspondance d'images cardiaques</b>                          | <b>103</b> |
| 4.1      | Recalage rigide/affine monomodal . . . . .                                 | 104        |
| 4.1.1    | Description du modèle . . . . .  | 104        |
| 4.1.2    | Distance modèle-données . . . . .  | 104        |
| 4.1.3    | Transformation affine . . . . .  | 106        |
| 4.1.4    | Interpolation et optimisation . . . . .                                    | 108        |
| 4.1.5    | Résultats . . . . .  | 110        |
| 4.2      | Mise en correspondance d'images IRM, TEP, et MCG . . . . .                 | 110        |
| 4.2.1    | Protocole d'acquisition . . . . .  | 114        |
| 4.2.2    | Méthodologie . . . . .   | 116        |
| 4.2.3    | Mise en correspondance des images TEP et IRM . . . . .                     | 118        |
| 4.2.4    | Recalage MCG-IRM . . . . .   | 121        |
| 4.2.5    | Modèle anatomo-fonctionnel du cœur . . . . .                               | 122        |
| 4.2.6    | Résultats . . . . .  | 124        |
| 4.2.7    | Discussion . . . . .   | 127        |
| <b>A</b> | <b>Expression des conditions de bord par la méthode des éléments finis</b> | <b>135</b> |



# Table des figures

|      |  |    |
|------|--|----|
| 1.1  | Anatomie du cœur . . . . .   | 20 |
| 1.2  | Représentation des ventricules gauche et droit du cœur. . . . .  | 21 |
| 1.3  | Illustration d'un électrocardiogramme. . . . .   | 22 |
| 1.4  | Modalités impliquées pour l'estimation de la viabilité. . . . .  | 24 |
| 2.1  | Gabarit élastique déformable : charge incrémentale . . . . .   | 41 |
| 2.2  | Construction du modèle géométrique. . . . .  | 46 |
| 2.3  | Champs de forces 2D/3D. . . . .  | 47 |
| 2.4  | Pile de coupes acquises en IRM en petit-axe. . . . .   | 48 |
| 2.5  | Résultats d'interpolation (1). . . . .   | 50 |
| 2.6  | Résultats d'interpolation (2). . . . .   | 51 |
| 2.7  | Résultats d'interpolation, coupe perpendiculaire à l'axe X. . . . .  | 52 |
| 2.8  | Résultats d'interpolation, coupe perpendiculaire à l'axe Y. . . . .  | 52 |
| 2.9  | Orientation des fibres cardiaques. . . . .   | 54 |
| 2.10 | Modèle à trois couches de la paroi cardiaque. . . . .  | 54 |
| 2.11 | Repère local sur un triangle du bord du domaine. . . . .   | 56 |
| 2.12 | Algorithme de minimisation avec mise à jour de la géométrie. . . . .   | 60 |
| 2.13 | Qualité topologique d'un maillage : inversion d'un tétraèdre. . . . .  | 61 |
| 2.14 | Qualité géométrique d'un maillage : mauvais tétraèdres. . . . .  | 61 |
| 2.15 | Exemple de champ de force unidimensionnel. . . . .   | 63 |
| 3.1  | Cas test 1 : segmentation sphère sur cube, position initiale. . . . .  | 74 |
| 3.2  | Champ obtenu par l'algorithme du GVF sur la norme du gradient . . . . .  | 75 |
| 3.3  | Cas test1 : segmentation sphère sur cube. Comparaison des schémas de minimisation. . . . .   | 76 |
| 3.4  | Cas test 1 : segmentation sphère sur cube. Finesse du maillage. . . . .  | 77 |
| 3.5  | Cas test 1 : segmentation sphère sur cube. Influence du champ de forces. . . . .   | 79 |
| 3.6  | Cas test 1 : segmentation sphère sur cube. Résultats de segmentation avec des cartes de potentiel de moins en moins lissées. . . . . | 79 |
| 3.7  | Cas test 2 : segmentation sphère sur ellipsoïde. Situation initiale. . . . .   | 81 |

|      |  |     |
|------|--|-----|
| 3.8  | Champ de forces pour l'ellipsoïde calculé à partir d'une carte de contours lissée . . . . .  | 81  |
| 3.9  | Cas test 2 : segmentation sphère sur ellipsoïde en petits déplacements avec le schéma numérique <b>M1</b> . Variation du module d'Young . . . . .    | 82  |
| 3.10 | Cas test 2 : segmentation sphère sur ellipsoïde. Comparaison des schémas <b>M2, M3, M4</b> . . . . .   | 83  |
| 3.11 | Cas test 2 : segmentation sphère sur ellipsoïde. Résultat de segmentation. . .   | 84  |
| 3.12 | Exemples de coupes IRM anatomiques acquises sur 2 patients différents . .  | 86  |
| 3.13 | Série temporelle IRM d'une coupe petit-axe du cœur . . . . .   | 87  |
| 3.14 | Illustration du champ de type GVF (vue 2-D) calculé sur une image cardiaque par RM. . . . .  | 88  |
| 3.15 | Effet de la régularisation réaliste du bord. . . . .   | 89  |
| 3.16 | Déformation du gabarit élastique 3-D . . . . .   | 90  |
| 3.17 | Modèle 3-D résultant de la segmentation d'un volume volume par RM. . .   | 91  |
| 3.18 | Résultats de segmentation d'images par RM cardiaques selon 3 vues orthogonales (1) . . . . .   | 92  |
| 3.19 | Résultats de segmentation d'images par RM cardiaques selon 3 vues orthogonales (2) . . . . .   | 93  |
| 3.20 | Résultats de segmentation d'images par RM cardiaques selon 3 vues orthogonales (3) . . . . .   | 94  |
| 3.21 | Présentation 3-D des ventricules de 10 patients à l'instant télé-diastolique. .  | 95  |
| 3.22 | Suivi du muscle cardiaque au cours du cycle. Vue 2-D à mi-hauteur du VG. .   | 96  |
| 3.23 | Suivi du muscle cardiaque au cours du cycle . . . . .  | 96  |
| 3.24 | Comparaison des volumes cavitaires gauches obtenus par la segmentation 3-D automatique et les volumes estimés par segmentation manuelle d'experts. . | 97  |
| 3.25 | Fantôme ultrasonore de la forme d'un œuf de caille inclus dans un gel. . .   | 98  |
| 3.26 | Résultats de la segmentation du fantôme en ultrason . . . . .  | 99  |
| 3.27 | Imagerie ultrasonore de l'embryon de souris. . . . .   | 100 |
| 3.28 | Segmentation du sac embryonnaire chez la souris. . . . .   | 101 |
| 4.1  | Surfaces et région intervenant dans le critère de distance modèle-données. .   | 104 |
| 4.2  | Evolution de l'énergie de mise en correspondance . . . . .   | 110 |
| 4.3  | Résultats d'un recalage affine : exemple 1. . . . .  | 111 |
| 4.4  | Résultats d'un recalage affine : exemple 2. . . . .  | 112 |
| 4.5  | Résultats d'un recalage affine : exemple 3. . . . .  | 113 |
| 4.6  | Résultats d'un recalage affine : exemple 4. . . . .  | 114 |
| 4.7  | Etapes de la méthode de mise en correspondance IRM, TEP et MCG. . . .  | 117 |
| 4.8  | IRM et TEP à recalculer. . . . .   | 118 |

|      |   |     |
|------|---|-----|
| 4.9  | Modèle topologique et géométrique du thorax et des poumons utilisé pour segmenter (a) l'IRM transverse (b) l'image TEP de transmission. . . . .   | 119 |
| 4.10 | Segmentation des structures thoraciques . . . . .   | 120 |
| 4.11 | Cartes de distance . . . . .  | 120 |
| 4.12 | Une pile de coupes IRM petit-axe et TEP d'émission recalées. . . . .  | 121 |
| 4.13 | Pose de neuf marqueurs MCG et de trois antennes-marqueurs sur la poitrine d'un patient pour un examen MCG. Les pastilles sur les rubans de silicone indiquent la position des marqueurs MCG ; leur position est numérisée. . .  | 122 |
| 4.14 | Calcul de la surface médiane du VG à partir des surfaces endo- et épica-<br>diques segmentées. . . . .  | 123 |
| 4.15 | Calcul de la surface médiane du VG à partir des surfaces endo- et épica-<br>diques segmentées. . . . .  | 124 |
| 4.16 | Estimation des valeurs de captation glucidique sur la surface médiane . . .   | 125 |
| 4.17 | Résultats du recalage affine. (a) : patient P1, avant recalage, (b) : patient<br>P1, après recalage, (c) : patient P2, avant recalage, (d) : patient P2 après<br>recalage. Ligne du haut : coupe petit-axe à un niveau basal, ligne du bas :<br>coupe petit-axe à un niveau mi-ventriculaire. . . . . | 126 |
| 4.18 | Résultats de segmentation des images par RM en petit-axe . . . . .  | 126 |
| 4.19 | Cartographies de la captation glucidique pour le patient P1 . . . . .   | 127 |
| 4.20 | Cartographies de la captation glucidique pour le patient P2 . . . . .   | 128 |
| 4.21 | Cartographies des densités de courant (MCG) pour le patient P1 . . . . .  | 128 |
| 4.22 | Cartographies des densités de courant (MCG) pour le patient P2 . . . . .  | 129 |



# Bibliographie personnelle

Pham, Q. C., Vincent, F., Clarysse, P., Pousin, J., Croisille, P., Katila, T., Magnin I. E., 2002, Spatio-temporal segmentation of the heart ventricles from MRI using a 3-D elastic active region, IEEE Trans. Med. Imaging, in revision.

Mäkelä, T. J., Pham, Q. C., Clarysse, P., Nenonen, J., Lötjönen, J., Hänninen, H., Lauerma, K., Knuuti, J., Katila, T., Magnin, I. E., 2002, A 3-D model-based registration approach for the PET, MR and MCG cardiac data fusion, Medical Image Analysis, in press.

Mäkelä, T. J., Clarysse, P., Sipilä, O., Pauna, N., Pham, Q. C., Katila, T., Magnin, I. E., 2002, A review of cardiac image registration methods, IEEE Transactions on Medical Imaging, 21(9).

Vray, D., Discher, A., Lefloch, J., Mai, W., Clarysse, P., Pham, Q. C., Montagnat, J., Janier, M., 2002, 3D Quantification of Ultrasound Images : Application to Mouse Embryo Imaging In Vivo, in : Proceedings of the IEEE International Ultrasonics Symposium, München, Germany, in press.

Mäkelä, T. J., Pham, Q. C., Clarysse, P., Lötjönen, J., Lauerma, K., Hänninen, H., Nenonen, J., Knuuti, J., Katila, T., Magnin, I. E., 2001, A 3-D model-based approach for the PET-functional and MR-anatomical cardiac imaging data fusion, in : Lecture Notes in Computer Science 2230, Springer : First International Workshop on Functional Imaging and Modeling of the Heart, FIMH 2001, T. Katila and I.E. Magnin and P. Clarysse and J. Montagnat and J. Nenonen (Eds), pp 83-90.

Pham, Q. C., Vincent, F., Clarysse, P., Croisille, P., Magnin I. E., 2001, A FEM-Based deformable model for the 3D segmentation and tracking of the Heart in Cardiac MRI, in : Image and Signal Processing and Analysis (ISPA), Pula, Croatia, pp. 250-254.

Pham, Q. C., Vincent, F., Clarysse, P., Croisille, P., Magnin I. E., 2001, Heart segmentation in MRI using A 3D prior biventricular deformable model, 11ème Forum des Jeunes Chercheurs en GBM, Compiègne, pp. 70-71.



# Liste des abréviations

|      |                                       |
|------|---------------------------------------|
| ECG  | Electrocardiogramme                   |
| FDG  | Fluorodésoxyglucose                   |
| GVF  | Gradient Vector Flow                  |
| IRM  | Imagerie par Résonance Magnétique     |
| MCG  | Magnéto-cardiographie                 |
| MEF  | Méthode des Eléments Finis            |
| TEMP | Tomographie d'Emission Monophotonique |
| TEP  | Tomographie par Emission de Positons  |
| US   | Ultrasons                             |
| VD   | Ventricule Droit                      |
| VG   | Ventricule Gauche                     |





# Symboles utilisés

|                          |   |
|--------------------------|---|
| $\sigma$                 | tenseur des contraintes                               |
| $\epsilon$               | tenseur des déformations                              |
| $\sigma_n$               | contrainte normale                                    |
| $\sigma_n^f$             | contrainte normale due aux fibres                     |
| $\varsigma$              | vecteur des contraintes                               |
| $\varepsilon$            | vecteur des déformations                              |
| $\mathbf{b}$             | champ de forces volumiques                            |
| $\mathbf{d}$             | vecteur orientation des fibres                        |
| $\mathbf{F}$             | vecteur global des forces aux nœuds du maillage       |
| $\mathbf{I}$             | application identité                                  |
| $\mathbf{K}$             | matrice globale de raideur                            |
| $\widetilde{\mathbf{M}}$ | matrice globale des contraintes de bord               |
| $\mathbf{t}$             | champ de forces surfaciques                           |
| $\mathbf{u}$             | vecteur déplacement                                   |
| $\mathbf{U}$             | vecteur global des déplacements aux nœuds du maillage |
| $H^1$                    | espace de sobolev d'ordre 1                           |
| $\Omega$                 | domaine   |
| $\partial\Omega$         | bord du domaine                                       |
| $\Omega_0$               | domaine de référence                                  |
| $\partial\Omega_0$       | bord du domaine de référence                          |
| $\tilde{\Omega}$         | domaine déformé inconnu                               |
| $\partial\tilde{\Omega}$ | bord du domaine déformé inconnu                       |
| $\mathcal{T}$            | maillage tétraédrique du domaine $\Omega$             |
| $\mathbf{T}$             | transformation spatiale                               |
| $\mathcal{I}_r$          | image de référence                                    |
| $\mathcal{I}_c$          | image cible   |
| $\mathbf{T}$             | transformation spatiale                               |



# Chapitre 1

## Introduction

### 1.1 Contexte médical

Les maladies cardiovasculaires sont aujourd'hui la première cause de mortalité dans les pays développés, entraînant des conséquences sociales et économiques importantes. D'après les estimations de l'Organisation Mondiale pour la Santé <sup>1</sup>, chaque année, 17 millions de personnes décèdent d'une maladie cardiovasculaire dans le monde, et plus de 1.5 million à l'échelle européenne. En France, ces maladies sont à l'origine de près de 180 000 décès et 120 000 personnes sont victimes d'un infarctus du myocarde chaque année. Les facteurs sont d'ordre multiple, allant de la prédisposition biologique, aux conditions d'environnement et aux comportements individuels.

Ce problème crucial de santé publique nécessite des mesures accrues en termes de prévention, et des efforts importants au niveau du diagnostic thérapeutique. Citons le professeur Daniel Thomas, président de la Fédération Française de Cardiologie : *“Quand 30,68 % des décès en France sont encore dus aux seules maladies cardiovasculaires, quand celles-ci représentent toujours, et de loin, la première cause de mortalité dans notre pays et qu'elles concernent des sujets trop jeunes pour mourir, tout doit être mis en œuvre pour combattre un tel fléau.”*

Des travaux fondamentaux en biologie et en génétique moléculaires ont permis de découvrir les nombreux acteurs qui agissent sur le vaisseau sanguin. Ils ont en particulier mis en évidence les conséquences de l'athérosclérose dont l'évolution conduit à l'obstruction d'un vaisseau et à l'infarctus du myocarde. Parallèlement à ces avancées décisives, les progrès récents de l'imagerie médicale multimodale et multidimensionnelle permettent une compréhension de plus en plus précise de l'anatomie et de la fonction des organes en 3-D et dans le temps.

Le système cardiovasculaire a un fonctionnement d'une grande complexité, brièvement

---

<sup>1</sup><http://www.who.int/>

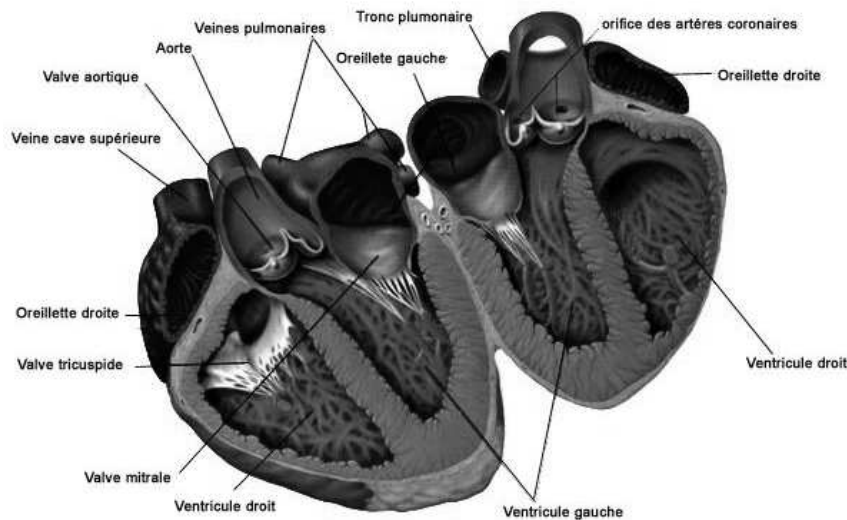


FIG. 1.1 – Anatomie du cœur. Source : <http://www.medecine-et-sante.com/>

décrit en section 1.1.1. Les techniques d'imagerie médicale permettent d'avancer dans la compréhension du cœur normal et pathologique. Notre contribution dans cette thèse porte sur le développement de méthodes d'aide à l'analyse et à la quantification de la fonction du cœur en imagerie cardiaque. La pathologie plus particulièrement étudiée est l'ischémie myocardique (section 1.1.2).

### 1.1.1 Éléments de physiologie cardiaque

#### Anatomie

Le cœur est un organe constitué presque en totalité de tissus musculaires, que l'on appelle le *myocarde*. Ce myocarde s'insère dans un sac séreux, le *péricarde*. Il est tapissé à l'intérieur par une fine membrane, l'*endocarde*. Notons que le myocarde est en fait constitué de faisceaux de fibres musculaires dont l'orientation varie continûment de l'endocarde vers le péricarde (voir section 2.4.1).

On distingue dans le cœur quatre cavités : les deux cavités droites, que sont l'oreillette et le ventricule droit et les deux cavités gauches, formées par l'oreillette et le ventricule gauche. Les ventricules gauche (VG) et droit (VD) sont séparés par une cloison interventriculaire, le septum (figure 1.1).

La grande circulation (systémique) est prise en charge par la partie gauche, alors que la petite circulation (pulmonaire) utile à l'oxygénation du sang est assurée par la partie droite. Le ventricule gauche est considéré comme le principal élément de la pompe cardiaque. Le VG peut être grossièrement représenté par une coque épaisse de forme semi-ellipsoïdique. On définit classiquement une direction longitudinale, le grand-axe du VG, qui constitue un système de repérage simple, allant de la pointe (l'apex) jusqu'à la base du ventricule. Une

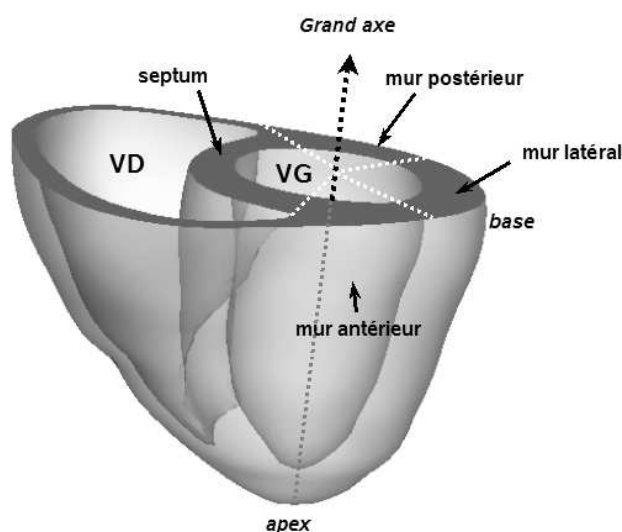


FIG. 1.2 – Représentation des ventricules gauche et droit du cœur.

coupe dans un plan orthogonal au grand-axe est communément appelée vue en petit-axe. Le VD possède une paroi beaucoup plus fine et sa géométrie est plus complexe (figure 1.2). La surface périphérique du cœur est parcourue par un réseau vasculaire de coronaires qui assure l'irrigation sanguine du muscle.

## Fonctions

Le myocarde est constitué d'un ensemble de cellules musculaires autonome et contractile. Il éjecte le sang dans l'organisme en se contractant, de manière périodique. Différentes phases composent le cycle cardiaque dont la durée moyenne est de 800 ms : pendant la *phase diastolique*, la cavité ventriculaire se remplit de sang, grâce à l'ouverture de la valve mitrale. La *systole* correspond à une augmentation de la pression dans la cavité gauche suivie d'une contraction du VG, jusqu'à l'éjection du sang à travers l'aorte. La télédiastole est l'instant qui précède le début de la contraction ; la télésystole indique la fin de la contraction et le début du relâchement du muscle. La phase diastolique est à peu près deux fois plus longue que la phase systolique. Ces différentes phases sont repérées par rapport à l'Electrocardiogramme (ECG) représentant l'évolution de l'activité électrique globale au niveau du cœur (figure 1.3). Le fonctionnement du cœur à l'échelle cellulaire et moléculaire met en jeu simultanément des processus chimiques basés essentiellement sur l'action des ions calcium, électriques liés à la propagation d'une onde dépolarisation à la surface du cœur, mécaniques qui vont engendrer la contraction effective des cellules myocardiques. Pour un état de ces connaissances, on pourra se référer à l'ouvrage collectif du Groupe de Réflexion sur la Recherche Cardiovasculaire<sup>2</sup> (Pinet et al., 2002).

<sup>2</sup><http://www.grrc.fr>

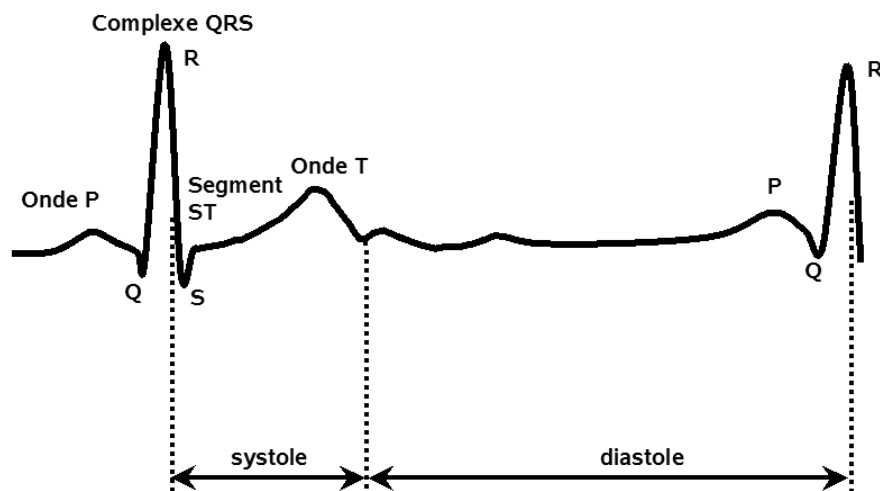


FIG. 1.3 – Illustration d'un électrocardiogramme.

### 1.1.2 Ischémie myocardique et ses conséquences

#### Ischémie myocardique

Le cœur apporte le sang oxygéné à tout l'organisme, mais doit également assurer sa propre perfusion grâce aux artères coronaires. L'adaptation à une demande accrue au cours de l'effort ne peut se faire que par l'augmentation du débit sanguin.

Pour expulser le sang dans tout le corps, le myocarde a besoin d'énergie, qu'il trouve dans des substrats spécifiques présents dans le sang. La réduction de l'apport sanguin qui peut se produire lors de l'obstruction d'une artère coronaire (athérosclérose) entraîne une suite de conséquences connue sous le nom de cascade ischémique. En simplifiant, le déficit de perfusion implique une réduction du métabolisme qui, si elle persiste, aboutit à une réduction de la capacité contractile du cœur. Le sang est ainsi moins efficacement distribué à l'organisme. La pathologie associée à ce mécanisme porte le nom d'*ischémie myocardique*. A son stade ultime, l'ischémie myocardique conduit à l'infarctus du myocarde.

#### La viabilité myocardique

L'ischémie myocardique survient lors d'un déséquilibre entre perfusion, métabolisme oxydatif et fonction contractile, provenant d'une insuffisance de la perfusion dans un territoire cardiaque donné. Une ischémie prolongée (dû par exemple à une artère sténosée) peut entraîner la nécrose des tissus et déclencher un infarctus. L'état de la région myocardique atteinte est cependant réversible selon les délais de reperfusion et l'action de la circulation collatérale, d'où la notion de *viabilité des tissus*. Une définition de la viabilité est la suivante : *un tissu sujet à une perfusion insuffisante est dit viable s'il retrouve sa fonction après re-perfusion* (Janier, 1998).

L'estimation de la viabilité d'un tissu est une étape essentielle pour guider le choix d'une procédure de revascularisation.

### 1.1.3 Imagerie cardiaque multi-modale

Les résultats les plus récents relatifs aux pathologies ischémiques montrent que la viabilité des tissus myocardique peut être estimée à partir de l'analyse conjointe de la perfusion, du métabolisme et de la fonction contractile, d'où l'intérêt d'une imagerie multimodale et intégrative (Behloul et al., 2001).

Les techniques d'imagerie médicale actuelles permettent d'accéder à l'anatomie et différents aspects fonctionnels du cœur. L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est la modalité d'imagerie non-invasive de choix pour accéder à l'anatomie cardiaque du patient. La morphologie peut être également étudiée grâce aux techniques d'acquisition ultrasonore (US). La perfusion peut être évaluée en Tomographie d'Emission Monophotonique (TEMP), en Tomographie d'Emission de Positons (TEP) ou en IRM. Le métabolisme est mesuré en TEP. La TEP de captation glucidique au fluorodesoxyglucose marqué (FDG18) est la technique de référence pour l'étude de la viabilité myocardique (Hartiala and Knuuti, 1995). L'échographie et l'IRM de marquage tissulaire (Zerhouni et al., 1988), fournissent des informations sur la fonction contractile. On sait aussi que l'ischémie peut altérer l'activation électrique du cœur. En conséquence, le diagnostic de l'ischémie peut aussi être envisagé à partir de l'enregistrement de différences de potentiels électriques en électrocardiographie (ECG) ou la mesure d'un champ magnétique en magnétocardiographie (MCG) (Siltanen, 1988). En MCG, on mesure sur le torse du patient, des champs magnétiques faibles émis par le cœur et engendrés par des courants électriques parcourant les cellules active du muscle cardiaque. Cette méthode, de plus en plus utilisée, est totalement non invasive et se révèle être très efficace pour la détection de l'activité bioélectrique du cœur. Il est possible de remonter à la distribution de courant électrique parcourant le myocarde à partir de l'ECG et de la MCG multicanaux, en résolvant un problème inverse régularisé (Hämäläinen and Nenonen, 1999; MacLeod and Brooks, 1998). Ainsi, l'analyse de ces acquisitions permet la localisation des régions du muscle cardiaque où l'activité électrique est anormale (Nenonen et al., 2001).

La figure 1.4 résume les principales modalités d'imagerie mises en jeu dans le cadre de l'étude des pathologies cardiaques ischémiques .

L'évolution des techniques d'exploration poursuit au moins deux objectifs principaux. Le premier est l'amélioration des résolutions spatiales et temporelles des mesures. En échographie par exemple, on dispose actuellement de cadences d'acquisition de l'ordre de 300 images par seconde (Dydenko et al., 2002). De telles cadences permettent l'observation de variations très rapides qui passaient jusqu'à présent complètement inaperçues. Les études conduites autour du génome et des phénotypes ont conduit au développement de plate-formes d'imagerie dédiées aux petits animaux qui amènent un bond dans les

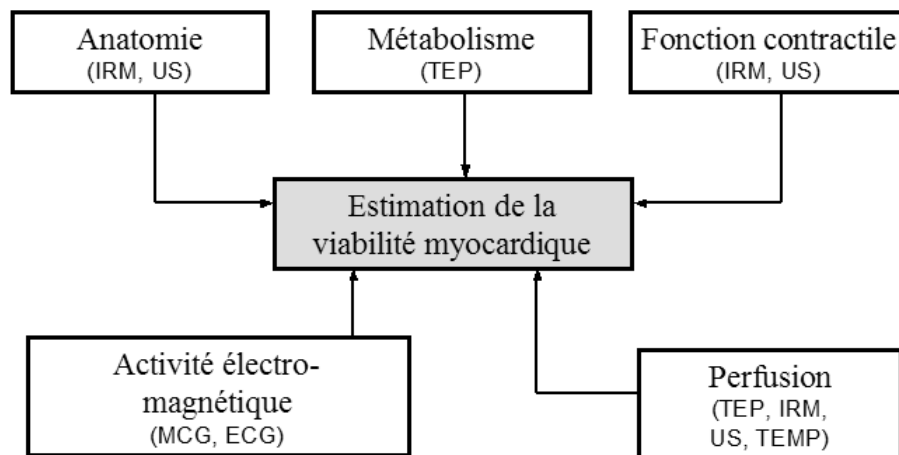


FIG. 1.4 – Modalités impliquées pour l'estimation de la viabilité myocardique.

résolutions spatiales (Nahrendorf et al., 2001).

Le second objectif concerne l'accès à de nouvelles images anatomiques et fonctionnelles. L'IRM de diffusion permet d'obtenir, ex-vivo, une information sur l'orientation privilégiée des tissus. Ainsi en imagerie cardiaque, cette technique permet d'aboutir à une cartographie des fibres myocardiques (Geerts et al., 2002). Toujours en IRM, les séquences de premier passage (Neyran et al., 2002) permettent d'accéder à des mesures locales de la perfusion myocardique. En échographie, de nouveaux produits de contraste ont permis le développement de l'imagerie de perfusion (Rognin, 2002). Enfin, nous remarquons actuellement un retour des techniques tomographiques par rayons X.

## 1.2 Aide à l'analyse d'images cardiaques

L'information produite par les imageurs est appréciée qualitativement par le médecin. Dans bien des situations, l'exploitation quantitative et précise des informations requiert le développement de méthodes d'analyse des données image. Dans ce sens, les nouvelles générations d'imageurs intègrent de plus de plus de fonctionnalités d'aide à l'analyse mais qui restent généralement assez sommaires. Notre volonté est d'apporter de nouveaux outils plus performants qui, à partir des images, génèrent avec le moins possible d'intervention de l'utilisateur, un modèle spécifique du cœur du patient qui intègre divers paramètres fonctionnels : descripteurs globaux de la fonction cardiaque (volumes, masses, fraction d'éjection) mais aussi locaux (déformations, métabolisme...). Dans cet objectif, deux problèmes fondamentaux sont à considérer :

- l'extraction ou la *segmentation* de l'anatomie du cœur,
- étant donnés la géométrie et les propriétés intrinsèques des systèmes d'acquisition, la *mise en correspondance* (ou recalage) des images.



### 1.2.1 Segmentation des structures cardiaques

En routine clinique, l'extraction des structures cardiaques dans les images (IRM, scanner X, échographie...) est encore couramment effectuée à la main. Cependant, la grande quantité d'images délivrées par l'IRM, par exemple, pour un examen du cœur en 3-D rend cette opération longue et fastidieuse. Ainsi, l'examen multicoupes et multiphases du cœur produit couramment 7 niveaux de coupe et 15 phases par coupe, soit un total de 105 images. Ce nombre est multiplié d'autant s'il est nécessaire de réaliser des acquisitions complémentaires sous stimulation pharmacologique. Ceci justifie pleinement le développement de méthodes de segmentation des images.

### 1.2.2 Mise en correspondance de données cardiaques fonctionnelles

Dans le cadre de l'étude de la viabilité myocardique, la combinaison de données fonctionnelles implique de trouver des moyens de mettre en correspondance des territoires analogues imagés dans différentes modalités. En routine clinique, cette mise en correspondance est le plus souvent réalisée mentalement par les médecins.

Des méthodes de recalage automatique sont développées dans le but d'offrir une meilleure précision, une reproductibilité de la procédure, et un gain de temps non négligeable. Le recalage d'images cardiaques est un problème difficile pour au moins trois raisons :

- le cœur est en perpétuel mouvement, sans compter le mouvement respiratoire,
- on ne dispose que de très peu de structures anatomiques significatives pour le recalage,
- les images acquises présentent des caractéristiques très différentes (problème de résolution spatiale et temporelle, en particulier).

### 1.2.3 Définition des objectifs

Nous souhaitons dans un premier temps répondre au problème de la segmentation en 3-D des ventricules du cœur dans des séquences d'images par RM multi-phase, multi-coupes. Autrement dit, nous voulons extraire de manière automatique les surfaces péricardique et endocardiques du VG et du VD. Cette segmentation doit permettre une quantification de paramètres cliniques significatifs. La deuxième difficulté à résoudre est la mise en correspondance d'images cardiaques multimodales. L'objectif est de proposer une stratégie pour la combinaison d'informations anatomiques et fonctionnelles relatives au cœur de chaque patient. L'idée générale consiste à générer un modèle 3-D individualisé de cœur intégrant la morphologie, obtenue par la segmentation, et des fonctions cardiaques, par recalage des différentes modalités. Par ailleurs, nous voulons exploiter des informations sur la biomécanique du muscle cardiaque, de manière à nous rapprocher de la réalité physiologique.

## 1.3 Etat de l'existant

Dans cette section, nous rappelons les travaux ayant un lien direct avec les objectifs cités. La première partie est consacrée aux méthodes de segmentation d'images cardiaques. La deuxième liste les approches de mise en correspondance utilisées en imagerie du cœur et dans un cadre plus général en imagerie thoracique. Enfin, nous évoquerons le domaine connexe des modèles mécaniques et en particulier élastiques.

### 1.3.1 Segmentation d'images cardiaques

On se limitera dans cet exposé presque exclusivement aux travaux relatifs aux modèles déformables.

#### Segmentation par modèles déformables

Le travail pionnier de Kass et al. (1987) sur le contour déformable, le *snake*, a été suivi par des recherches nombreuses sur des modèles déformables de plus en plus sophistiqués.

Le principe du snake repose sur l'évolution d'un contour sous l'action de forces externes issues de l'image, tout en préservant une certaine régularité, imposée par des forces internes.

Le snake original a été améliorée par le principe du *ballon* (Cohen and Cohen, 1993) qui permet d'atteindre une configuration relativement éloignée de la configuration initiale. Les forces de ballon gonflent le modèle en imposant une pression interne. De cette manière, l'attraction par des contours isolés indésirables est plus facilement évitée, et rend les résultats de segmentations moins dépendants de l'initialisation du modèle. La surface déformable est l'extension naturelle en trois dimensions du contour déformable 2-D. Montagnat and Delingette (2001) ont classé les surfaces déformables utilisées en traitement d'images, en fonction de la topologie, de la géométrie, du type de représentation, et des différentes approches qui déterminent leur évolution. McInerney and Terzopoulos (1996) ont réalisé une synthèse sur les principaux modèles déformables dédiés à la segmentation d'images médicales.

L'évolution d'un modèle déformable est le plus souvent formulé comme une minimisation d'énergie ou une équation d'équilibre (Montagnat and Delingette, 2001). Dans le cas d'une formulation énergétique, on minimise une énergie comportant deux termes, un terme d'énergie externe représentant l'action de l'image sur le modèle, ou encore l'écart qui existe entre le modèle et les structures à segmenter dans l'image (attache aux données), et une énergie interne propre au modèle, dont le rôle est de régulariser les déformations. La résolution du problème est alors réalisée, soit par minimisation directe de l'énergie (Amini et al., 1990; Storvik, 1994; Lötjönen et al., 1999), soit en passant par une équation d'évolution (Kass et al., 1987; Cohen and Cohen, 1993; Montagnat and Delingette, 2000).

La minimisation de l'énergie totale ne permet dans la plupart des cas que d'obtenir un minimum local (méthodes de descente de gradient, équation d'équilibre), d'où la nécessité

d'une bonne initialisation du modèle. Parmi les méthodes d'optimisation globale, les deux approches utilisés dans le cadre des modèles déformables sont le recuit simulé (Storvik, 1994), et la programmation dynamique (Amini et al., 1990; Geiger et al., 1995). La première technique souffre de la lenteur de la convergence, tandis que la seconde pose des problèmes de formulation de l'énergie lorsqu'on passe du contour à la surface.

Un modèle déformable est également caractérisée par son type de représentation (paramétrique, implicite, ou discrète). Nous avons choisi de classer les modèles déformables par le type de la représentation.

- *Modèles paramétriques*

Ces modèles ont l'avantage d'avoir une représentation compacte car ils sont décrits grâce à un nombre restreint de paramètres. Bardin et al. (1998) ont développé un modèle paramétrique déformable surfacique du VG, à base de superquadriques, suivant l'idée originale de (Terzopoulos and Metaxas, 1991). La segmentation est réalisée en déformant le modèle au moyen de déformations de forme libre, de manière à minimiser l'erreur quadratique entre la surface déformable et la surface à rechercher. Le modèle paramétrique harmonique décrit dans (Staib and Duncan, 1996) permet de représenter la géométrie de quatre type de surfaces à bases de fonctions trigonométrique (tores, surfaces ouvertes, surfaces fermées, tubes). La description de Fourier associe la notion de fréquence à la variation de courbure de la surface. Ainsi, les basses fréquences correspondent à des variations lentes de la forme, alors que les fréquences élevées servent à représenter des variations plus importantes de la surface. Le processus de segmentation est formulé dans un cadre probabiliste ; les paramètres de la surface doivent correspondre au maximum d'une fonction de coût qui exprime la probabilité du modèle étant donné l'image.

- *Modèles implicites d'ensemble de niveaux*

La représentation par ensemble de niveaux pour la segmentation (Malladi et al., 1995) a été choisie par Debreuve et al. (2001) pour déterminer les bords du VG dans des séquences d'images cardiaques acquise en TEMP synchronisées sur l'ECG. Ces modèles ont la particularité de pouvoir gérer de façon naturelle les changements de topologie. L'innovation proposée dans ce travail est la contrainte introduite au niveau de la géométrie de la surface de niveau 0 qui doit rester une surface fermée à n'importe quel instant de l'évolution du modèle.

- *Modèles discrets*

Les modèles discrets représentent une géométrie par un ensemble structuré de points. Cohen and Cohen (1993) traitent de la segmentation d'images par contour actif 2-D et surface active 3-D, étendus au modèle du ballon. Ils montrent que le problème peut être écrit sous une forme variationnelle et discrétisé en utilisant la Méthode des Eléments Finis. L'approche est appliquée en particulier sur des images par RM du cœur.

McInerney and Terzopoulos (1995) ont développé un modèle dynamique de ballon pour la segmentation de la surface endocardique du VG dans des séries d'images cardiaques acquises en tomographie par rayons X. Le modèle est discrétisé par la méthode des éléments finis, comme dans (Cohen and Cohen, 1993).

(Ranganath, 1995) discutent des adaptations du snake à la segmentation d'images cardiaques par RM et proposent de propager le contour en effectuant une mise en correspondance de profils d'intensités selon la normale au contour. Le critère de similarité utilisé pour la mise en correspondance est le coefficient de corrélation.

Malassiotis and Strintzis (1999) combinent un snake géométrique et des connaissances a priori sur la dynamique cardiaque pour construire un modèle prédictif. Le contour initial est estimé grâce à une transformée de Hough généralisée. La détection des contours est ensuite effectuée avec un contour actif. Cette méthode est appliquée sur des séquences d'images échocardiographiques.

Dans (Rueckert and Burger, 1997), la déformation d'un gabarit géométrique des deux ventricules du cœur sous forme de surfaces discrètes est exprimée dans une base de fonction splines de plaques minces (Bookstein, 1989), et est appliquée à la segmentation spatio-temporelle d'images par RM. L'optimisation est conduite en utilisant des techniques stochastiques (recuit simulé).

Dans (Lötjönen et al., 1999), un modèle topologique et géométrique des structures anatomiques (structures thoraciques et cardiaques) est déformé au moyen de déformations de forme libre pour adhérer aux structures anatomiques extraites des images par RM. L'écart aux données est estimé grâce à une carte de distance orientée aux contours extraits de l'image, et la régularité du modèle est régie par une énergie liée à la déviation de la normale à la surface par rapport à la direction initiale. Cette approche est principalement appliquée à l'obtention d'un modèle de thorax individuel pour le calcul des sources magnétiques en MCG.

Montagnat and Delingette (2000) ont introduit les maillages simplexes pour la segmentation spatio-temporelle d'images médicales, et en particulier des images de cœur (images par RM, échographies, images acquises en TEMP). Les maillages simplexes sont définis par un ensemble de nœuds et une connectivité constante. L'équation d'évolution peut être écrite en chaque nœud, en fonction de forces externes issues de l'image, de forces internes, et de forces temporelles, analogues à la réaction d'un ressort qu'on étire. Les forces externes sont basées sur le gradient de l'image, ou sur un profil d'intensité dans la direction normale à la surface.

### **Modèles élastiques et biomécaniques**

Récemment, des modèles volumiques élastiques pour la segmentation d'images cardiaques ont fait leur apparition (Vincent, 2001; Sermesant et al., 2001, 2002). L'introduc-

tion de ces modèles montre une volonté marquée de se rapprocher de la réalité biologique. Vincent (2001) expose les principes du gabarit élastique déformable, et l'applique à la segmentation et au suivi du muscle cardiaque dans des séquences d'images par RM anatomiques et de marquage tissulaire. Le gabarit élastique modélise non seulement les interfaces de l'objet à segmenter mais également le milieu intérieur. Il est donc capable de segmenter simultanément plusieurs surfaces relatives au même objet, comme les surfaces endocardique et péricardique du VG par exemple. Sermesant et al. (2001) ont développé un modèle volumique des ventricules du cœur simulant la contraction du muscle cardiaque assimilé à un matériau élastique linéaire, sous l'effet d'une onde électrique et l'interaction avec une image anatomique US. Dans (Sermesant et al., 2002), l'ajustement du modèle aux images anatomiques par RM et TEMP est réalisée par la méthode de (Montagnat and Delingette, 2000).

### Méthodes par apprentissage

Weng et al. (1997) proposent une technique basée sur le seuillage des intensités des images par RM de type écho de gradient et des images CT pour détecter les cavités ventriculaires. Les paramètres du seuillage sont déterminées par un processus d'apprentissage. Cette méthode est automatique, mais ne permet de localiser qu'approximativement les frontières des cavités. Elle est donc recommandée pour l'initialisation d'un modèle déformable fournissant une segmentation plus précise.

Dans (Mitchell et al., 2001), le principe de l'apprentissage est également retenu. S'appuyant sur les travaux de Cootes (Cootes et al., 1998), les auteurs utilisent un modèle statistique d'apparence dans un objectif de segmentation des contours endo- et épicaudique du VG et d'un contour du VD.

#### 1.3.2 Mise en correspondance d'images cardiaques multimodales

En routine clinique, le recalage d'images cardiaques est encore très souvent réalisé par intégration mentale des images provenant des différentes modalités. L'automatisation de cette tâche doit permettre une meilleure répétabilité, plus de précision, et une plus grande rapidité.

La problématique de mise en correspondance d'images cardiaques se particularise par des difficultés inhérentes à la nature de l'organe imagé (Mäkelä et al., 2002a). Le premier problème qui se pose est celui du mouvement du cœur combiné à celui des structures thoraciques lors de la respiration. Cette caractéristique rend le recalage plus délicat que dans le cas de l'imagerie cérébrale, par exemple, où les structures anatomiques sont quasi-statiques. La seconde difficulté réside dans la géométrie du muscle cardiaque. On ne dispose en effet que de peu de repères anatomiques, d'invariants structurels facilement détectables, à cause de l'aspect lisse (tout au moins à l'échelle d'observation) et des symétries du cœur. C'est pour cette raison que le VG a souvent été modélisé avec des formes géométriques simples telles

que cylindres, sphères, ou encore ellipsoïdes. La symétrie, couramment exploitée en modélisation, constitue à l'inverse un obstacle dans le cadre du recalage. Nous avons présenté dans (Mäkelä et al., 2002a) une classification des travaux existants portant sur la mise en correspondance de données cardiaques, ainsi que des parallèles avec les nombreux travaux de recalage en imagerie cérébrale.

Parmi les méthodes de recalage d'images cardiaques, les plus simples sont basées sur un repositionnement manuel effectué par un opérateur (Behloul et al., 2001; Waiter et al., 2000). Behloul et al. (2001) proposent par exemple de définir interactivement le grand axe du cœur pour repositionner les images TEP de captation glucidique dans la même géométrie d'acquisition que les images par RM en petit-axe du cœur.

Les méthodes automatiques de recalage d'images cardiaques peuvent être divisées en deux catégories principales : les méthodes basées sur le recalage de *structures géométriques* et les techniques de mise en correspondance des distributions d'intensités des images (approches dites *iconiques*).

### Recalage de structures géométriques

Une première catégorie s'appuie sur des structures géométriques extraites des images. Ces structures peuvent être des ensembles de points, des contours ou des surfaces.

- Le recalage d'ensemble de points peut s'appuyer sur *des marqueurs externes* ou des *repères anatomiques*. Dans le cas multimodal, les marqueurs externes doivent être visibles dans l'une et l'autre des modalités à recaler. Le recalage de nuages de points a été étudié dans (Arun et al., 1987) qui propose un algorithme non itératif pour déterminer la transformation géométrique rigide minimisant l'erreur quadratique moyenne entre les points de deux ensembles. Cette méthode a été utilisée dans des expériences de validation sur des fantômes (Pallotta et al., 1995). Il faut remarquer que l'utilisation de tels marqueurs est susceptible d'induire des erreurs de localisation dues au léger déplacement des marqueurs entre deux examens, et à la flexibilité du corps. Plusieurs auteurs s'appuient sur les marqueurs externes pour guider le recalage d'images multimodales du thorax ou du cœur (Gilardi et al., 1998; Yu et al., 1995; Dey et al., 1999). Il faut remarquer par ailleurs que l'utilisation de la position de marqueurs sur la peau ne résout pas les problèmes de recalage liés aux mouvements relatifs du cœur par rapport au corps du patient. La définition de repères anatomiques suppose que des points caractéristiques sont détectables dans les images à recaler. Ces points anatomiques servent également à valider une méthode recalage (Gilardi et al., 1998). Dans le cas des images cardiaques, ces invariants anatomiques ne sont pas toujours faciles à définir. La difficulté de retrouver ces points peut encore être augmentée dans le cas pathologiques (Gilardi et al., 1996).

La *distance de Chamfrein* (Borgefors, 1988) intervient dans certaines algorithmes de recalage pour l'estimation de la distance moyenne entre des surfaces ou des nuages de points (Herk, 2000). Parmi les méthodes de recalage basées sur la distance de chamfrein, citons les approches de (Pallotta et al., 1995) (images thoraciques en TEP de transmission), (Cai et al., 1999) (images des poumons en tomographie par rayons X et TEP), (Mäkelä et al., 2001b) (images du thorax en TEP et en IRM). L'algorithme de l'*Iterative Closest Point* (ICP) introduit par Besl and McKay (1992) a été modifié dans (Declerck et al., 1997) pour le recalage non-rigide d'images cardiaques. L'ICP est appliqué sur des contours 3-D extraits des images acquises en TEMP.

- *Recalage de surfaces*

Plusieurs auteurs ont proposé des stratégies de mise en correspondance de structures extraites d'images du thorax, de plus grand champ de vue que les images de cœur. Par exemple, en IRM, en tomographie par rayons X, en TEP de transmission, ou encore en TEMP, les surfaces du thorax et des poumons apparaissent plus ou moins clairement. Pour garantir le succès du recalage, il convient d'utiliser l'image la plus complète comme image de référence (Gilardi et al., 1996). Les applications sont le recalage TEP/TEP (Pallotta et al., 1995), TEP/TEMP (Gilardi et al., 1998), IRM/TEP (Mäkelä et al., 2001b), tomographie par rayons X/TEP (Yu et al., 1995; Tai et al., 1997; Cai et al., 1999). Le recalage de surfaces cardiaques doit permettre d'atteindre une meilleure précision dans la région d'intérêt (Gilardi et al., 1998). Le choix de la surface anatomique à recalcr est déterminant. Dans (Faber et al., 1991), les surfaces cardiaques sont automatiquement détectées dans les images TEMP cardiaques synchronisées sur l'ECG et sont recalées de manière rigide avec les surfaces correspondantes extraites des images par RM. (Sinha et al., 1995) ont développé une approche de mise en correspondance d'images par RM et TEP-FDG par l'intermédiaire de surfaces déterminées interactivement. Ces surfaces subissent des opérations morphologiques, puis sont recalées avec l'algorithme du "head-and-hat" (Pelizzari et al., 1989).

### Approches iconiques

Les méthodes qui se basent sur les intensités des images, forment un deuxième groupe.

- *Alignement des axes principaux*

Une méthode souvent utilisée pour aligner approximativement deux images est celle des *axes principaux*, par analogie aux axes d'inertie utilisés en mécanique du solide. Les moments sont une représentation de la répartition spatiale des intensités d'une image Maurer and Fitzpatrick (1993). Les directions principales sont déduites de la matrice d'inertie, et peuvent alors être alignées. La méthode des axes principaux constitue souvent une étape de positionnement avant un recalage plus fin des images. Dans (Slomka et al., 1995) par exemple, l'alignement par les axes principaux précède une mise en correspondance basée

sur un critère de différences des niveaux de gris. Dey et al. (1999) appliquent la même approche sur des images de tomographie par rayons X, et de TEMP.

- *Approches impliquant un critère de similarité entre les distributions d'intensités*

La plupart des approches de mise en correspondance d'un couple d'images à partir de leurs niveaux de gris se basent sur la définition d'un critère de similarité (ou de dissimilarité) à optimiser, en fonction de la transformation spatiale à appliquer à l'une des deux images. De nombreux critères ont été proposés dans la littérature, et testés sur des applications diverses (Fitzpatrick et al., 2000). L'expression mathématique des critères les plus usités est rappelée au chapitre 4. Les critères adaptés au cas monomodal sont la somme des différences absolues (SDA), la somme des différences au carré (SDC) ou encore le coefficient de corrélation (CC), plus robuste au bruit. Le CC est un critère optimal dans le cas d'une relation linéaire entre les images (Fitzpatrick et al., 2000). Il est maximal lorsque les images sont recalées. Woods et al. (1992) ont introduit un critère basé sur la variance du rapport des intensités (VRI), dont la version adaptée au cas multimodal est présentée dans (Woods et al., 1993). Le changement stochastique de signe (CSS) est un comptage des occurrences négatives et positives des différences d'intensités. Les critères issus de la théorie de l'information ont prouvé leur efficacité dans le cas du recalage d'images multimodales particulièrement en imagerie cérébrale. L'information mutuelle (IM) (Maes et al., 1997; Wells et al., 1996) en est le représentant le plus connu. Elle mesure la dépendance statistique entre deux images vues comme des variables aléatoires.

Hoh et al. (1993) ont mis en œuvre les critères SDA et SDC dans le cadre du recalage monomodal rigide d'images acquises en TEP d'émission. Les auteurs ont observé qu'il n'y avait pas de différence sensible d'alignement en utilisant l'un ou l'autre des critères. Slomka et al. (1995) optent pour la SDA pour le recalage affine entre des images de TEMP d'émission et un modèle de référence, et après l'avoir comparée au CSS. Une amélioration de la méthode consistant à pratiquer des érosions du modèle est proposée dans (Slomka et al., 2001). Le critère SSD a été utilisé pour des problématiques de compensation de mouvements dues à la respiration (Bidaut and Vallee, 2001). Dans (Klein and Huesman, 2002), la compensation de mouvement dans des séquences d'images TEP cardiaques synchronisées sur l'ECG est réalisée par une méthode de recalage affine (Klein et al., 2002) ou élastique (Klein and Huesman, 2002). Turkington et al. (1997) choisissent le coefficient de corrélation pour recaler en translation des séries dynamiques acquises en TEP, par l'intermédiaire d'un modèle de série dynamique de référence. Le même critère, appliqué sur des images cardiaques acquises en TEP d'émission, intervient dans les travaux de Bacharach et al. (1993). Plus récemment, Gallippi and Trahey (2001) ont montré l'efficacité d'une méthode appelée *Statistics Based Registration* (SBR) dans le cadre du recalage monomodal (images par RM d'une part, et



images US d'autre part). La SBR est basée sur la variation locale d'intensité, estimée dans des fenêtres de 11x11 pixels.

Dey et al. (1999) traitent du recalage multimodal rigide entre des images de thorax acquises en TEMP et en tomographie par rayons X. Leur approche consiste à recaler les cartes d'atténuation correspondantes, en minimisant un critère similaire au VRI, après un positionnement approximatif obtenu par la méthode des axes principaux. Eberl et al. (1996) analysent les performances de différents critères de similarité dans le contexte du recalage monomodal d'images cardiaques en TEMP, et multimodal entre des images acquises en TEP et en TEMP, et constatent que le meilleur critère est le SDA lorsque les images traitées sont de même modalité, et le VRI dans le cas multimodal. L'information mutuelle est maintenant reconnue comme un critère performant et robuste pour la mise en correspondance d'images multimodales, comme l'attestent les recherches qui ont porté sur le recalage d'images cérébrales. Une autre application est le recalage d'images par RM de l'abdomen (Carrillo et al., 2001). Dans le domaine de l'imagerie cardiaque, Lötjönen and Mäkelä (2001) ont proposé une approche mettant en jeu le critère de l'IM, l'information du gradient des images, et des déformations élastiques. Cette méthode est appliquée à des images par RM et TEP acquises sur le même patient.

### Approches physiques de régularisation élastique

- *Régularisation élastique*

Les principes de l'élasticité tridimensionnelle ont été très utilisés en imagerie, et en particulier dans le domaine du recalage non-rigide. L'élasticité intervient dans ce contexte comme régularisation des déformations de l'image, puisque le problème de mise en correspondance non-rigide est en général mal posé. Les premiers travaux traitant de ce sujet sont décrits dans (Bajcsy and Kovacic, 1989). Les auteurs proposent de déformer localement l'image flottante après un recalage rigide visant à superposer les axes principaux des deux images. Les déformations sont régies par l'équation de Navier appliquée à un matériau élastique homogène isotrope. Les forces extérieures agissant sur l'image dérivent d'un critère de similarité entre les distributions d'intensité, le coefficient de corrélation normalisé. Pour accélérer le processus, une stratégie multirésolution est proposée. Cette méthode a été mise en œuvre sur des images cérébrales.

Kyriacou et al. (1999) ont introduit un modèle biomécanique 2-D du cerveau dans une formulation éléments finis dans le but d'étudier la croissance d'une tumeur à partir d'images par RM. L'influence de la croissance d'une tumeur sur la déformation des tissus cérébraux environnants est analysée en calculant une estimation de l'anatomie initiale par contraction de la tumeur. Cette estimation est ensuite recalée sur un atlas de référence correspondant à un cas normal, et l'atlas est déformé par la simulation de la croissance de la tumeur. La

déformation des tissus sous l'action de la croissance de la tumeur est assimilée à celle d'un matériau élastique non linéaire, avec des conditions aux limites fixées par des structures anatomiques identifiées (crâne, ventricules, par exemple).

Gee (1999) associent une formulation probabiliste et une modélisation mécanique pour la mise en correspondance d'images cérébrales monomodales. L'image est assimilée à un matériau élastique linéaire. Une énergie de mise en correspondance est définie par la somme d'un terme de similarité et un terme de régularisation élastique. Cette énergie est reformulée dans un cadre bayésien et discrétisée par la méthode des Eléments finis.

Peckar et al. (1999) observent les limitations de l'élasticité linéarisée sous l'hypothèse des petits déplacements pour le recalage non-rigide, avec des déplacements imposés. Lorsque les déplacements à retrouver sont plus importants, des singularités peuvent apparaître. Les auteurs proposent donc un schéma incrémental, où le problème non-linéaire est approché par une succession de problèmes linéaires. Les résultats montrent des déformations beaucoup plus cohérentes avec ce dernier schéma.

Dans (Ferrant et al., 2001)), le problème de la mise en correspondance est écrit sous forme variationnelle où l'énergie élastique compense les forces externes liées à la différence moyenne entre les intensités des deux images. Ces énergies sont discrétisées par la méthode des éléments finis, les images sont décomposées en éléments tétraédriques. La minimisation de l'énergie globale est alors équivalente à la résolution d'une équation matricielle linéaire.

- *Modélisations mécaniques pour l'estimation de mouvement en imagerie cardiaque*

La deuxième catégorie de méthodes qui se basent sur la modélisation mécanique par l'élasticité concernent l'analyse de mouvement en imagerie cardiaque. Les approches volumiques ont été proposées dans le but d'estimer l'évolution des points matériels dans la paroi du myocarde. Dans la plupart des cas, les méthodes d'estimation du mouvement en imagerie cardiaque exploitent les informations contenues dans les images par RM de marquage tissulaire. De plus, l'étude des déformations du muscle cardiaque lors de sa contraction peut être menée au moyen de modèles de déformation liés à la biomécanique du cœur (Shi et al., 1999; Haber et al., 2000; Papademetris et al., 2001). Ces travaux mettent en œuvre des modèles mécaniques sophistiqués pour l'estimation de mouvement, mais ne se focalisent pas sur l'extraction des contours (surfaces) du cœur. Dans ce cadre, la segmentation est généralement considérée comme une étape de pré-traitement, puisque la connaissance des contours est une entrée de l'algorithme d'estimation. Shi et al. (1999) segmentent les contours du VG grâce à des contours actifs et reconstruisent les surfaces 3-D, avant de procéder à la déformation du modèle. Dans (Papademetris et al., 2001), des correspondances basées sur la forme sont recherchées sur les surfaces interactivement segmentées. Ces correspondances contraignent ensuite la déformation du modèle qui se comporte comme un matériau élastique transversalement isotrope. Haber et al. (2000) s'intéressent à la contraction du ventricule droit en analysant ses déformations grâce à un modèle bi-ventriculaire déformable de type éléments

finis interagissant avec les images par RM de marquage tissulaire. La construction du modèle géométrique s'appuie sur l'extraction des contours anatomiques au moyen de contours actifs, que l'utilisateur peut manipuler et corriger.

## 1.4 Orientation des recherches

Il a été montré que les méthodes 2-D de segmentation d'images cardiaques pouvaient être précises et fiables. Cependant, les approches 3-D permettent la segmentation de coupes multiples en garantissant une meilleure cohérence (Frangi et al., 2001). Notre approche s'appuie sur l'intégration de connaissances a priori pour l'analyse d'images. Nous pensons que l'utilisation d'un modèle réaliste du cœur peut répondre efficacement aux problématiques de la segmentation et de la mise en correspondance d'images cardiaques. Dans ce contexte, nous avons choisi de développer une méthode de segmentation caractérisée par

- une représentation volumique du muscle cardiaque,
- un modèle physique de déformation,
- un modèle discret des deux ventricules du cœur.

Les modèles volumiques ont l'avantage de représenter les interfaces de l'objet ainsi que l'intérieur. Ils sont donc particulièrement adaptés à la représentation du muscle cardiaque. Nos travaux se situent dans la continuité des travaux de Vincent (2001). Nous proposons au chapitre 2 de développer une méthodologie de segmentation simultanée des deux ventricules (VG et VD) du cœur dans des acquisitions IRM multi-phases et multi-coupes. Le gabarit élastique déformable est une description naturelle en volume de l'objet que nous souhaitons segmenter. Pour contraindre le processus de segmentation, la connaissance de la topologie et de la géométrie du cœur est introduite. Ainsi, notre gabarit de référence est une représentation réaliste des deux ventricules. Le développement d'un modèle bi-ventriculaire se justifie par les raisons suivantes :

- le modèle bi-ventriculaire contraint fortement la segmentation, en fournissant une géométrie de référence complexe,
- les trois surfaces du cœur (surfaces endocardiques du VG et du VD, péricarde) sont segmentées simultanément,
- le modèle bi-cavités facilite le recalage du modèle sur les données, car il comporte plus de structures anatomiques sur lesquelles le recalage peut s'appuyer,
- l'étude du ventricule droit, souvent peu abordée, peut se révéler intéressante d'un point de vue clinique.

De plus, nous sommes convaincus que les modèles physiques de déformation basés sur les principes de l'élasticité, même simplifiés, sont une première approche de la réalité biologique des tissus cardiaques. La représentation volumique du muscle cardiaque est un moyen efficace de segmenter en même temps les surfaces épicaudiques et endocardiques tout en

préservant une régularité suffisante entre elles. La modélisation de la paroi cardiaque par un matériau élastique empêchera donc toute intersection entre ces surfaces.

Nous proposerons au chapitre 2 des solutions à certaines limitations du gabarit élastique déformable, tel qu'il est présenté dans (Vincent, 2001).

Nous présentons au chapitre 3 une évaluation du modèle proposé d'un point de vue technique et pratique pour la segmentation du cœur dans des séquences IRM anatomiques. Les résultats permettent d'envisager son exploitation effective sur des cohortes de patients. Nous évaluons également le comportement du modèle dans d'autres modalités. En particulier, nous avons pu tester notre modèle pour la segmentation d'images ultrasonores 3-D, réputées très bruitées.

Nous avons rappelé en section 1.3.2 les principaux travaux concernant la mise en correspondance d'images cardiaques. Nous avons choisi d'utiliser des modèles anatomiques 3-D pour guider le recalage de données multimodales et aboutir ainsi à un modèle anatomo-fonctionnel de cœur. L'approche s'apparente donc aux méthodes basées sur des structures géométriques extraites des images. Elle nécessite donc une étape de segmentation, qui est cependant utile pour l'estimation de l'activité électromagnétique en MCG par exemple. Notre démarche est présentée et justifiée au chapitre 4.

## Chapitre 2

# Segmentation par modèle volumique élastique déformable

Ce chapitre présente le modèle de gabarit élastique déformable introduit pour la segmentation d'objets déformables et les améliorations que nous y avons apportées. Nous rappelons dans un premier temps les éléments de base de l'approche développée par Vincent (2001), qui a servi de point de départ à nos recherches. Nous proposons ensuite plusieurs améliorations à cette méthode. La première concerne le développement d'un modèle géométrique plus complexe, plus réaliste, intégrant les deux ventricules du cœur en 3-D. Par ailleurs, les champs de forces externes étaient initialement construits par interpolation 2-D des champs calculés sur les plans de coupe originaux ; ils sont remplacés par des champs calculés à partir d'images 3-D rééchantillonnées. Nous proposons également une nouvelle approche de régularisation des interfaces du modèle élastique, basée sur une modélisation de la paroi cardiaque en trois couches, et qui se traduit par l'application d'une contrainte normale sur le bord du domaine élastique. Nous proposons enfin deux algorithmes de résolution du problème d'élasticité permettant d'obtenir une meilleure convergence.

Ces trois dernières contributions sont le fruit d'une collaboration active avec le laboratoire de mathématiques appliquées MAPLY<sup>1</sup>, en particulier le professeur Jérôme Pousin. Les travaux de DEA d'analyse numérique et équations aux dérivées partielles de l'Université Jean Monnet de St-Etienne de Mohamed El Gouch (El Gouch, 2002) concernent une partie de l'implantation numérique de ces méthodes.

### 2.1 Le gabarit élastique déformable

Le modèle de déformation auquel nous nous intéressons repose sur les principes de l'élasticité linéarisée dans les milieux continus tridimensionnels. Dans un premier temps,

---

<sup>1</sup>UMR CNRS #5585, <http://maply.univ-lyon1.fr/>

les bases théoriques des corps élastiques en équilibre statique sont rappelées. Nous revenons ensuite sur la méthode de segmentation par gabarit élastique telle qu'elle a été présentée dans (Vincent, 2001). Cette section permettra également de définir les notations utilisées par la suite.

Nous renvoyons le lecteur à l'ouvrage de référence (Ciarlet, 1988) pour un exposé détaillé de la théorie de l'élasticité tridimensionnelle.

### 2.1.1 Elasticité linéaire tridimensionnelle

Soit  $\Omega_0$  le domaine tridimensionnel occupé par l'objet élastique considéré dans sa configuration de référence et notons  $\partial\Omega_0$  son bord. Dans un cas général, un corps qui se déforme sous l'action de forces extérieures est soumis à un champ de forces volumiques  $\mathbf{b}$  dans  $\Omega_0$  et à un champ de forces surfaciques  $\mathbf{t}$  sur  $\partial\Omega_0$ . La déformation est habituellement représentée par le tenseur de déformation de Green-Lagrange. Ce tenseur peut être linéarisé sous l'hypothèse des petites déformations :

$$\epsilon = [\epsilon_{ij}] = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + \nabla \mathbf{u}^T) \quad (2.1)$$

où  $\mathbf{u}$  est le déplacement défini en un point matériel quelconque. L'hypothèse des petites déformations peut se justifier dans le cas où la forme finale n'est pas très éloignée de la forme de référence, d'où la nécessité de définir un gabarit de référence réaliste.

Le tenseur de contraintes est noté  $\sigma = \sigma_{ij}$  et le vecteur de contrainte normale  $\sigma_n = \sigma \cdot \mathbf{n}$  (où  $\mathbf{n}$  désigne la normale extérieure unitaire). Les équations d'équilibre s'écrivent alors

$$\begin{cases} \operatorname{div} \sigma + \mathbf{b} = \mathbf{0} & \text{dans } \Omega_0 \\ \sigma_n = \mathbf{t} & \text{sur } \partial\Omega_0. \end{cases} \quad (2.2)$$

Ces équations d'équilibre sont vérifiées pour n'importe quel type de matériau. Une caractérisation mécanique d'un matériau est donnée par sa *loi de comportement*, qui est une relation liant la contrainte et la déformation. Dans le cas le plus simple d'un matériau élastique homogène et isotrope, elle prend la forme suivante

$$\sigma_{ij} = \lambda(\epsilon_{11} + \epsilon_{22} + \epsilon_{33})\delta_{ij} + 2\mu\epsilon_{ij} \quad (2.3)$$

où  $\sigma_{ij}$  et  $\epsilon_{ij}$  sont les composantes des tenseurs de contrainte et de déformation,  $i, j = 1, 2, 3$ .  $\lambda$  et  $\mu$  sont les constantes de Lamé qui caractérisent le matériau. Il est cependant plus commode d'utiliser deux paramètres mécaniques équivalents, le module d'Young  $E$  et le coefficient de Poisson  $\nu$ , à cause de leur interprétation physique plus explicite.

En adoptant une notation vectorielle, et en remarquant que les tenseurs de contrainte et de déformation sont symétriques, on a

$$\begin{cases} \varsigma &= (\sigma_{11}, \sigma_{22}, \sigma_{33}, \sigma_{12}, \sigma_{23}, \sigma_{31})^T \\ \varepsilon &= (\epsilon_{11}, \epsilon_{22}, \epsilon_{33}, 2\epsilon_{12}, 2\epsilon_{23}, 2\epsilon_{31})^T \end{cases} \quad (2.4)$$

cette relation peut se mettre sous la forme

$$\boldsymbol{\varsigma} = \mathbf{R}\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{R}\mathbf{S}\mathbf{u}. \quad (2.5)$$

$\mathbf{R}$  est la matrice d'élasticité dépendant des paramètres mécaniques du matériau, et  $\mathbf{S}$  un opérateur différentiel.

On formule maintenant le problème d'élasticité en fonction de la variable déplacement uniquement, en tout point du matériau. Il s'agit de trouver un champ de déplacement  $\mathbf{u}(\mathbf{x})$  qui satisfait les équations d'équilibre (2.2), en prenant en compte la relation (2.5). Si  $\mathbf{A} : \mathbf{B} = \mathbf{A}_i \mathbf{B}_i = \text{tr}(\mathbf{A}\mathbf{B}^T)$ , la formulation variationnelle équivalente au problème aux limites (2.2) est (Ciarlet, 1988)

$$\int_{\Omega_0} \boldsymbol{\sigma} : \nabla \mathbf{v} \, d\mathbf{x} = \int_{\Omega_0} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} + \int_{\partial\Omega_0} \mathbf{t} \cdot \mathbf{v} \, ds \quad (2.6)$$

pour tout champ de vecteurs  $\mathbf{v} \in \mathbf{V}_0$  suffisamment régulier, et si  $\mathbf{t}$  et  $\mathbf{b}$  ne dépendent pas du déplacement.  $\mathbf{v}$  est souvent appelé déplacement virtuel cinématiquement admissible ; la relation (2.6) s'appelle alors *principe des travaux virtuels*. En utilisant la symétrie des tenseurs, cette équation peut aussi s'écrire, avec la notation vectorielle (2.4)

$$\int_{\Omega_0} \boldsymbol{\varsigma}^T(\mathbf{u})\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x} = \int_{\Omega_0} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} + \int_{\partial\Omega_0} \mathbf{t} \cdot \mathbf{v} \, ds \quad \forall \mathbf{v} \in \mathbf{V}_0 \quad (2.7)$$

D'un point de vue énergétique, l'équilibre statique décrit par l'équation variationnelle (2.7), atteint pour un déplacement  $\mathbf{u}$ , correspond au minimum de l'énergie potentielle  $J$  qui s'écrit

$$J(\mathbf{v}) = \frac{1}{2} \int_{\Omega_0} \boldsymbol{\varsigma}^T(\mathbf{v})\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x} - \int_{\Omega_0} \mathbf{b} \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} - \int_{\partial\Omega_0} \mathbf{t} \cdot \mathbf{v} \, ds. \quad (2.8)$$

C'est cette dernière formulation que nous utilisons pour notre problème de segmentation.

## 2.1.2 Gabarits élastiques pour la segmentation

### Formulation du problème de segmentation

Notre approche de segmentation est basée sur la déformation élastique d'un objet plein dont la forme est une première approximation de l'objet à segmenter dans l'image (gabarit). L'intérêt évident d'un tel gabarit est de se rapprocher le plus possible de la solution cherchée, et de favoriser ainsi une convergence meilleure et plus rapide. Nous détaillerons en section 2.2 le développement d'un modèle géométrique 3-D bi-ventriculaire adapté à l'imagerie cardiaque.

Le modèle est plongé dans un champ de forces issu de l'image qui agit sur lui et le déforme jusqu'à ce que ses interfaces viennent adhérer aux structures anatomiques significatives présentes dans l'image. La segmentation est conduite en cherchant un minimum de

l'énergie potentielle (2.8). En imposant  $\mathbf{b}$  nul, seules les forces de surface  $\mathbf{t}$  constituent le champ de forces externes agissant sur le corps élastique. On se propose donc de trouver le déplacement  $\mathbf{u}$  qui minimise la fonctionnelle

$$E(\mathbf{u}) = \underbrace{\frac{1}{2} \int_{\Omega_0} \boldsymbol{\varsigma}^T(\mathbf{u}) \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \, d\mathbf{x}}_{E_{\text{élast}}} - \underbrace{\int_{\partial\Omega_0} \mathbf{t} \cdot \mathbf{u} \, ds}_{E_{\text{données}}} \quad (2.9)$$

Si l'on normalise le champ  $\mathbf{t}$ , un coefficient  $\alpha_E$  permettant de pondérer le terme d'attache aux données par rapport à l'énergie de régularisation peut être introduit dans l'équation (2.9). Dans ce qui suit, nous considérerons cette pondération implicitement prise en compte la normalisation de  $\mathbf{t}$ .

### Algorithme M1

L'état d'équilibre statique peut être écrit dans la configuration de référence (état de repos, équation (2.9)), ou dans la configuration déformée. Soit  $\Omega_0$  le domaine dans la configuration de référence, et  $\tilde{\Omega}$  le domaine déformé. Il est clair qu'il n'est pas possible de résoudre le problème dans la configuration déformée, puisque  $\tilde{\Omega}$  est précisément la solution recherchée. Nous devons par conséquent estimer les différentes énergies dans la configuration de repos.

Le champ surfacique  $\mathbf{t}$  est appliqué sur le bord du domaine déformé  $\Omega_0$  pour l'amener en  $\tilde{\Omega}$ . Au lieu d'appliquer brutalement ce champ pour déterminer la position d'équilibre, Vincent (2001) propose de résoudre le problème grâce à une technique de charge incrémentale, usuelle en mécanique, qui consiste à appliquer des champs de forces plus faibles, estimés sur le bord du domaine au cours de la déformation. Le champ  $\mathbf{t}$  va alors dépendre du déplacement ; pour un état intermédiaire  $\Omega_k$ , on note  $\mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k)$  le champ de forces évalué sur  $\partial\Omega_k$ . La figure 2.1 est une illustration de la technique de charge incrémentale.

L'algorithme, que nous noterons **M1**, est le suivant :

$$(\mathbf{M1}) \quad \begin{cases} \mathbf{u}^{k+1} - \Delta t \operatorname{div} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{u}^k & \text{dans } \Omega_0 \\ \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) & \text{sur } \partial\Omega_0 \end{cases} \quad (2.10)$$

où  $\Delta t$  représente le pas de temps. S'il y a convergence, on a  $\mathbf{u}^{k+1} = \mathbf{u}^k$  lorsque  $k$  tend vers l'infini (point fixe) :

$$\lim_{k \rightarrow \infty} \mathbf{u}^{k+1} = \lim_{k \rightarrow \infty} \mathbf{u}^k = \mathbf{u}^\infty \quad (2.11)$$

et on retrouve l'équation d'équilibre statique

$$-\operatorname{div}(\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}^\infty)) = \mathbf{0}. \quad (2.12)$$

Ecrivons la formulation variationnelle correspondante. Nous avons

$$\Delta t \int_{\Omega_0} \boldsymbol{\varsigma}(\mathbf{u}^{k+1})^T \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x} = \Delta t \int_{\partial\Omega_0} \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} \, ds + \int_{\Omega_0} (\mathbf{u}^k - \mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} \quad (2.13)$$



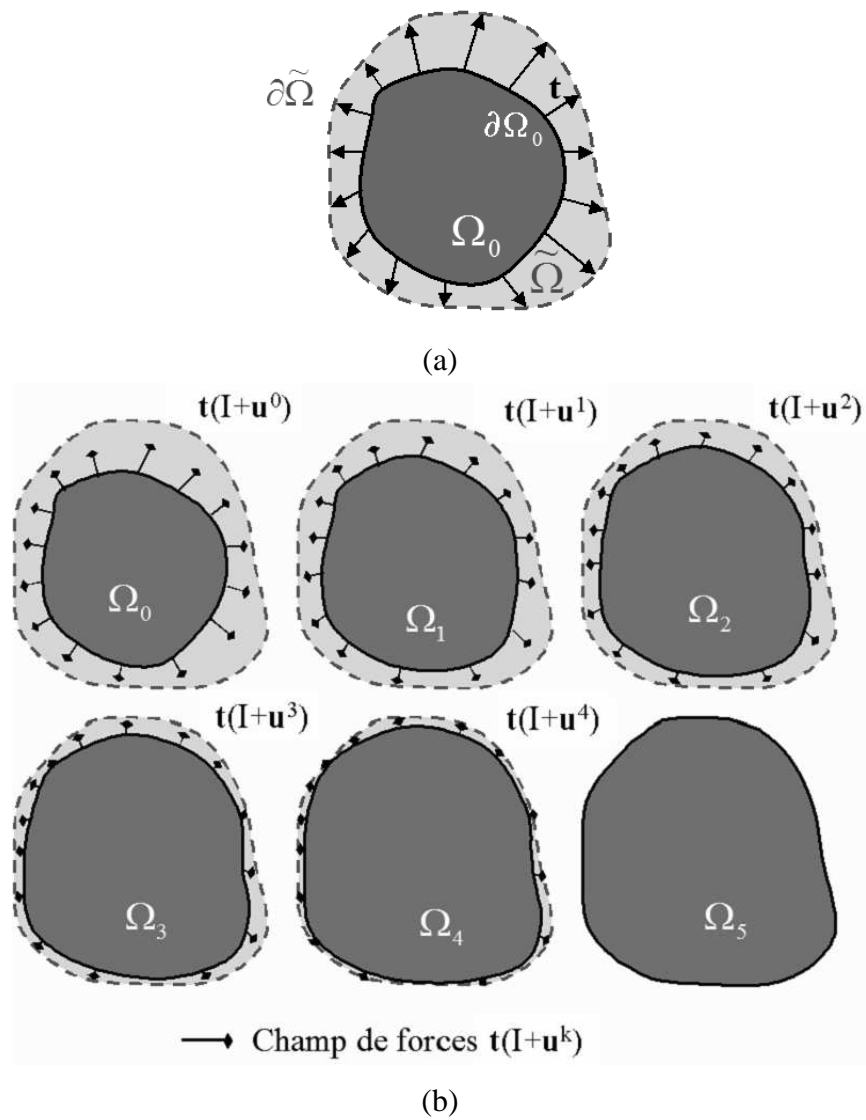


FIG. 2.1 – Gabarit élastique déformable : charge incrémentale. (a) Application directe du champ de forces  $\mathbf{t}$  sur le bord du domaine de référence  $\partial\Omega_0$ . (b) Charge incrémentale : des champs plus faibles  $\mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k)$  évalués pour des états successifs  $\Omega_k$  sont appliqués successivement, jusqu'à convergence.

soit

$$- \int_{\Omega_0} (\mathbf{u}^k - \mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} + \Delta t \int_{\Omega_0} \boldsymbol{\varsigma}(\mathbf{u}^{k+1})^T \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x} = \Delta t \int_{\partial\Omega_0} \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) \cdot \mathbf{v} \, ds \quad (2.14)$$

pour tout champ de vecteurs  $\mathbf{v}$  cinématiquement admissible.

### Interprétation mécanique

Il est important de remarquer que l'algorithme décrit en (2.10) n'est valable que sous l'hypothèse des petits déplacements. En effet, l'énergie élastique est estimée dans  $\Omega_0$ , alors que les forces externes sont calculées de manière évolutive sur  $\partial\Omega_k$ . Ceci implique que

$$\Omega_0 \approx \Omega_1 \approx \dots \approx \Omega_k \approx \dots \approx \Omega_n \quad (2.15)$$

Autrement dit, il faut partir dans un voisinage de la solution. Le gabarit élastique déformable doit donc être initialisé dans une configuration très proche de celle de l'objet à segmenter. Nous nous intéressons maintenant à l'interprétation mécanique de l'algorithme **M1**. L'équilibre mécanique correspond à la compensation de l'énergie élastique par l'énergie externe due au champ  $\mathbf{t}$ . Supposons que le champ de forces soit tel que  $\mathbf{t} \approx \mathbf{0}$  sur  $\partial\tilde{\Omega}$  (nous verrons en section 2.3 comment calculer de tels champs), ce qui signifie que le terme d'attache aux données devient très petit au voisinage de la solution. Pour un champ de ce type, le schéma numérique (2.10) impose que l'énergie élastique accumulée lors de la déformation soit également faible. Par conséquent, les déplacements et les déformations doivent être petits, ce qui justifie l'approximation (2.15). Cette approximation est très restrictive, et rend la méthode de segmentation extrêmement dépendante de la phase d'initialisation.

### Discretisation et résolution

La minimisation de l'énergie  $E$  est réalisée par la *Méthode des Eléments Finis* (MEF) (Zienkiewicz and Taylor, 1987). La Méthode des Elements Finis consiste à rechercher une solution approchée de la solution exacte en remplaçant l'espace vectoriel de dimension infinie des déplacements virtuels par un sous-espace vectoriel de dimension finie construit par décomposition du domaine géométrique  $\Omega_0$  en sous-domaines (éléments)

$$\Omega_0 = \bigcup_{i=1}^{N_{el}} E_i, \quad \text{et} \quad \widetilde{E}_i \cap \widetilde{E}_j = \emptyset \quad \forall i \neq j$$

où  $\widetilde{E}_i$  désigne l'intérieur de  $E_i$ .

Nous décomposons le domaine en éléments tétraédriques et nous considérons les fonctions continues sur  $\Omega_0$  qui sont linéaires sur chaque  $E_i$ . Le déplacement est approché grâce à un ensemble de  $M$  fonctions d'interpolation linéaire  $\Phi_i$ ,  $i = 1, 2, \dots, M$  :

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}) \simeq \tilde{\mathbf{u}}(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^M \tilde{u}_i \Phi_i(\mathbf{x}) \quad (2.16)$$

où  $\tilde{u}_i$  désigne le déplacement en chaque sommet (ou nœud) de la décomposition.

En reportant l'approximation (2.16) dans (2.9), on aboutit à l'énergie discrétisée suivante

$$E^d(U) = \frac{1}{2} U^T K U - U^T F \quad (2.17)$$

$$= E_{\text{élast}}^d(\tilde{u}) + E_{\text{données}}^d(\tilde{u}). \quad (2.18)$$

$U = (\tilde{u}_1, \tilde{u}_2, \dots, \tilde{u}_M)^T$  est le vecteur global des déplacements. Les composantes de la matrice de raideur  $K$  et du vecteur de force  $F$  sont données par

$$K_{ij} = \int_{\Omega_0} (R S \Phi_i(x))^T S \Phi_j(x) dx \quad (2.19)$$

$$F_i = \int_{\partial\Omega_0} t(x) \Phi_i(x) ds. \quad (2.20)$$

Les conditions d'Euler montrent qu'un minimum de l'énergie est atteint lorsque

$$K U = F \quad (2.21)$$

On considère la force comme une grandeur dépendant du déplacement, ce qui rend l'équation (2.21) non linéaire :

$$K U = F(U). \quad (2.22)$$

Une manière de résoudre ce problème est de l'écrire sous la forme d'évolution suivante :

$$\frac{dU}{dt} + K U(t) = F(U(t)) \quad (2.23)$$

Cette équation est une simplification de la loi de la dynamique bien connue

$$M \frac{d^2 U(t)}{dt^2} + C \frac{dU(t)}{dt} + K U(t) = F(U(t)) \quad (2.24)$$

où le terme lié à l'accélération (la masse) est négligé et la matrice  $C$  représentant les frottements dûs à la viscosité égale l'identité.

En utilisant un schéma aux différences finies de type Euler semi-implicite, l'équation (2.23) devient

$$\frac{U^{k+1} - U^k}{\Delta t} + K U^{k+1} = F(U^k) \quad (2.25)$$

ou encore

$$(I + \Delta t K) U^{k+1} = U^k + \Delta t F(U^k) \quad (2.26)$$

Cette expression itérative est strictement équivalente à la formulation variationnelle donnée par (2.14).

## 2.2 Construction du modèle géométrique

La géométrie du gabarit initial est une donnée importante du problème, car elle conditionne d'une part le type d'objet que l'on veut segmenter, et d'autre part la convergence du modèle vers les structures d'intérêt. Dans la littérature, de nombreux modèles de l'anatomie cardiaque pour l'analyse d'images ont été proposés. Frangi et al. (2001) recense les principales méthodes de modélisation cardiaque 3-D. On distingue les modèles continus, décrits analytiquement avec un nombre restreint de paramètres, et les modèles discrets définis par un ensemble de nœuds interconnectés entre eux. Malgré leur représentation moins compacte, les modèles discrets permettent de reproduire l'anatomie cardiaque avec précision. Les modèles cardiaques volumiques (coque épaisse représentant la paroi cardiaque) par opposition aux modèles surfaciques donnent une description complète du muscle cardiaque. Ils sont particulièrement utilisés en analyse de mouvement (O'Donnell et al., 1995; Park et al., 1996; Shi et al., 1999; Haber et al., 2000). En segmentation, les modèles volumiques discrets ont été récemment utilisés pour la segmentation d'images cardiaques par RM (Vincent, 2001), et échographiques (Sermesant et al., 2001).

Dans (Vincent, 2001), seul le VG est pris en compte. En 2-D, il s'agit d'une couronne dont la représentation discrète est un maillage planaire d'éléments triangulaires. En trois dimensions, le modèle est une coque épaisse, ayant une forme de demi-ellipsoïde, maillée en tétraèdres. Nous étendons ce modèle géométrique aux deux ventricules du cœur. En intégrant le VD, nous souhaitons montrer la capacité du gabarit élastique déformable à segmenter simultanément les deux ventricules. De plus, le VG seul présente une géométrie proche de celle d'un solide de révolution. L'ajout du VD brise cette symétrie ; il permet un repérage moins ambigu des tissus cardiaques dans l'espace, et facilite la mise en correspondance entre le modèle de référence et l'image à analyser, comme nous le verrons au chapitre 4. Notre modèle géométrique est comparable au maillage présenté dans (Sermesant et al., 2001).

Le modèle géométrique est construit à partir d'un examen IRM standard (ciné-IRM) acquis sur un patient sain, plus précisément des images petit-axe de l'instant télé-diastolique, couvrant les ventricules de la base à l'apex. On utilise une douzaine de coupes jointives d'épaisseur 8mm, ayant une résolution planaire de l'ordre de 1.3 mm. Ces images ont été segmentées par un expert médical grâce à un contourage interactif sur chacun des niveaux de coupes. On récupère ainsi une pile de contours 2-D comportant les contours endocardiques du VG et du VD et le contour épicaudique de l'ensemble VG-VD. A partir de ces contours, des surfaces 3-D sont reconstruites grâce au logiciel Nuages<sup>2</sup> (Geiger, 1993). Ces surfaces servent ensuite à créer une image binaire 3-D représentant le muscle cardiaque. Nous calculons ensuite le maillage surfacique de l'ensemble VG+VD. Pour obtenir un maillage triangulé Delaunay-conforme, l'approche de Lötjönen et al. (1998) est utilisée. Ce maillage est

---

<sup>2</sup><http://www-sop.inria.fr/prisme/logiciel/nuages.html.en>

introduit comme entrée au logiciel GHS3D (George, 1997) pour générer un maillage volumique de tétraèdres de bonne qualité pour le calcul par éléments finis. Le modèle est ensuite étiqueté de telle sorte que l'on peut en extraire l'un des deux ventricules ou les surfaces triangulées endocardiques et épocardique. Les principales étapes de la construction du modèle géométrique bi-ventriculaire sont illustrées en figure 2.2.

## 2.3 Champs de forces tri-dimensionnels

### 2.3.1 Calcul d'un champ de forces

Les techniques de calcul de champ de forces à partir de l'information de gradient discutées dans (Cohen and Cohen, 1993; Vincent, 2001) sont appliquées dans leur version 3-D. Il est bien entendu plus coûteux en temps de calcul de manipuler des volumes 3-D qu'un ensemble de coupes 2-D parallèles distantes. Cependant, l'interpolation d'un champ de forces tri-dimensionnel guidant le modèle à partir de champs de forces 2-D calculés dans les plans de coupe ne permet d'obtenir que des forces planaires. La prise en compte de la troisième composante est naturelle et particulièrement intéressante dans le cas de courbures observées sur les surfaces du cœur. La figure 2.3 illustre de manière schématique la différence entre un champ de forces planaires et un champ de forces en "vrai 3D".

### Champs de forces dérivant d'un potentiel

On peut obtenir un champ de forces en dérivant un champ de potentiel, suivant les trois directions de l'espace. Ce champ de potentiel doit être tel que sa dérivée est nulle sur les lieux où l'on souhaite attirer les interfaces du modèle (contours extraits de l'image par exemple). Le lissage d'une carte de contours binaires ou de la norme du gradient est un procédé simple pour générer un champ de potentiel dont la portée dépend de la force du lissage. Il est également possible de calculer des cartes de distance aux contours. Ces cartes de distances 3-D peuvent être calculées par l'algorithme de Borgefors (1986) pour la distance de Chamfrein, et l'algorithme de Saito and Toriwaki (1994) pour la distance euclidienne exacte. La distance de Chamfrein est une approximation de la distance euclidienne, et se calcule en deux balayages, avec des masques de Chamfrein appropriés. Pour le calcul de la distance euclidienne exacte, il serait intéressant de remplacer l'algorithme de Saito par des algorithmes plus performants proposés récemment (Cuisenaire and Macq, 1999; Maurer et al., 2001).

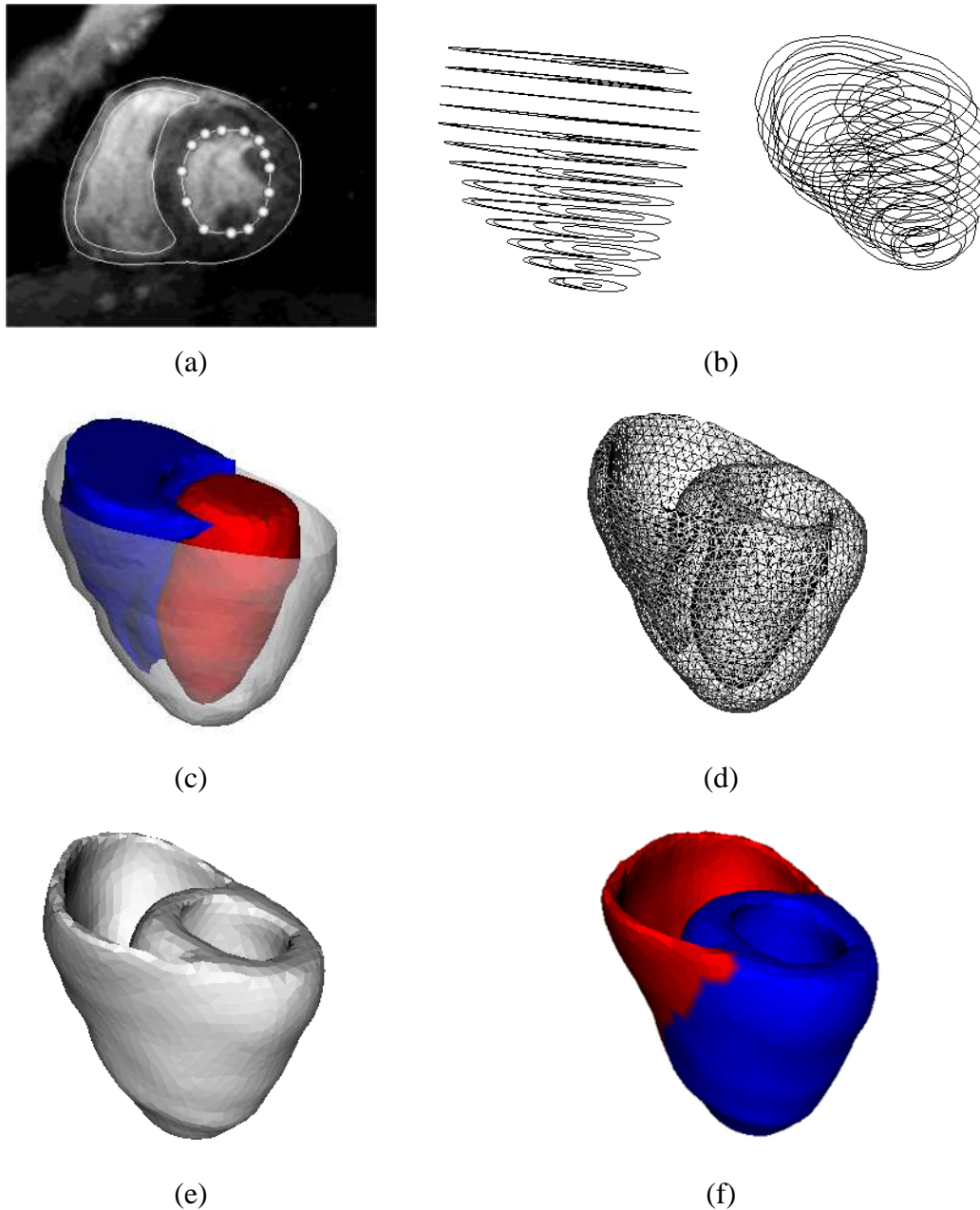


FIG. 2.2 – Construction du modèle géométrique. (a) Contours endocardiques du VG et VD, et contour péricardique, tracés interactivement sur une coupe petit-axe ; les sphères blanches représentent pour le contour endocardique du VG les points de contrôle de splines, (b) pile de contours visualisés en 3-D, (c) surfaces triangulées reconstruites, (d)-(e) maillage volumique de tétraèdres, (f) modèle étiqueté : en bleu, le VG, en rouge, le VD.

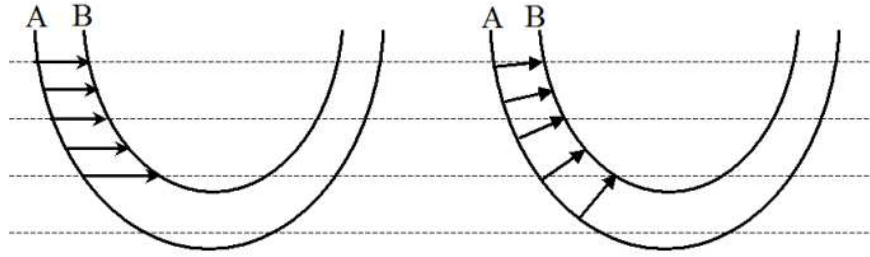


FIG. 2.3 – Champs de forces, à gauche, 2-D interpolé, à droite, 3-D. Le contour A représente le modèle, et le contour B un contour de l’image attirant le modèle.

### Champs de forces obtenus par un processus de diffusion

En trois dimensions, le *Gradient Vector Flow* (GVF) (Xu and Prince, 1998) est obtenu en résolvant les équations suivantes

$$\partial_t \mathbf{v}(x, y, z, t) = \mu_{GVF} \Delta \mathbf{v} - (\mathbf{v} - \nabla g) \|\mathbf{g}\|^2 \quad (2.27)$$

si  $\mathbf{v}$  est le vecteur force défini en tout point  $(x, y, z)$  de l’espace,  $t$  la variable temporelle,  $g$  une image 3-D de contours et  $\mu_{GVF}$  un paramètre de lissage contrôlant la diffusion du GVF.

Notons que, puisque nous recherchons un minimum d’énergie, tous les champs de forces sont tels que  $t$  est nul sur les structures d’intérêt. Cette remarque sera exploitée en section 2.6.

### 2.3.2 Interpolation de volumes isotropes 3-D

La création de champs de forces 3-D passe par la reconstruction d’images 3-D isotropes à partir d’un nombre limité de coupes disponibles. La forte anisotropie due à la géométrie d’acquisition (bonne résolution dans le plan de coupe et faible résolution dans la direction perpendiculaire aux plans de coupe) nécessite une attention particulière quant au choix de la technique d’interpolation. La figure 2.4 donne un aperçu d’une pile de coupes de résolution millimétrique distantes de 15 mm.

Les méthodes d’interpolation sont habituellement écrites sous la forme d’une convolution de l’image par un noyau approprié, le plus souvent une approximation du noyau de la fonction *sinc* (Thévenaz et al., 2000; Meijering et al., 2001). L’interpolation par *plus proche voisin* (PPV) est réalisée en convoluant l’image par le noyau

$$h_{PPV}(x) = \begin{cases} 1, & \text{si } \frac{1}{2} \leq x < \frac{1}{2}, \\ 0, & \text{ailleurs.} \end{cases}$$

Dans le cas de l’interpolation *linéaire* (LIN), le noyau s’écrit

$$h_{LIN}(x) = \begin{cases} 1 - |x|, & \text{si } 0 \leq |x| < 1, \\ 0, & \text{si } 1 \leq |x|. \end{cases}$$

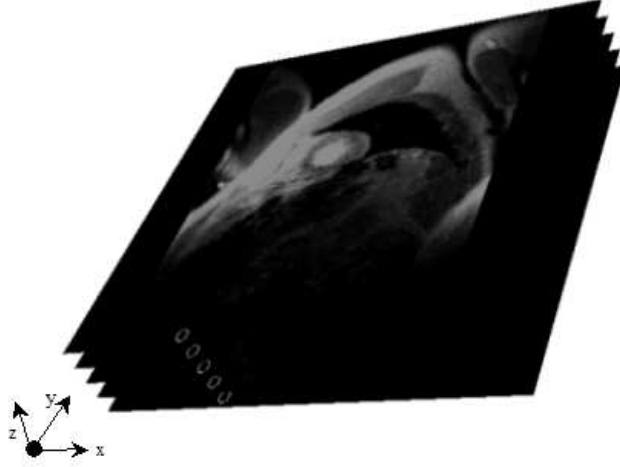


FIG. 2.4 – Pile de coupes acquises en IRM en petit-axe illustrant la forte anisotropie en terme de résolution (résolution dans le plan égale à 1.25 mm, distance inter-coupes de l'ordre de 15 mm).

Nous avons également testé des méthodes d'ordre supérieur, grâce au logiciel *TransformJ*<sup>3</sup>. L'interpolation *cubique* (C) peut être réalisée par convolution avec le noyau suivant

$$h_C(x) = \begin{cases} a_{30}|x|^3 + a_{20}|x|^2 + a_{10}|x| + a_{00}, & \text{si } 0 \leq |x| < 1, \\ a_{31}|x|^3 + a_{21}|x|^2 + a_{11}|x| + a_{01}, & \text{si } 1 \leq |x| < 2, \\ 0, & \text{si } 2 \leq |x|. \end{cases}$$

En imposant des contraintes de pente, de continuité et de régularité, on peut prendre

$$a_{30} = \alpha + 2, a_{20} = -(\alpha + 3), a_{10} = 0, a_{00} = 1, a_{31} = \alpha, a_{21} = -5\alpha, \\ a_{11} = 8\alpha, a_{01} = -4\alpha$$

avec  $\alpha = -1/2$ .

L'interpolation par fonction spline se traduit par une convolution avec

$$h_S(x) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (b^n)^{-1}(k) \beta^n(x - k)$$

avec

$$\beta^n(x) = \sum_{i=0}^{n+1} \frac{(-1)^k (n+1)}{(n+1-k)!k!} \left( \frac{n+1}{2} + x - k \right)_+^n, \quad n > 0$$

où  $(x)_+^n = (\max(0, x))^n$ . Les coefficients  $(b^n)$  sont explicités dans (Unser et al., 1993a,b).

Nous avons expérimenté les interpolations par spline cubique(CS) et spline quintique (QS), ainsi que l'interpolation cubique o-MOMS (C-oMOMS) (Maximum Order and Minimum Support au sens des moindres carrés). Les fonctions o-MOMS dérivent des fonctions

<sup>3</sup><http://bigwww.epfl.ch/meijering/software/transformj/index.html>



B-splines ; elles leur sont identiques à l'ordre 0 et à l'ordre 1. A l'ordre 3, la fonction cubique o-MOMS est définie par

$$oMoms^3(x) = \beta^3(x) + \frac{1}{42} \frac{d^2}{dx^2} \beta^3(x)$$

Grevera and Udupa (1996) ont introduit une nouvelle technique d'interpolation connue sous le nom de *Shape Based Interpolation* (SB). Elle est classée dans la catégorie des méthodes *object-based*, par opposition aux techniques *scene-based* agissant directement sur les niveaux de gris, comme celles décrites plus haut. On trouve dans (Grevera and Udupa, 1998) une évaluation qualitative des performances des techniques d'interpolation les plus courantes. Elle met en évidence de meilleurs résultats obtenus avec les méthodes de type *object-based*, qu'avec les techniques *scene-based* sur différents types d'images médicales (images par RM de la tête et du pied, angiographies, images CT de la tête).

Notre choix de la technique d'interpolation a été déterminé par l'expérience. Nous avons observé dans le cas des images par RM cardiaques fortement anisotropes que la méthode SB donnait visuellement de meilleurs résultats, et permettait d'obtenir des cartes de contours moins bruitées, comme le montrent les figures 2.5, 2.6, 2.7, 2.8. Pour cet exemple, nous avons utilisé un filtre de Canny-Deriche dont les paramètres sont  $\sigma = 2$  (écart-type de la gaussienne de lissage),  $th_{low} = 10$  (seuil bas),  $th_{high} = 20$  (seuil haut). Les images de contours sont notées (CONT). Les inconvénients de l'interpolation objet sont un coût algorithmique un peu plus élevé et la difficulté de l'intégrer dans un processus d'interpolation couplée à une transformation géométrique, comme le montre Meijering et al. (2001). Nous l'utiliserons néanmoins dans une étape de pré-traitement destinée à fournir des volumes 3-D approximativement isotropes, que l'on considérera comme entrée à l'algorithme de segmentation.

## 2.4 Régularisation du bord du domaine

L'énergie élastique accumulée lors de la déformation dépend de la "longueur" du bord domaine. En principe, une configuration d'équilibre qui minimise l'énergie totale dépend de l'importance relative de chaque terme d'énergie. Pebay et al. (2002) ont mathématiquement prouvé la convergence d'un tel algorithme de minimisation. Cependant, la configuration d'équilibre atteinte à la convergence ne dépend que de la pondération de chaque terme d'énergie. Il est par exemple possible d'obtenir une position d'équilibre avec un bord oscillant (les oscillations sont dues à un gradient de l'image bruité), puisqu'on ne cherche pas le minimum de chaque terme, mais le minimum de l'énergie globale. En d'autres termes, un minimum de  $E$  n'est pas incompatible avec une énergie de déformation relativement éle-

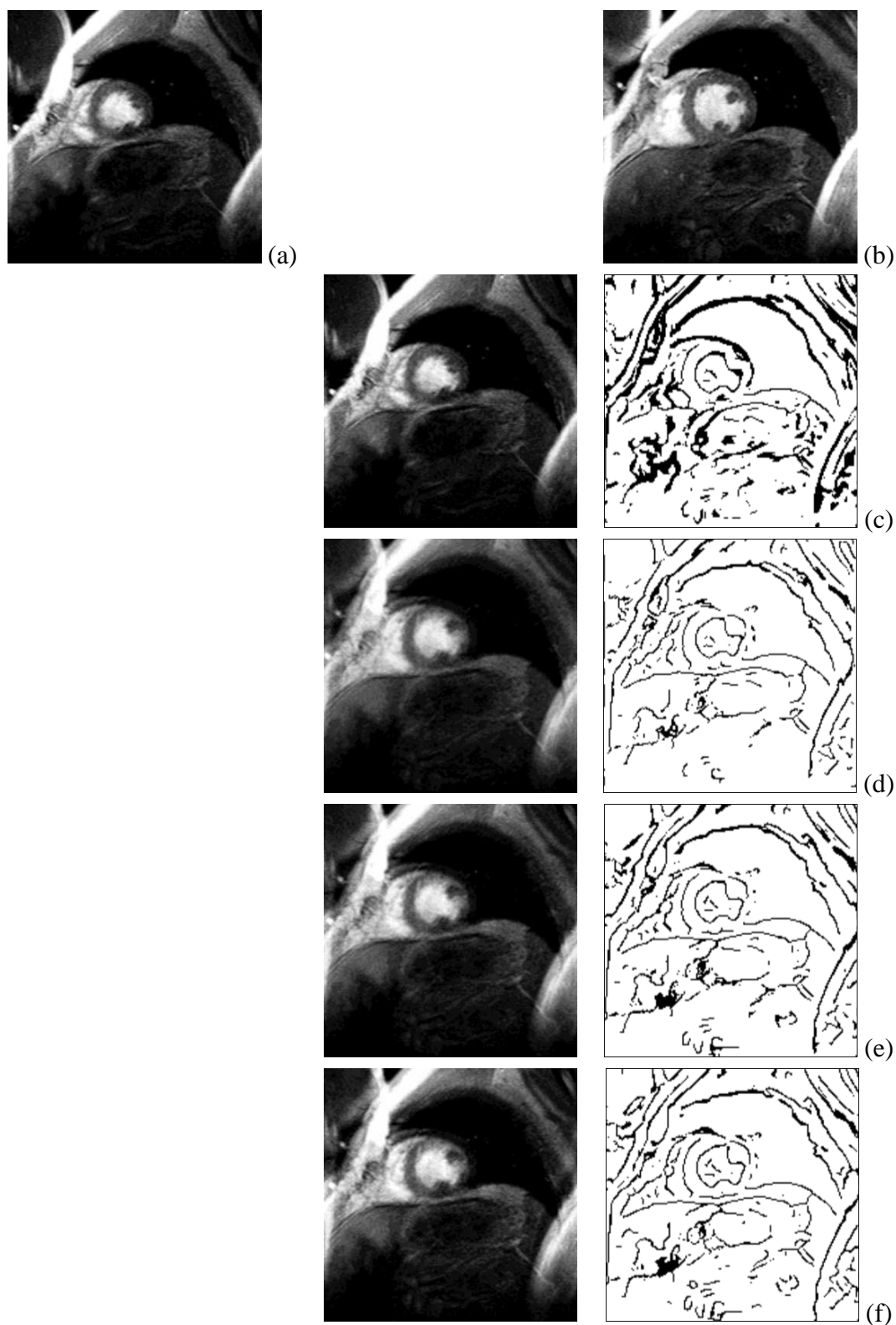


FIG. 2.5 – Résultats d'interpolation pour la reconstruction de volumes isotropes selon des coupes perpendiculaires à l'axe du VG. (a),(b) Deux plans de coupe consécutifs petit-axe du cœur (images originales). (c)-(f) A gauche, coupe reconstruite, à droite, contours extraits après interpolation (c) PPV, (d) LIN, (e) C, (f) CS.

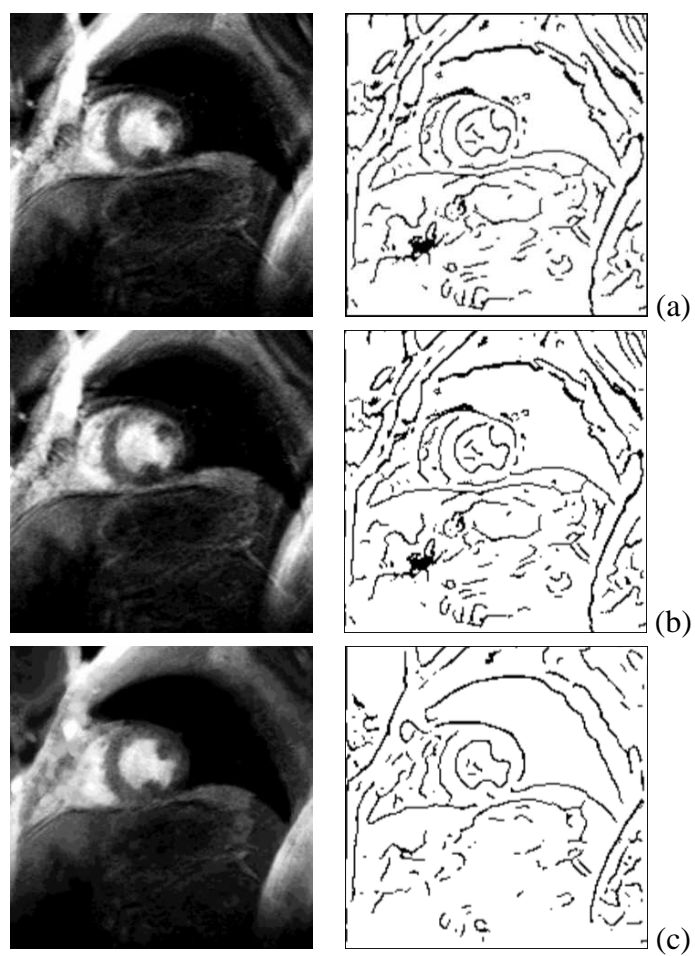


FIG. 2.6 – Résultats d'interpolation pour la reconstruction de volumes isotropes(suite). Interpolation (a) C-oMOMS, (b) QS, (c) SB.

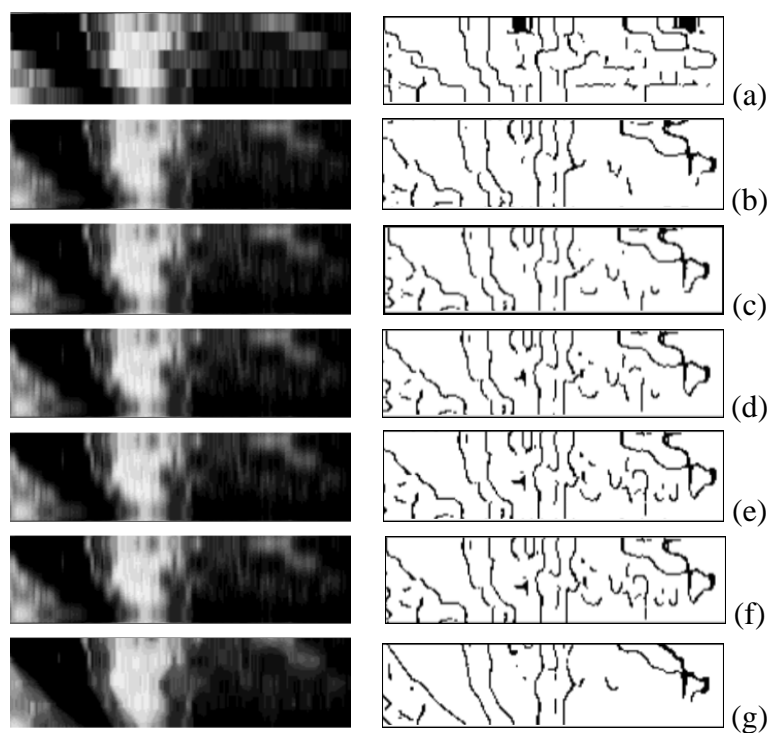


FIG. 2.7 – Résultats d'interpolation, coupe perpendiculaire à l'axe X. Interpolation de type (a) PPV, (b) LIN, (c) C, (d) CS, (e) C-oMOMS, (f) QS, (g) SB.

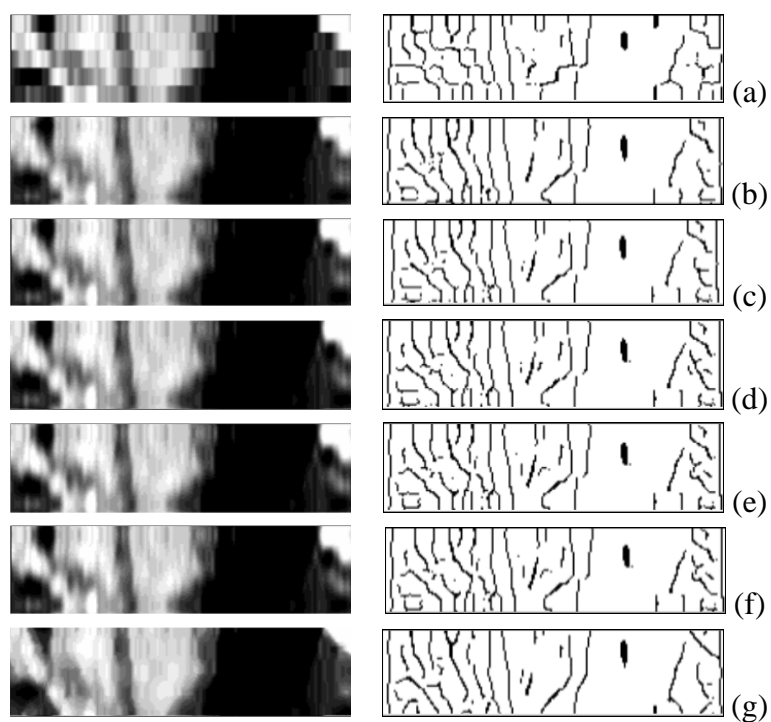


FIG. 2.8 – Résultats d'interpolation, coupe perpendiculaire à l'axe Y. Interpolation de type (a) PPV, (b) LIN, (c) C, (d) CS, (e) C-oMOMS, (f) QS, (g) SB.

vée, si le terme d'attache aux données compense suffisamment. Une manière d'empêcher les phénomènes d'oscillation est de régulariser les déformations du bord en le rigidifiant. On pénalise ainsi les déformations dans la direction normale, alors qu'elles sont favorisées dans des directions tangentielles. La technique classique employée avec des contours actifs est d'appliquer un lissage laplacien au contour paramétré. L'extension au gabarit déformable, proposée par Vincent (2001) peut s'écrire

$$E_{si} = \int_{\Gamma_{sr}} \left| \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial r^2} \right|^2 + \left| \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial s^2} \right|^2 + \left| \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial r \partial s} \right|^2 ds dr \quad (2.28)$$

dans le cas où  $\Gamma_{sr}$  est une surface paramétrée représentant le bord du domaine 3-D. Ce type de régularisation conduit à un modèle hybride, combinant un modèle physique élastique et un lissage purement géométrique. On peut montrer que ce type de lissage revient à minimiser l'énergie de flexion de la surface.

Nos efforts se sont portés sur une nouvelle approche de régularisation basée sur un modèle biomécanique du cœur. Nous introduisons un nouveau modèle de lissage qui prend en compte la structure macroscopique des ventricules du cœur. Il s'agit là d'un premier pas vers une modélisation physique plus réaliste du muscle cardiaque. Nous ne prétendons cependant pas livrer une description précise de la biomécanique du cœur, mais plutôt formuler le problème de la segmentation dans un cadre physique approprié.

### 2.4.1 Trois couches pour représenter la paroi cardiaque

Le muscle cardiaque ne peut être rigoureusement assimilé à un matériau homogène isotrope élastique linéaire (Fung, 1993). D'autre part, comme on l'a vu au chapitre 1, le muscle cardiaque présente une structure interne fibreuse complexe. Les travaux de référence de (Streeter et al., 1969) ont mis en évidence, sur un modèle animal de cœur de chien, proche du cœur de l'homme, la géométrie particulière de l'architecture fibreuse du muscle cardiaque. En particulier, il est montré que l'angle des fibres varie continûment de  $-60^\circ$  par rapport à la direction de référence au milieu du myocarde, sur la surface endocardique, à  $+60^\circ$  sur la surface externe. De plus, ces directions ne sont affectées que très légèrement par le phénomène de contraction, malgré un épaississement mural important. Enfin, on peut considérer que la proportion des fibres orientées de manière circonférentielle sur celles orientées longitudinalement est d'environ 10 : 1. La figure 2.9<sup>4</sup> illustre l'organisation des fibres à travers la paroi cardiaque. Notons que ces observations ont été faites pour le ventricule gauche. Par la suite, elles seront extrapolées au ventricule droit, en première approximation, bien que des informations structurales spécifiques au VD pourraient être intégrées au modèle.

Ces constations sur l'orientation des fibres nous amènent à considérer, de manière macroscopique, une partition de la paroi cardiaque en trois couches jointives imbriquées, une

<sup>4</sup>[http://imagerie-cv.univ-lyon1.fr/WEB\\_CARDIO/documents/Documents\\_references/poly-biomeca/biomec.htm](http://imagerie-cv.univ-lyon1.fr/WEB_CARDIO/documents/Documents_references/poly-biomeca/biomec.htm)

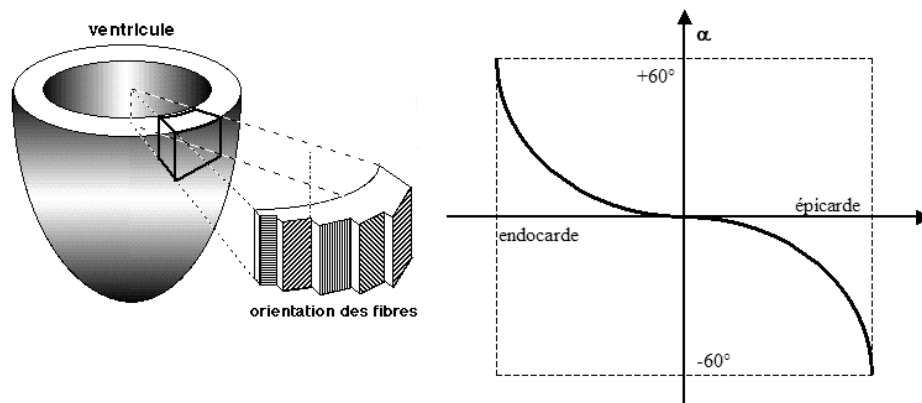


FIG. 2.9 – Orientation des fibres cardiaques, de l'endocarde à l'épicarde

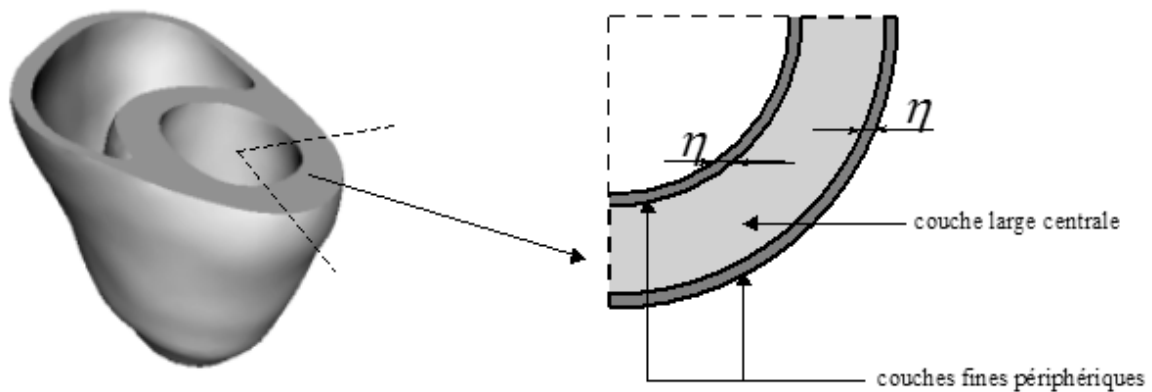


FIG. 2.10 – Modèle à trois couches de la paroi cardiaque : une couche centrale épaisse est bordée par deux couches fines d'épaisseur  $\eta$ .

couche épaisse centrale, bordée par deux couches périphériques fines, dont l'épaisseur sera notée  $\eta$ . La figure 2.10 est une illustration du modèle à trois couches.

La couche centrale est considérée comme une matrice élastique homogène isotrope, alors que les directions de déformations privilégiées par l'orientation des fibres des couches externes vont être prises en compte.

## 2.4.2 Loi de comportement des couches fibreuses

Dans la littérature, différents modèles mécaniques issus de tests rhéologiques des tissus du cœur ont été proposés. Ohayon and Chadwick (1988) ont introduit un modèle fibres-

fluide-collagène dont la loi de comportement s'écrit

$$\sigma_{ij}(\mathbf{u}) = \underbrace{(\mathbf{d} \cdot \epsilon(\mathbf{u})\mathbf{d})(\mathbf{d} \otimes \mathbf{d})_{ij}}_{\text{fibres}} + \underbrace{2\mu_b \eta \epsilon_{ij}(\mathbf{u})}_{\text{pression}}, \quad (2.29)$$

où  $\mathbf{d} = (d_1, d_2, d_3)^T$  est le vecteur d'orientation des fibres, et  $\mathbf{d} \otimes \mathbf{d}$  est une matrice  $3 \times 3$  dont les composantes sont définies par  $(\mathbf{d} \otimes \mathbf{d})_{ij} = d_i d_j$ .  $\mu_b$  représente le coefficient de Lamé caractérisant le matériau constituant la couche externe. La loi de comportement peut être réécrite avec la convention d'Einstein de la façon suivante

$$\sigma_{ij}(\mathbf{u}) = d_k \epsilon(\mathbf{u})^{kl} d_l d_i d_j + 2\mu_b \eta \epsilon_{ij}(\mathbf{u}). \quad (2.30)$$

$d^t \epsilon \mathbf{d}$  représente la quantité de déformation d'une fibre orientée selon  $\mathbf{d}$ . Le second terme représente l'influence du réseau passif de collagène, considéré comme un milieu isotrope incompressible (pression solide). Cette pression est pondérée par l'épaisseur  $\eta$  de la couche.

### 2.4.3 Modèle asymptotique

Le paramètre  $\eta$  est supposé très petit devant l'épaisseur de la couche centrale. Il est donc intéressant de dériver un modèle asymptotique, en faisant tendre  $\eta$  vers zéro, et ainsi de reproduire l'action des couches périphériques par des conditions aux limites, que l'on pourra facilement intégrer dans les équations d'équilibre. En appliquant une technique de perturbation singulière (Destuynder and Saulin, 1996), on peut montrer que lorsque  $\eta$  tend vers zéro, la relation (2.29) se ramène aux conditions aux limites suivantes, appliquées sur le bord de la couche centrale

$$\sigma_n^f = \begin{pmatrix} \sigma_n^f \cdot \mathbf{n} \\ \sigma_n^f \cdot \mathbf{t}_1 \\ \sigma_n^f \cdot \mathbf{t}_2 \end{pmatrix} = - \begin{pmatrix} 2\mu_b u_n \\ \mu_b u_{t_1} \\ \mu_b u_{t_2} \end{pmatrix} \quad (2.31)$$

pour toute orientation  $\mathbf{d} = (0, d_{t_1}, d_{t_2})$  des fibres (figure 2.11).  $\sigma_n^f$  est la contrainte normale appliquée sur  $\partial\Omega_0$ ;  $(\mathbf{n}, \mathbf{t}_1, \mathbf{t}_2)$  est un repère local orthonormé direct, avec  $\mathbf{n}$  vecteur normal unitaire à la surface, et  $\mathbf{t}_1$  et  $\mathbf{t}_2$  choisis dans le plan tangent à la surface.

On constate qu'en appliquant  $\sigma_n^f$  sur  $\partial\Omega_0$ , on pénalise les déformations dans la direction normale, ce qui a pour effet de rigidifier le bord.

Ce résultat est particulièrement intéressant puisque l'orientation des fibres n'entre plus en jeu. Quels que soient les vecteurs  $\mathbf{t}_1$  et  $\mathbf{t}_2$  choisis dans le plan tangent, le modèle asymptotique obtenu est le même. Intuitivement, on peut comprendre qu'en passant à la limite, la notion de direction n'a plus vraiment de signification. La connaissance précise de l'orientation des fibres des couches périphériques n'est donc pas requise pour le calcul des conditions de bord.

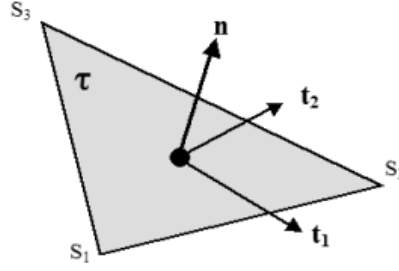


FIG. 2.11 – Repère local sur un triangle du bord du domaine.

#### 2.4.4 Energie de régularisation

Introduisons à présent ce nouveau terme dans notre problème de segmentation. Nous ne considérons comme géométrie  $\Omega_0$  que la couche centrale du muscle cardiaque qui est isotrope.

Nous définissons une énergie de bord  $E_{bord}$  correspondant à ces conditions aux limites telle que

$$E_{bord}(\mathbf{u}) = \int_{\partial\Omega_0} \sigma_n^f \cdot \mathbf{u} \, ds \quad (2.32)$$

L'énergie totale à minimiser devient alors

$$E_{total}(\mathbf{u}) = E_{\text{élast}}(\mathbf{u}) + E_{bord}(\mathbf{u}) + E_{\text{données}}(\mathbf{u}) \quad (2.33)$$

L'ajout de l'énergie de bord augmente l'énergie élastique, et par conséquent l'effet régularisant. L'énergie  $E_{bord}$  est discrétisée par la MEF. Toutes les contributions élémentaires dues aux contraintes de bord calculées sur les éléments triangulaires de  $\partial\Omega_0$  sont reportées dans la matrice globale  $\widetilde{\mathbf{M}}$ . Les calculs menant à l'expression discrète de cette énergie sont détaillés en annexe A. On aboutit à l'expression

$$E_{bord}^d = \frac{1}{2} \mathbf{U}^t \widetilde{\mathbf{M}} \mathbf{U} \quad (2.34)$$

En ajoutant (2.34) dans l'équation (2.18), nous obtenons

$$E_{total}^d(\mathbf{u}) = E_{\text{élast}}^d(\mathbf{U}) + E_{bord}^d(\mathbf{U}) + E_{\text{données}}(\mathbf{U}) \quad (2.35)$$

$$= \frac{1}{2} \mathbf{U}^t (\mathbf{K} + \widetilde{\mathbf{M}}) \mathbf{U} + \mathbf{F} \mathbf{U} \quad (2.36)$$

On utilise le même schéma de minimisation que celui présenté en section 2.1.2.

## 2.5 Non linéarité géométrique et grands déplacements

Nous avons exprimé la déformation d'un corps élastique sous la forme des équations d'équilibre (2.2). La résolution s'effectue dans la configuration de référence  $\Omega_0$  et nous



avons écrit l'algorithme original **M1** d'évolution du gabarit élastique déformable sous la forme d'un problème de point fixe (2.10) ou variationnelle (équation (2.14)).

Cet algorithme présente des inconvénients majeurs. Pour qu'il converge vers la solution recherchée

- l'hypothèse des petits déplacements est requise,
- la configuration de référence doit être peu différente de la configuration déformée à trouver ( $\Omega_0 \approx \tilde{\Omega}$ )

Comme on souhaite faire correspondre les contours des structures d'intérêt à segmenter à des lieux où le champ de forces est nul ( $\mathbf{t}|_{\partial\tilde{\Omega}} = \mathbf{0}$ ), le cas de figure particulier favorable à **M1** est celui où  $\mathbf{t}|_{\partial\Omega_0}$  est faible mais pas nul et permet d'amener  $\Omega_0$  en  $\tilde{\Omega}$  en créant une énergie élastique faible (petits déplacements, petites déformations).

### Algorithme M2

Lorsque les déplacements à retrouver sont plus grands, le schéma proposé n'est plus valide. Dans le cas de l'imagerie cardiaque, la nécessité d'introduire la possibilité de représenter des grands déplacements est évidente du fait de

- la variabilité de forme du muscle cardiaque d'un patient à l'autre,
- de l'amplitude des déplacements observés durant la phase de contraction du myocarde.

Nous proposons une amélioration de l'algorithme **M1** par une prise en compte de la *non linéarité géométrique*. L'idée générale consiste à déplacer le domaine de manière itérative, donc de mettre à jour périodiquement l'énergie de déformation, au cours du processus de minimisation de l'énergie potentielle. On note  $\Omega_k$  les états successifs du domaine, et  $\partial\Omega_k$  les bords correspondants. Les maillages représentant  $\Omega_k$  sont notés  $\mathcal{T}^k$ .

Nous utilisons une approximation linéaire de la géométrie entre deux états successifs :

$$\Omega_{k+1} \approx \Omega_k.$$

La mise à jour itérative de la géométrie permet de partir d'un domaine  $\Omega_0$  relativement éloigné du domaine final  $\tilde{\Omega}$ . L'algorithme avec mise à jour de la géométrie, noté **M2**, s'écrit :

$$(M2) \quad \begin{cases} \mathbf{u}^{k+1} - \Delta t \operatorname{div} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{u}^k & \text{dans } \Omega_k \\ \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) & \text{sur } \partial\Omega_k \\ \Omega_{k+1} = (\mathbf{I} + \mathbf{u}^k)\Omega_k \end{cases} \quad (2.37)$$

L'algorithme **M2** est similaire à **M1** dans le sens où l'on recherche l'équilibre à convergence. Cependant, les approches diffèrent par deux points fondamentaux :

- le domaine est déplacé par l'opération  $\Omega_{k+1} = (\mathbf{I} + \mathbf{u}^k)\Omega_k$ ,

- les équations locales ne sont plus écrites sur  $\Omega_0$  et  $\partial\Omega_0$  mais sur  $\Omega_k$  et  $\partial\Omega_k$ .

Une formulation variationnelle équivalente au problème (2.37) est

$$\begin{cases} - \int_{\Omega_k} (\mathbf{u}^k - \mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} + \Delta t \int_{\Omega_k} \varsigma(\mathbf{u}^{k+1})^T \varepsilon(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x} = \Delta t \int_{\partial\Omega_k} \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) \cdot \mathbf{v} \, ds \\ \Omega_{k+1} = (\mathbf{I} + \mathbf{u}^k)\Omega_k \end{cases} \quad (2.38)$$

pour tout champ de vecteurs  $\mathbf{v}$  cinématiquement admissible.

### Interprétation mécanique

L'approche **M2** est interprétée au sens mécanique comme une succession de déformations du domaine, l'énergie de déformation étant relâchée à chaque itération  $k$ . Chaque  $\Omega_k$  est donc une configuration de repos pour  $\Omega_{k+1}$ . La conséquence directe d'un tel schéma est la possibilité de parcourir de grands déplacements, puisque l'énergie élastique n'est pas accumulée de  $\Omega_0$  à  $\tilde{\Omega}$ , mais uniquement entre deux états successifs. La deuxième remarque porte sur l'évolution du champ de forces appliqué sur le bord. L'énergie élastique ne devenant pas exagérément grande au cours de la déformation, l'énergie externe à apporter pour réaliser l'équilibre reste limitée et peut décroître vers zéro au voisinage de la solution, ce qui est compatible avec le type de champ de forces que nous utilisons. Autrement dit, les deux énergies qui à tout moment se compensent décroissent vers zéro au fur et à mesure que l'on s'approche de  $\tilde{\Omega}$ .

### Discretisation et résolution

Nous nous replaçons dans le cadre de la discrétisation spatiale par la MEF. Notons  $\mathbf{K}^k$  la matrice de raideur correspondant à une configuration donnée  $\Omega_k$ . Pour alléger l'écriture, on considérera le schéma de minimisation, sans tenir compte des contraintes de bord introduites en section 2.4. Nous assimilons maintenant chaque itération de l'algorithme **M2** à la résolution d'un problème identique à (2.25). Le schéma d'Euler semi-implicite s'écrit

$$(\mathbf{I} + \Delta t \cdot \mathbf{K}^k) \mathbf{U}^{k+1} = \mathbf{U}^k + \Delta t \mathbf{F}(\mathbf{U}^k). \quad (2.39)$$

Nous considérons le déplacement du domaine au cours du processus de minimisation comme une opération de *remaillage*, à nombre de nœuds constants, et avec une connectivité inchangée. Nous verrons par la suite qu'il est possible d'envisager une modification réelle du maillage au cours de la segmentation, si ce maillage devient mal conditionné pour le calcul par éléments finis.

Les temps de calcul liés à la mise à jour de la matrice de raideur  $\mathbf{K}^k$  pouvant devenir importants pour des maillages comportant un grand nombre d'éléments, il semble plus raisonnable de ne pas la recalculer à chaque itération  $k$ . On introduit donc l'indice  $p$  correspond

à une configuration  $\Omega_p$  découplée de  $k$  qui désigne toujours la discrétisation temporelle. L'équation (2.39) devient

$$(I + \Delta t.K^p)U^{k+1} = U^k + \Delta t F(U^k). \quad (2.40)$$

Nous proposons ainsi un algorithme qui présente deux boucles imbriquées, une boucle sur la géométrie, et une boucle de discrétisation en temps équivalente à **M1**. Le diagramme 2.12 montre la structure de l'algorithme proposé.

Cet algorithme soulève la question de l'ajustement du nombre d'itérations. Dans la pratique, on souhaite remailler le moins de fois possible. On est donc amené à se poser la question suivante : étant donnée une configuration  $\Omega_p$  (un maillage  $\mathcal{T}^p$ ), jusqu'à quel point peut-on pousser la déformation pour obtenir  $\Omega_{p+1}$  (un maillage  $\mathcal{T}^{p+1}$ ) ?

### Qualité topologique et géométrique d'un maillage

La déformation du maillage doit être conditionnée par l'évolution de sa qualité. Un maillage de qualité médiocre entraîne des erreurs numériques importantes dans les calculs par éléments finis. Les critères de qualité considérés sont d'ordre topologique et géométrique.

La *topologie du maillage* n'est plus respectée lorsque des éléments s'inversent (fig. 2.13). La détection de l'inversion d'un tétraèdre peut être réalisée lors du calcul de son volume, donc pendant le calcul des matrices locales de raideur. Le volume d'un tétraèdre est déterminé de la manière suivante

$$V_{\text{tétra}} = \frac{1}{6} \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & z_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & z_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & z_3 & 1 \\ x_4 & y_4 & z_4 & 1 \end{vmatrix} \quad (2.41)$$

où  $(x_i, y_i, z_i)$ ,  $i = 1, 2, 3, 4$ , sont les coordonnées des sommets du tétraèdre. Le tétraèdre est orienté de telle sorte que  $V_{\text{tétra}} > 0$  dans le cas normal, et  $V_{\text{tétra}} < 0$  lorsque le tétraèdre s'inverse.

La *qualité géométrique* d'un élément est liée à l'écart de sa forme par rapport à l'élément régulier. Plusieurs cas de figures se présentent pour caractériser un tétraèdre de mauvaise qualité (configurations en aiguille, cale, fuseau, éclat, et chapeau, voir figure 2.14) (Péqui- not, 2002). De nombreux critères de qualité géométrique ont été définis dans la littérature (Parthasarathy et al., 1993). Nous avons choisi l'un des critères les plus courants, qui est le rapport  $\rho$  du rayon de la sphere inscrite au tétraèdre sur la longueur  $h_{\max}$  de sa plus grande arête

$$Q = \sqrt{24} \frac{\rho}{h_{\max}} \text{ et } \rho = \frac{3 V_{\text{tétra}}}{A_{\text{tétra}}} \quad (2.42)$$

où  $A_{\text{tétra}}$  est l'aire totale des 4 faces du tétraèdre. Ce critère est borné entre 0 et 1 ; plus l'élément est dégénéré, plus la valeur de  $Q$  s'approche de 0, alors qu'il vaut exactement 1

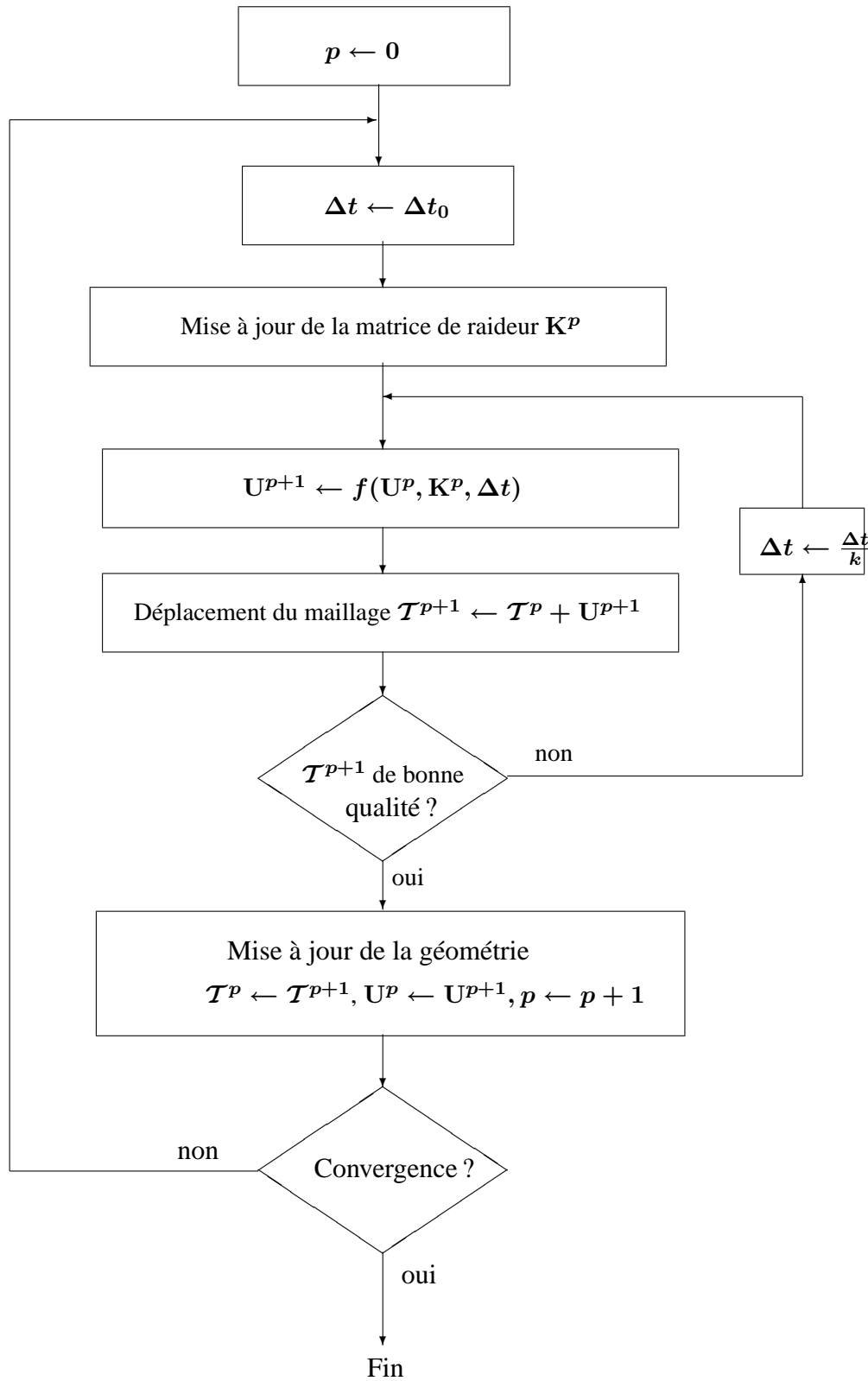


FIG. 2.12 – Algorithme de minimisation avec mise à jour de la géométrie.

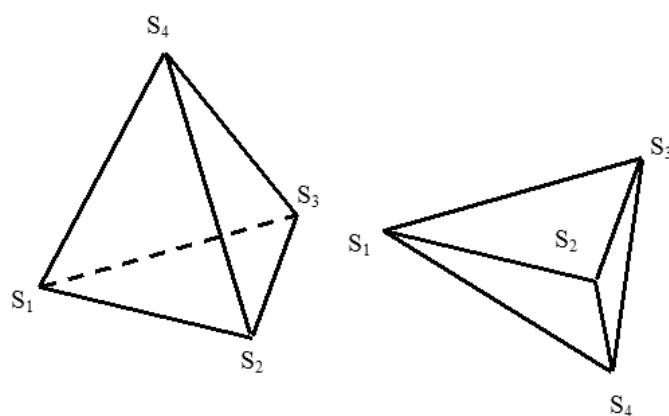


FIG. 2.13 – Qualité topologique d'un maillage : inversion d'un tétraèdre.

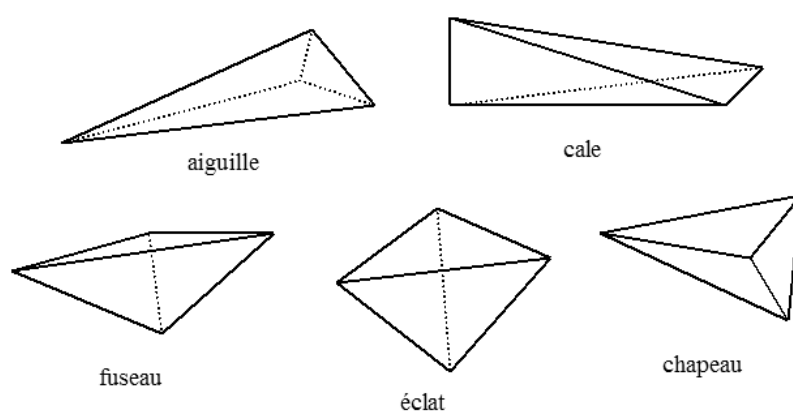


FIG. 2.14 – Qualité géométrique d'un maillage : mauvais tétraèdres.

pour un tétraèdre régulier.

Dans l'algorithme proposé, le maillage est jugé correct s'il respecte à la fois le critère topologique (aucun élément inversé) et géométrique, un seuil de tolérance étant fixé. Si ce n'est pas le cas, une boucle de retour permet de repartir de la configuration précédente avec un pas de temps  $\Delta t$  plus fin, afin de mieux contrôler la déformation du maillage (figure 2.12). Enfin, la convergence globale peut être estimée en calculant la norme du déplacement ; si celle-ci tombe en-dessous d'un certain seuil, l'algorithme est stoppé. On peut également vérifier que le champ de forces  $t$  tend vers zéro à convergence.

Le problème géométriquement non linéaire est approché par une succession de problèmes linéaires. A chaque remaillage, le déplacement est mis à zéro, ce qui permet de relâcher l'énergie de déformation. De ce fait, chaque configuration à déformer est considérée comme une situation de repos, et l'action du terme d'attache aux données est accrue. La linéarisation géométrique permet donc de retrouver des déplacements beaucoup plus importants. Une approche similaire a été appliquée dans le cadre de la mise en correspondance non rigide (Peckar et al., 1999). L'approximation d'un problème non linéaire par une succession de problèmes linéaires (méthode incrémentale) est exposée dans (Ciarlet, 1988).

## 2.6 Minimisation sous contrainte de champ nul

Nous développons dans cette section une autre amélioration du schéma numérique **M1** qui porte sur l'introduction d'une contrainte sur le champ de forces évalué sur le bord du domaine déformé.

L'équation (2.2) traduit un état d'équilibre. La position d'équilibre est atteinte lorsque l'énergie élastique emmagasinée lors de la déformation du modèle compense exactement l'énergie externe. On cherche certes un minimum de l'énergie (2.18), mais aucune contrainte sur le champ de forces, à convergence, n'est introduite dans le problème à résoudre. Il est par conséquent possible d'obtenir un équilibre au sens mécanique sans pour autant que le champ de forces sur le bord du domaine déformé soit nul, ce qui se produit lorsque  $\Omega_0$  est relativement éloigné de  $\tilde{\Omega}$  et que  $t|_{\partial\Omega_0}$  est important.

Or, nous souhaitons avoir  $t|_{\partial\tilde{\Omega}} = 0$ . Si l'on introduit cette contrainte supplémentaire, le problème à résoudre devient

$$\begin{cases} -\operatorname{div} \sigma = 0 & \text{dans } \Omega_0 \\ \sigma_n = t & \text{sur } \partial\Omega_0 \\ t = 0 & \text{sur } \partial\tilde{\Omega}. \end{cases} \quad (2.43)$$

En utilisant la technique de charge incrémentale décrite en section 2.1.2, nous avons à résoudre :

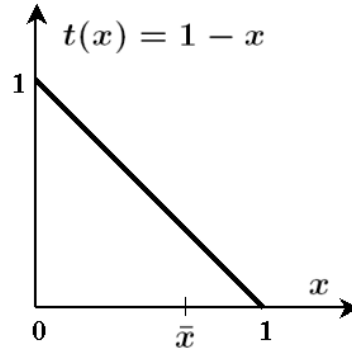


FIG. 2.15 – Exemple de champ de force unidimensionnel.

$$\begin{cases} \mathbf{u}^{k+1} - \Delta t \operatorname{div} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{u}^k & \text{dans } \Omega_0 \\ \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^{k+1}) = t(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) & \text{sur } \partial\Omega_0 \\ t = 0 & \text{sur } \partial\tilde{\Omega}. \end{cases} \quad (2.44)$$

La contrainte  $t|_{\partial\tilde{\Omega}}$  est essentielle. L'exemple unidimensionnel suivant montre que, si l'on n'en tient pas compte, il n'y a aucune raison dans le cas général de converger vers une telle configuration. Cette constatation nous amènera ensuite à proposer un algorithme (**M3**) permettant d'intégrer cette contrainte sans la résoudre explicitement, et ainsi d'améliorer la convergence. Les développements suivants sont issus d'une idée originale de J.Pousin (MAPLY, INSA, Lyon).

### 2.6.1 Un cas unidimensionnel simple

Nous montrons dans cet exemple 1-D que lorsqu'on ne prend pas en compte la contrainte de champ nul sur le bord du domaine déformé, le modèle ne converge pas nécessairement vers la solution souhaitée. On se donne un domaine défini par  $\Omega_0 = (0, \bar{x})$  que l'on place dans le champ de forces  $t(x)$  suivant :

$$x \longmapsto t(x) = 1 - x \quad (2.45)$$

Nous cherchons à déformer le domaine de telle manière à ce que  $\bar{x}$  vienne en  $x = 1$ , ce qui correspond à un champ  $t(x)$  nul. La figure 2.15 donne l'allure du champ  $t(x)$ .

En élasticité unidimensionnelle, la relation  $-\operatorname{div} \boldsymbol{\sigma} = 0$  s'écrit

$$\frac{d\sigma}{dx} = 0 \quad (2.46)$$

De plus, la contrainte est proportionnelle à la déformation  $\varepsilon$  (élasticité linéarisée) et on a

$$\varepsilon = \frac{du}{dx} = u' \quad (2.47)$$

d'où

$$-u'' = 0 \text{ sur } \Omega_0 \quad (2.48)$$

Nous fixons une extrémité par la relation

$$u(0) = 0, \quad (2.49)$$

$\bar{x}$  restant libre de se déplacer. Par ailleurs, l'application du champ de forces en  $\bar{x}$  s'écrit

$$u'(\bar{x}) = t(I + u)(\bar{x}) \quad (2.50)$$

$$= 1 - (\bar{x} + u(\bar{x})) \quad (2.51)$$

et la contrainte de champ nul est donnée par

$$t(I + u)(\bar{x}) = 0 \quad (2.52)$$

Le problème d'élasticité unidimensionnel qui nous intéresse peut donc être formulé de la façon suivante : on cherche le déplacement  $u$  tel que

$$\begin{cases} -u'' = 0 \text{ sur } \Omega_0 \\ u(0) = 0 \\ u'(\bar{x}) = t(I + u)(\bar{x}) = 1 - (\bar{x} + u(\bar{x})) \\ t(I + u)(\bar{x}) = 0 \end{cases} \quad (2.53)$$

### Première stratégie

Dans un premier temps, on ne tient pas compte de la contrainte (2.52) car  $u$  est faible. D'après (2.48), le déplacement est une fonction affine de la position, soit

$$u(x) = ax + b.$$

D'après (2.49), on a nécessairement  $b = 0$  car  $u(0) = 0.a + b = 0$ , d'où

$$u(x) = ax.$$

D'après (2.50), on a :  $a = 1 - \bar{x} - a\bar{x}$ , d'où

$$a = \frac{1 - \bar{x}}{1 + \bar{x}}.$$

On obtient finalement :

$$u(x) = ax = \frac{1 - \bar{x}}{1 + \bar{x}}x \quad (2.54)$$



On remarque que l'on ne peut avoir  $t(\mathbf{I} + \mathbf{u})(\bar{x}) = 0$  que si

$$1 - \left( \bar{x} + \frac{1 - \bar{x}}{1 + \bar{x}} \bar{x} \right) = 0,$$

soit

$$\bar{x} = 1.$$

Pour atteindre la solution, il faut partir de la solution ! Il est donc nécessaire de tenir compte de la contrainte (2.52).

### Deuxième stratégie

Considérons à présent le problème de minimisation suivant

$$E(v) = \frac{1}{2} \left\{ \int_0^{\bar{x}} v'(s)^2 ds - \underbrace{\left( 1 - (\bar{x} + v(\bar{x})) \right)}_{t(\mathbf{I}+v)(\bar{x})}^2 \right\} \quad (2.55)$$

Le premier terme exprime l'énergie de déformation, et le second l'application du champ de forces sur le bord  $\bar{x}$  du domaine.

Notons  $\tilde{t}$  l'application de  $H^1(0, \bar{x}) \rightarrow \mathbb{R}$  qui à  $v$  associe  $t(\mathbf{I} + v)(\bar{x}) = t(\bar{x} + v(\bar{x}))$ .

Comme  $t(x) = 1 - x$ ,

$$\begin{aligned} t(\mathbf{I} + v)(\bar{x}) &= t(\bar{x} + v(\bar{x})) \\ &= 1 - (\bar{x} + v(\bar{x})). \end{aligned}$$

On cherche  $\mathbf{u} \in H^1(0, \bar{x})$  tel que

$$\mathbf{u} = \arg \min_{\begin{cases} v \in H^1 \\ t(\mathbf{I} + v)(\bar{x}) = 0 \end{cases}} E(v) \quad (2.56)$$

Le problème (2.56) est un problème de minimisation avec contrainte d'égalité. Pour le résoudre, nous utilisons la méthode des multiplicateurs de Lagrange (Ciarlet, 1985). La condition nécessaire pour que  $\mathbf{u}$  soit un extremum de la fonctionnelle  $E$  est

$$\begin{cases} DE(\mathbf{u}) = \lambda D\tilde{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}) \\ t(\mathbf{I} + \mathbf{u})(\bar{x}) = 0 \end{cases} \quad (2.57)$$

où  $D$  représente l'opérateur de dérivation.

En développant le système (2.57), nous obtenons  $\forall v \in H^1(0, \bar{x})$

$$\begin{cases} \int_0^{\bar{x}} u'(s)v'(s) ds - \left(1 - (\bar{x} + u(\bar{x}))\right) - \lambda v(\bar{x}) = 0 \\ t(I + u)(\bar{x}) = 1 - (\bar{x} + u(\bar{x})) = 0 \end{cases} \quad (2.58)$$

La formulation locale équivalente est

$$-u'' = 0 \text{ dans } (0, \bar{x}) \quad (2.59)$$

$$u(0) = 0 \quad (2.60)$$

$$u'(\bar{x}) = t(I + u)(\bar{x}) + \lambda \quad (2.61)$$

$$t(I + u)(\bar{x}) = 1 - (\bar{x} + u(\bar{x})) = 0. \quad (2.62)$$

Dans le cas général, la difficulté consiste à calculer le paramètre  $\lambda$  du multiplicateur de Lagrange. Ici, nous pouvons le déterminer analytiquement.

Les équations (2.59) et (2.60) entraînent

$$u(x) = ax.$$

La contrainte (2.62) implique que

$$1 - (\bar{x} + a\bar{x}) = 0,$$

d'où

$$a = \frac{1 - \bar{x}}{\bar{x}}$$

Finalement nous obtenons

$$u(x) = \frac{1 - \bar{x}}{\bar{x}} x. \quad (2.63)$$

On a bien une convergence de  $\bar{x}$  vers 1 car  $u(\bar{x}) = 1 - \bar{x}$ .

La relation (2.61) permet de déduire que

$$\lambda = a.$$

### Algorithme 1-D

Nous proposons un algorithme itératif qui permet de converger vers la solution sans résoudre explicitement la contrainte (2.52). L'idée consiste à poser

$$\lambda^{k+1} = (u')^k(\bar{x}), \quad k \in \mathbb{N}. \quad (2.64)$$

La version itérative de la relation (2.62) est

$$(u')^{k+1}(\bar{x}) = t(I + u^k)(\bar{x}) + (u')^k(\bar{x}) \quad (2.65)$$

Supposons que l'algorithme converge. A convergence,

$$\lim_{k \rightarrow \infty} (u')^{k+1}(\bar{x}) = \lim_{k \rightarrow \infty} (u')^k(\bar{x})$$

d'où

$$t(I + u^k)(\bar{x}) = 0.$$

La relation récursive (2.65) conduit à,  $a_0$  étant donné,

$$a^{k+1} = 1 - \bar{x} - a^{k+1}\bar{x} + a^k$$

ou encore

$$a^{k+1} = \frac{1 - \bar{x}}{1 + \bar{x}} + \frac{a^k}{1 + \bar{x}} \quad (2.66)$$

Posons  $G(z) = \frac{1 - \bar{x}}{1 + \bar{x}} + \frac{z}{1 + \bar{x}}$ .

Le point fixe de (2.66) est  $z = G(z)$ , d'où

$$z = \frac{1 - \bar{x}}{\bar{x}}$$

qui est la solution recherchée. De plus, l'algorithme converge dans un voisinage de la solution, car  $DG(\frac{1 - \bar{x}}{\bar{x}}) = \frac{1}{1 + \bar{x}} < 1$ , pour tout  $\bar{x} > 0$ .

### 2.6.2 Extension au cas 3-D

Revenons maintenant au problème tridimensionnel. On souhaite satisfaire la condition

$$t(I + u) |_{\partial\Omega_0} = t(I + u) \circ \Upsilon = 0 \quad (2.67)$$

où  $\Upsilon$  désignant l'application trace sur  $\partial\Omega_0$ . Comme précédemment, la méthode des multiplicateurs de Lagrange permet d'obtenir les conditions nécessaires suivantes, avec  $\Upsilon$  désignant l'application trace sur  $\partial\Omega_0$

$$\begin{cases} DE(u) = Dt(I + u) \circ \Upsilon \lambda, & \lambda \in \mathbb{R}^3 \\ t(I + u) |_{\partial\Omega_0} = 0 \end{cases} \quad (2.68)$$

Sous forme d'équations locales, le problème à résoudre s'écrit

$$\begin{cases} -\operatorname{div} \sigma(u) = 0 & \text{dans } \Omega_0 \\ \sigma_n(u) = t(I + u) + Dt(I + u) \lambda & \text{sur } \partial\Omega_0 \\ t(I + u) = 0 & \text{sur } \partial\Omega_0. \end{cases} \quad (2.69)$$

Sur le modèle de l'exemple unidimensionnel présenté plus haut, nous proposons un algorithme de minimisation sans résoudre explicitement la contrainte de champ surfacique nul à convergence.

**Proposition d'algorithme en 3-D (Algorithme M3)**

Posons

$$\sigma_n(\mathbf{u}^k) = \text{Dt}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) \lambda, \quad k \in \mathbb{N}.$$

Nous avons donc à résoudre le problème de point fixe suivant (algorithme **M3**)

$$(\mathbf{M3}) \begin{cases} \mathbf{u}^{k+1} - \Delta t \operatorname{div} \sigma(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{u}^k & \text{dans } \Omega_0 \\ \sigma_n(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) + \sigma_n(\mathbf{u}^k) & \text{sur } \partial\Omega_0. \end{cases} \quad (2.70)$$

Etant donné le déplacement initial  $\mathbf{u}^0 = \mathbf{0}$ , et en posant  $\sigma_n(\mathbf{u}^0) = \mathbf{0}$ , on a de manière récursive :

$$\begin{cases} \sigma_n(\mathbf{u}^1) = \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^0) + \sigma_n(\mathbf{u}^0) = \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^0) \\ \sigma_n(\mathbf{u}^2) = \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^1) + \sigma_n(\mathbf{u}^1) = \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^1) + \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^0) \\ \vdots \\ \sigma_n(\mathbf{u}^k) = \sum_{p=0}^{k-1} \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^p) \\ \vdots \end{cases}$$

On suppose que le champ  $\mathbf{t}$  est dérivable sur  $\partial\Omega$  et tel que la série  $\sum_{p=0}^{\infty} \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^p)$  est convergente.

Alors, on a  $\lim_{p \rightarrow +\infty} \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^p) = \mathbf{0}$ , qui est la contrainte à vérifier.

Traduisons le système (2.70) sous forme variationnelle.

$$- \int_{\Omega_0} (\mathbf{u}^k - \mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} dx + \Delta t \int_{\Omega_0} \varsigma(\mathbf{u}^{k+1})^T \varepsilon(\mathbf{v}) dx = \Delta t \int_{\partial\Omega_0} \sigma_n(\mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} ds \quad (2.71)$$

pour les  $\mathbf{v}$  non nuls que sur les points du bord  $\partial\Omega_0$ .

Sous forme matricielle, nous obtenons

$$\mathbf{K}\mathbf{U}^{k+1} - \frac{(\mathbf{U}^k - \mathbf{U}^{k+1})}{\Delta t} = \sum_{p=1}^{k-1} (\mathbf{F}(\mathbf{U}^p)) \quad (2.72)$$

ou encore

$$(\mathbf{I} + \Delta t)\mathbf{K}\mathbf{U}^{k+1} - \mathbf{U}^{k+1} = \sum_{p=1}^k (\mathbf{F}(\mathbf{U}^p)) \quad (2.73)$$

Or on a

$$\sum_{p=1}^k (\mathbf{F}(\mathbf{U}^p)) = \mathbf{F}(\mathbf{U}^k) + \sum_{p=1}^{k-1} (\mathbf{F}(\mathbf{U}^p)) \quad (2.74)$$

$$= \mathbf{F}(\mathbf{U}^k) + \mathbf{K}\mathbf{U}^{k+1} - \frac{(\mathbf{U}^k - \mathbf{U}^{k+1})}{\Delta t} \quad (2.75)$$

Le schéma numérique de minimisation prend alors la forme

$$\begin{cases} \mathbf{U}^0 = \mathbf{0} \\ \mathbf{U}^1 = \mathbf{0} \\ (\mathbf{I} + \Delta t \mathbf{K})\mathbf{U}^{k+2} = \mathbf{U}^{k+1} + \Delta t \mathbf{F}(\mathbf{U}^k) + \Delta t \mathbf{K}\mathbf{U}^{k+1} + (\mathbf{U}^k - \mathbf{U}^{k+1})_i \end{cases} \quad (2.76)$$

$i$  étant l'indice des nœuds du bord  $\partial\Omega_0$ .

### Interprétation mécanique

Dans l'algorithme **M3**, la contrainte de champ nul  $\mathbf{t}|_{\partial\tilde{\Omega}} = \mathbf{0}$  est prise en compte de manière implicite en posant que la contrainte normale est égale à l'accumulation des forces surfaciques estimées aux instants précédents. De cette manière, l'énergie d'attache aux données croît jusqu'à une valeur finie limite (puisqu'à convergence, le champ est nul ou proche de zéro), compensée par l'énergie élastique accumulée. Le fait de sommer toutes les contributions  $\mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k)$  a pour effet de "pousser" le domaine et d'accélérer la convergence.

## 2.7 Synthèse

Nous rappelons ici les différents schémas numériques introduits dans ce chapitre.

### Algorithme M1

#### Formulation locale

$$(\mathbf{M1}) \quad \begin{cases} \mathbf{u}^{k+1} - \Delta t \operatorname{div} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{u}^k & \text{dans } \Omega_0 \\ \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) & \text{sur } \partial\Omega_0 \end{cases}$$

#### Formulation variationnelle

$$-\int_{\Omega_0} (\mathbf{u}^k - \mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} + \Delta t \int_{\Omega_0} \boldsymbol{\varsigma}(\mathbf{u}^{k+1})^T \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x} = \Delta t \int_{\partial\Omega_0} \mathbf{t}(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) \cdot \mathbf{v} \, ds$$

#### Expression discrétisée obtenue par la MEF

$$(\mathbf{I} + \Delta t \mathbf{K})\mathbf{U}^{k+1} = \mathbf{U}^k + \Delta t \mathbf{F}(\mathbf{U}^k)$$

## Algorithme M2

### Formulation locale

$$(M2) \quad \begin{cases} \mathbf{u}^{k+1} - \Delta t \operatorname{div} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{u}^k & \text{dans } \Omega_k \\ \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^{k+1}) = t(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) & \text{sur } \partial\Omega_k \\ \Omega_{k+1} = (\mathbf{I} + \mathbf{u}^k)\Omega_k \end{cases}$$

### Formulation variationnelle

$$\begin{cases} - \int_{\Omega_k} (\mathbf{u}^k - \mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} + \Delta t \int_{\Omega_k} \varsigma(\mathbf{u}^{k+1})^T \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x} = \Delta t \int_{\partial\Omega_k} t(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) \cdot \mathbf{v} \, ds \\ \Omega_{k+1} = (\mathbf{I} + \mathbf{u}^k)\Omega_k \end{cases}$$

### Expression discrétisée obtenue par la MEF

$$(\mathbf{I} + \Delta t \cdot \mathbf{K}^k) \mathbf{U}^{k+1} = \mathbf{U}^k + \Delta t \mathbf{F}(\mathbf{U}^k)$$

## Algorithme M3

### Formulation locale

$$(M3) \quad \begin{cases} \mathbf{u}^{k+1} - \Delta t \operatorname{div} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}^{k+1}) = \mathbf{u}^k & \text{dans } \Omega_0 \\ \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^{k+1}) = t(\mathbf{I} + \mathbf{u}^k) + \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^k) & \text{sur } \partial\Omega_0 \end{cases}$$

### Formulation variationnelle

$$- \int_{\Omega_0} (\mathbf{u}^k - \mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x} + \Delta t \int_{\Omega_0} \varsigma(\mathbf{u}^{k+1})^T \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x} = \Delta t \int_{\partial\Omega_0} \boldsymbol{\sigma}_n(\mathbf{u}^{k+1}) \cdot \mathbf{v} \, ds$$

### Expression discrétisée obtenue par la MEF

$$\begin{cases} \mathbf{U}^0 = \mathbf{0} \\ \mathbf{U}^1 = \mathbf{0} \\ (\mathbf{I} + \Delta t \mathbf{K}) \mathbf{U}^{k+2} = \mathbf{U}^{k+1} + \Delta t \mathbf{F}(\mathbf{U}^k) + \Delta t \mathbf{K} \mathbf{U}^{k+1} + (\mathbf{U}^k - \mathbf{U}^{k+1})_i \end{cases}$$

$i$  est l'indice des nœuds du bord  $\partial\Omega_0$ .

Nous avons introduit diverses améliorations à la méthode du gabarit élastique déformable pour la segmentation d'images cardiaques. Le chapitre suivant est consacré à l'évaluation des performances des différents algorithmes proposés.





## Chapitre 3

# Evaluation de la méthode de segmentation

Dans ce chapitre, nous proposons tout d’abord une évaluation technique de la méthode des gabarits élastiques déformables à partir de la segmentation d’objets de synthèse caractéristiques de situations extrêmes. Dans une deuxième partie, nous évaluons les performances de la méthode pour la segmentation d’images réelles in-vivo cardiaques, en comparant les résultats obtenus à des segmentations manuelles réalisées par un expert médecin. Enfin, nous montrons les résultats de segmentation de données ultrasonores expérimentales. Ces résultats sont validés par la segmentation d’un fantôme ultrasonore dont on connaît la géométrie. Une comparaison avec une autre méthode de modèle déformable a été réalisée.

Nous comparerons les différents schémas numériques introduits au chapitre 2 et nous étudierons l’influence des différents paramètres de la méthode, qui sont résumés dans le tableau 3.1.

Nous distinguons les paramètres relatifs

- au gabarit élastique lui-même,
- au champ de forces,
- à la minimisation de l’énergie.

|                 | Paramètres  |
|-----------------|---|
| modèle          | <ul style="list-style-type: none"><li>– maillage : nombre d’éléments <math>N_{el}</math></li><li>– mécanique : module d’Young <math>E</math> et coefficient de Poisson <math>\nu</math></li></ul>   |
| champ de forces | <ul style="list-style-type: none"><li>– détection de contours (optionnel) : lissage (<math>\sigma_c</math>), seuils bas et haut</li><li>– lissage du potentiel (<math>\sigma_p</math>) ou paramètre <math>\mu_{GVF}</math> de diffusion</li></ul> |
| minimisation    | <ul style="list-style-type: none"><li>– pondération relative des énergies <math>\lambda</math></li><li>– discrétisation temporelle <math>\Delta t</math></li></ul>  |

TAB. 3.1 – Liste des paramètres de la méthode de segmentation

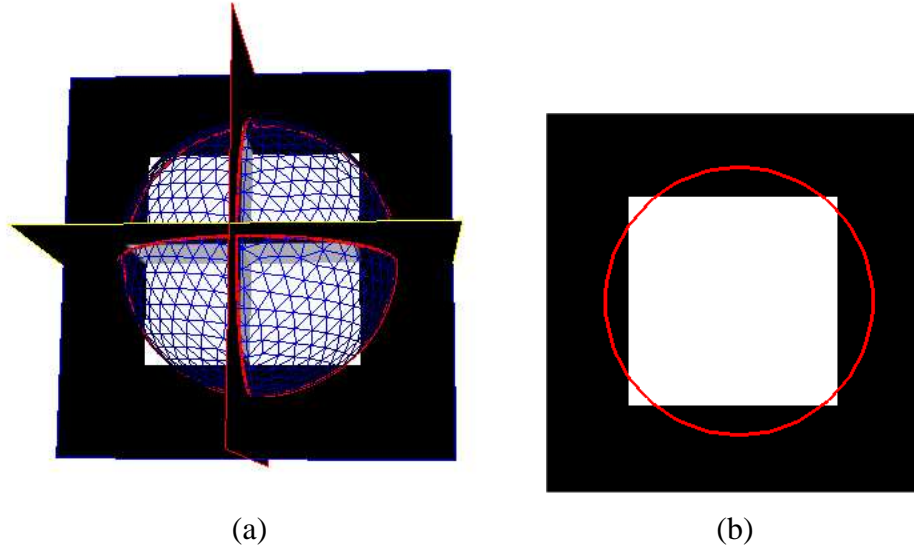


FIG. 3.1 – Cas test 1 : segmentation sphère sur cube : position initiale. (a) vue 3-D, (b) coupe 2-D.

### 3.1 Evaluation sur des objets de synthèse

Afin de mieux rendre compte du comportement des différents schémas numériques présentés au chapitre précédent, nous avons élaboré des cas de simulation extrêmement simples.

Il est bien entendu que la segmentation dans des conditions aussi idéales (objets simples, images binaires) peut être réalisée par des méthodes moins complexes, telle que le simple seuillage. L'objectif est ici de tester techniquement la méthode du gabarit élastique déformable dans diverses conditions d'expérimentations.

#### 3.1.1 Cas test 1 : segmentation d'un cube à partir d'une sphère

Le premier cas test consiste à segmenter un cube d'arête  $a = 35$  sous forme d'image 3-D binaire, à l'aide d'un maillage sphérique de rayon  $R = 22$ . Nous voulons ainsi tester les performances de la méthode dans le cas des *grands déplacements*, et des *variations importantes de formes*. Les deux objets sont approximativement centrés l'un par rapport à l'autre, comme le montre la figure 3.1.

#### Comparaison des schémas numériques

On se donne un champ de forces  $\mathbf{t}$  suffisamment régulier, à peu près nul sur toutes les arêtes du cube, et de portée suffisante, généré par la méthode du GVF sur la carte de la norme du gradient (voir figure 3.2). Le paramètre de lissage est  $\mu_{GVF} = 0.15$ .

Nous souhaitons évaluer les différentes méthodes exposées au chapitre 2. Quatre schémas numériques sont testés :

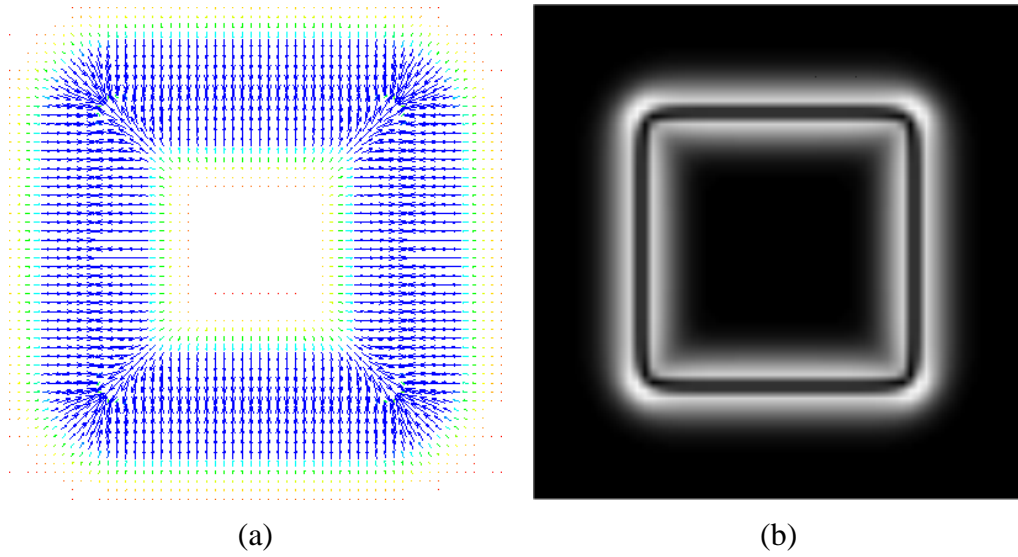


FIG. 3.2 – Champ obtenu par un GVF sur la norme du gradient. (a) Le champ est montré, projeté en 2-D sur un plan de coupe. (b) Norme des forces dans le même plan.

- l’approche classique en petits déplacements, notée **M1**, décrite en section 2.1,
- un schéma avec déplacement du domaine (remaillage), noté **M2**, présenté en section 2.5,
- un schéma avec prise compte de la contrainte de champ nul, noté **M3**, introduit en section 2.6,
- une combinaison de **M2** et **M3**, notée **M4**.

Dans un but de comparaison, tous les paramètres sont fixés. Pour les quatre expériences, nous avons :  $E = 10$ ,  $\nu = 0$ ,  $N_{el} = 15019$ ,  $\lambda = 20$ ,  $\Delta t = 0.1$  à  $0.05$ .

Les résultats obtenus à convergence pour chacune des méthodes sont présentés figure 3.3. On admet qu’il y a convergence lorsque le déplacement moyen varie peu par rapport à un certain seuil.

On constate que le schéma **M1** ne permet pas de se rapprocher suffisamment des faces du cube. L’équilibre se produit lorsque l’énergie de déformation est compensée par l’intégrale des forces sur le bord du maillage. En introduisant la mise à jour de la géométrie dans le schéma de minimisation (méthode **M2**), nous observons des résultats nettement meilleurs, puisqu’avec la même rigidité du matériau, nous obtenons des déplacements beaucoup plus importants. Pour le cas-test présenté, la convergence est atteinte en environ 90 itérations et 8 mises à jour de la géométrie. Le schéma **M3** est intéressant dans le sens où le modèle est poussé vers une configuration où le champ surfacique est nul. Le fait de cumuler les contributions du champ de forces à chaque itération permet une convergence plus rapide de l’algorithme. De plus, comme il n’y a pas de déplacement du domaine, le processus est relativement rapide. La convergence est atteinte en une trentaine d’itérations. Cependant, l’approximation linéaire de la géométrie empêche les interfaces du modèle de bien adhérer

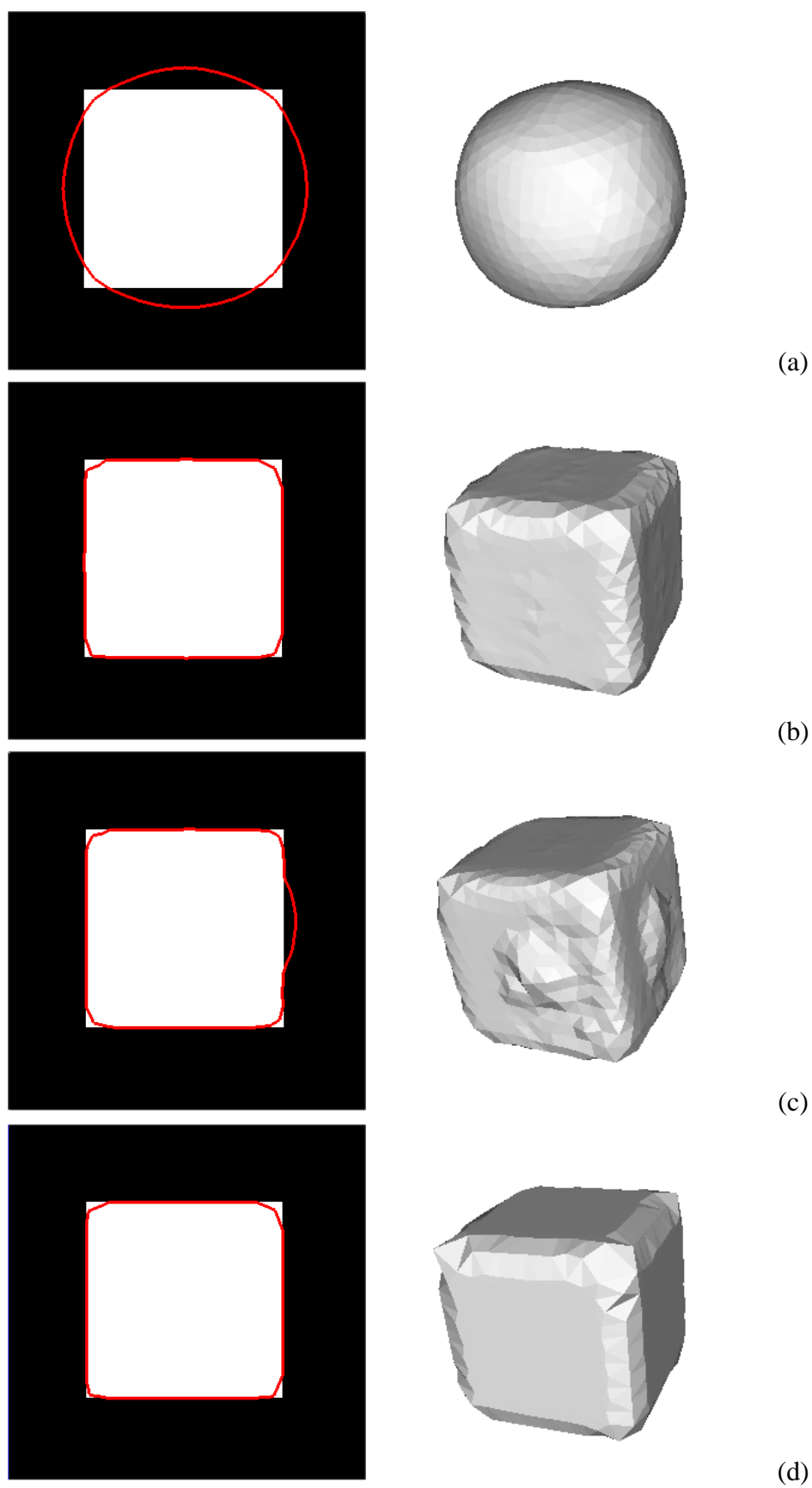


FIG. 3.3 – Cas test1 : segmentation sphère sur cube. Comparaison des schémas de minimisation. (a) **M1**, (b) **M2**, (c), **M3**, (d) **M4**.

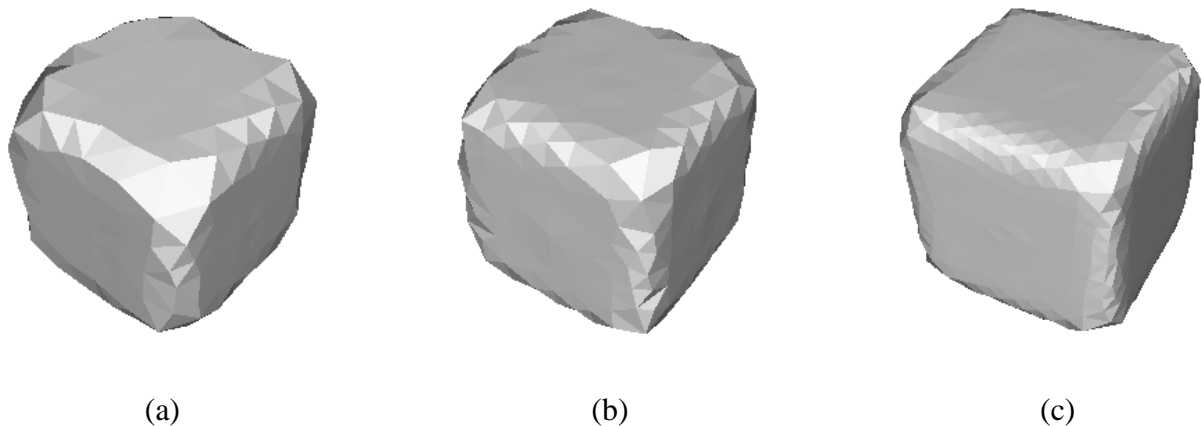


FIG. 3.4 – Cas test 1 : segmentation sphère sur cube. Finesse du maillage. (a) 519 nœuds , 2237 éléments, (b) 990 nœuds , 4692 éléments, (c) 3003 nœuds , 15019 éléments.

aux faces du cube. En combinant **M3** et **M4**, nous obtenons les meilleurs résultats (convergence en 30 itérations avec 3 mises à jour de la géométrie). L'estimation du champ sur le bord du maillage déformé permet de confirmer qu'on se rapproche le mieux des interfaces du cube à segmenter avec la méthode **M4**. Les temps d'exécution sur un PC PIII à 1.2 Ghz, avec un code C++ non optimisé, sont de l'ordre de 57 s pour **M1**, 14 s pour **M3**, et 19 s pour la méthode **M4**. La méthode numérique de résolution de systèmes linéaires utilisée est la méthode itérative GMRES (package *PETSc*<sup>1</sup>).

### Influence du nombre d'éléments sur le résultat de la segmentation

La discrétisation du domaine est un facteur important pour la résolution du problème des éléments finis. Trois maillages sphériques de résolutions différentes. Le premier maillage, de basse résolution, comporte 519 nœuds et 2237 éléments. Le deuxième, de résolution moyenne possède 990 nœuds et 4692 éléments, tandis que le maillage de plus grande résolution présente 3003 nœuds et 15019 éléments. Ces 3 maillages ont été déformés dans l'image du cube, avec les mêmes paramètres que dans les expériences précédentes. Nous avons choisi le schéma de minimisation **M4**.

Lorsque la résolution du maillage augmente, les résultats observés sont meilleurs, en particulier dans les angles du cube, comme le montre la figure 3.4. La finesse du maillage est indéniablement liée à la qualité du résultat de segmentation. Il faut cependant faire un compromis entre la résolution du maillage et le coût algorithmique engendré, puisque la dimension des matrices manipulées est  $3n \times 3n$  si  $n$  est le nombre de nœuds . Sur la même machine PC PIII 1.2 Ghz, les temps d'exécution sont respectivement de 6 s, 11 s, et 33 s.

<sup>1</sup><http://www-fp.mcs.anl.gov/petsc/>

### Influence du champ de forces

Afin d'assurer une bonne convergence de l'algorithme, le champ de forces doit avoir les propriétés suivantes :

- une régularité suffisante
- une portée suffisante

Lorsque le champ est bruité, il convient d'appliquer une technique de régularisation appropriée, comme nous le verrons plus tard.

Nous illustrons ici des problèmes liés à la *portée du champ de forces*. On calcule trois champs de forces construits par lissage et dérivation d'une même carte de contour extraite par un filtre de Canny-Deriche, en faisant varier l'écart-type du lissage gaussien ( $\sigma_p = 3, 2, 1$ ). Ainsi, plus  $\sigma_p$  est grand, plus la portée du champ est importante. La figure 3.5 montre les champs de forces obtenus ainsi que le comportement de l'algorithme de segmentation (méthode **M4**), après 20 itérations (pas à convergence), pas de temps  $\Delta t = 0.05$ . Lorsque la portée du champ est insuffisante, la déformation peut se produire par effet de voisinage, les éléments "moteurs" tirant leurs voisins. Ceci conduit à des déformations non homogènes, et une convergence lente.

On constate également que, étant donnée la discrétisation spatiale de l'image, si le lissage gaussien est trop important, il y a un déplacement du zéro du champ par rapport à la position souhaitée, c'est-à-dire sur les bords du cube. Dans ce cas, on obtient au mieux un cube aux bords arrondis, alors que le champ est proche de zéro sur les bords du modèle. Nous remarquons donc qu'en lissant fortement l'image du cube, nous avons privilégié la portée du champ au détriment de la bonne localisation de ses zéros. Pour pallier ce problème, une stratégie possible consiste à utiliser des cartes de potentiel de moins en moins lissées (sur le concept de l'espace d'échelles), de façon à attirer globalement le modèle, puis à raffiner ses déformations, avec des champs agissant plus localement. En adoptant cette stratégie, le modèle converge en une cinquantaine d'itérations, pour le cas test considéré. Pour évaluer l'apport de la technique multi-échelle sur le résultat de segmentation, nous avons estimé la distance euclidienne moyenne des bords du modèle aux faces du cube, au moyen d'une carte de distance, pour chaque échelle de lissage (table 3.2). Pour obtenir un champ avec une portée satisfaisante, on peut calculer une carte de distance aux contours (carré de la distance euclidienne, par exemple). L'inconvénient d'un tel champ est qu'il est relativement peu important dans une "bande" autour du zéro du champ. De ce fait, dans le voisinage de la solution, la convergence est lente. Le GVF présente un meilleur profil, puisque la décroissance vers zéro est très rapide, ce qui garantit une bonne convergence, même si l'on part dans un voisinage de la solution.

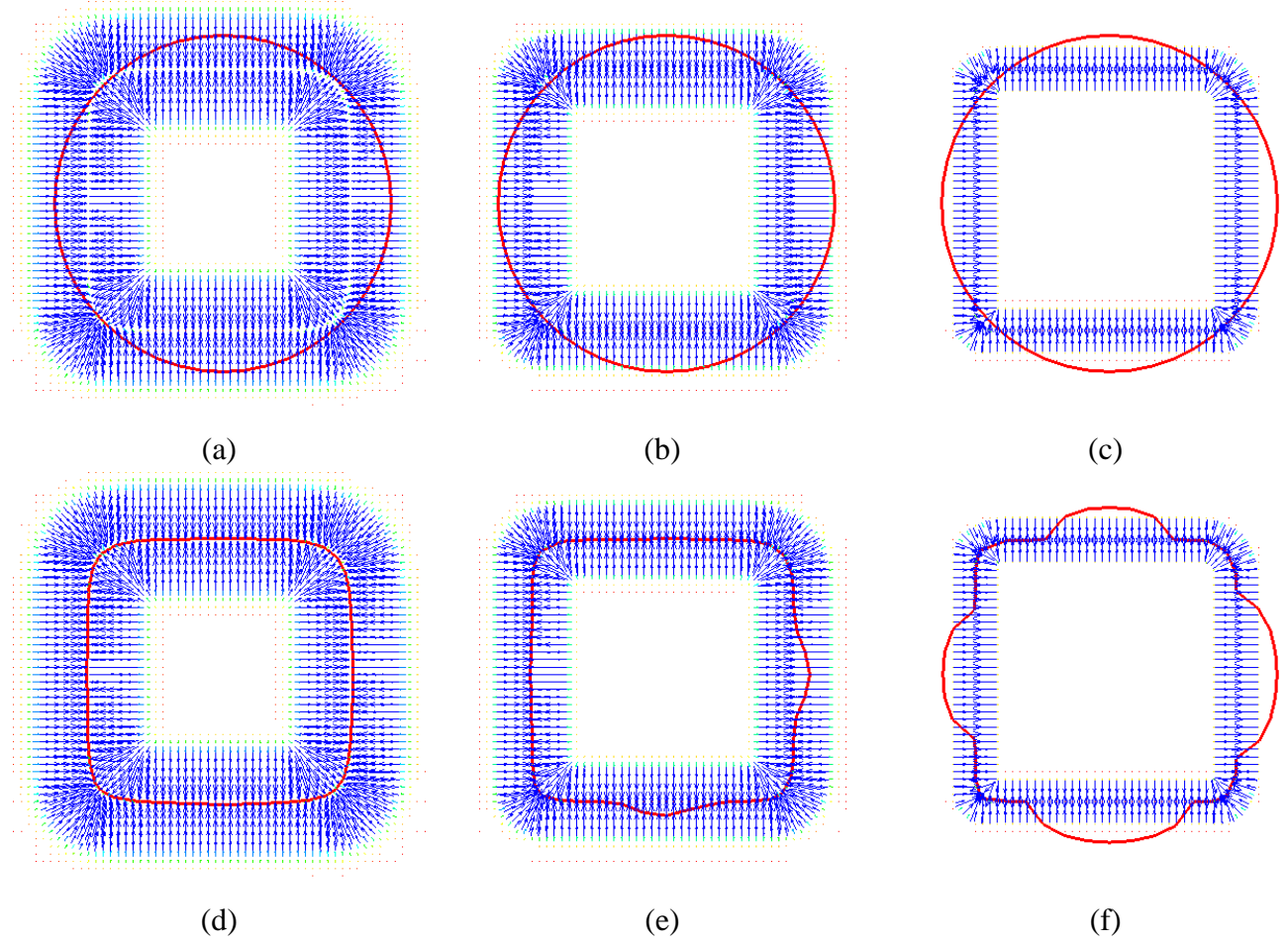


FIG. 3.5 – Cas test 1 : segmentation sphère sur cube. Influence du champ de forces. Le champ est montré en 2-D, à un niveau de coupe donné. En haut : situation initiale, en bas : après 20 itérations. (a)  $\sigma_p = 3$ , (b)  $\sigma_p = 2$ , (c)  $\sigma_p = 1$ .

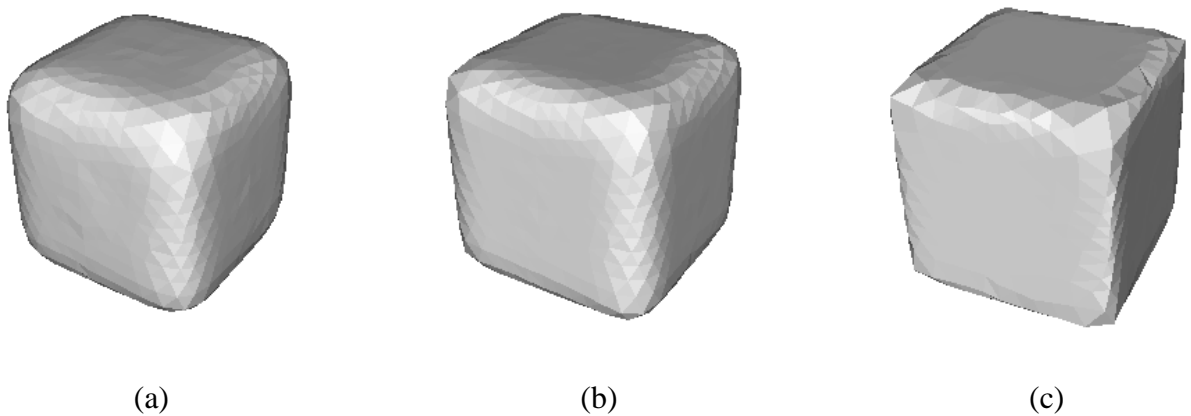


FIG. 3.6 – Cas test 1 : segmentation sphère sur cube. Résultats de segmentation avec des cartes de potentiel de moins en moins lissées. (a)  $\sigma_p = 3$ , (b)  $\sigma_p = 2$ , (c)  $\sigma_p = 1$ .

|                | min  | max  | moyenne | variance |
|----------------|------|------|---------|----------|
| $\sigma_p = 3$ | 0.05 | 2.14 | 0.59    | 0.15     |
| $\sigma_p = 2$ | 0.01 | 1.25 | 0.33    | 0.09     |
| $\sigma_p = 1$ | 0.00 | 0.71 | 0.18    | 0.03     |

TAB. 3.2 – Distance du modèle aux faces du cube, en fonction du lissage du champ de potentiel.

### 3.1.2 Cas test 2 : segmentation d'un ellipsoïde à partir d'une sphère

Le seconde expérience consiste à déformer un maillage sphérique (3003 nœuds, 15019 éléments) dans l'image binaire d'un ellipsoïde (boîte englobante de 29x15x27). Nous souhaitons tester le cas des grands déplacements ainsi que celui des *déformations importantes*, puisque la taille de l'ellipsoïde suivant l'axe Y est environ la moitié de celle dans les deux autres directions. L'ellipsoïde binaire ainsi que le maillage sphérique initial sont présentés en figure 3.7.

On fait évoluer le modèle sous l'action d'un champ obtenu par lissage ( $\sigma_p = 3$ ) et dérivation d'une carte de contours (figure 3.8).

#### Paramètres mécaniques du gabarit

Avec un schéma classique sous l'hypothèse des petits déplacements, sans remaillage, ni contrainte de champ nul (méthode **M1**), la convergence dépend des constantes mécaniques du modèle, comme le montre la figure 3.9. En diminuant le module d'Young  $E$ , c'est-à-dire en rendant le matériau plus souple, on peut changer la position d'équilibre et se rapprocher un peu plus de la solution cherchée. Le coefficient de Poisson  $\nu$  est fixé à 0. Il n'est cependant pas possible de converger vers une configuration satisfaisante.

#### Comparaison des schémas numériques

Comparons maintenant les comportements des méthodes **M2**, **M3**, et **M4** appliquées avec le même champ de forces, et des constantes mécaniques fixées. Nous observons un comportement similaire au cas de la sphère que l'on déforme sur le cube (figure 3.10). **M2** donne une segmentation correcte de l'ellipsoïde mais la convergence est lente (160 itérations et une dizaine de re-calculs de la matrice de raideur). **M3** donne des résultats peu satisfaisants dans certaines régions, alors que l'approche **M4** produit un résultat correct, légèrement meilleur que **M2**, avec l'avantage d'une convergence rapide (50 itérations environ).



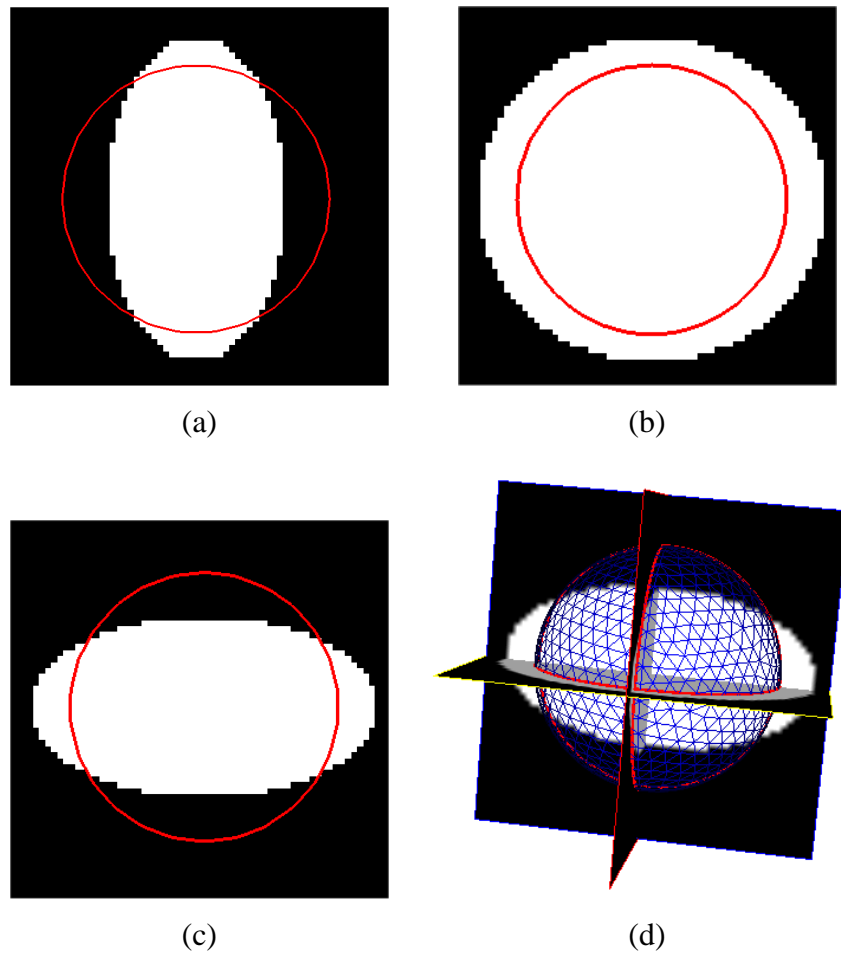


FIG. 3.7 – Cas test 2 : segmentation sphère sur ellipsoïde. Situation initiale. (a)-(c) vues 2-D orthogonales, (b) vue 3-D.

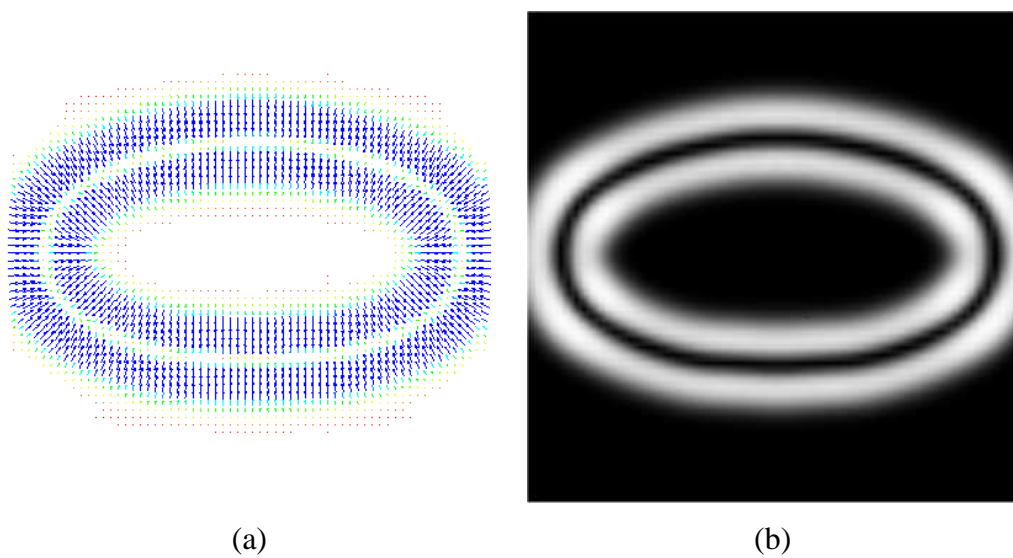


FIG. 3.8 – Champ de forces pour l'ellipsoïde calculé à partir d'une carte de contours lissée. (a) Image vectorielle sur une coupe 2-D, (b) image de la norme du champ sur une coupe 2-D.

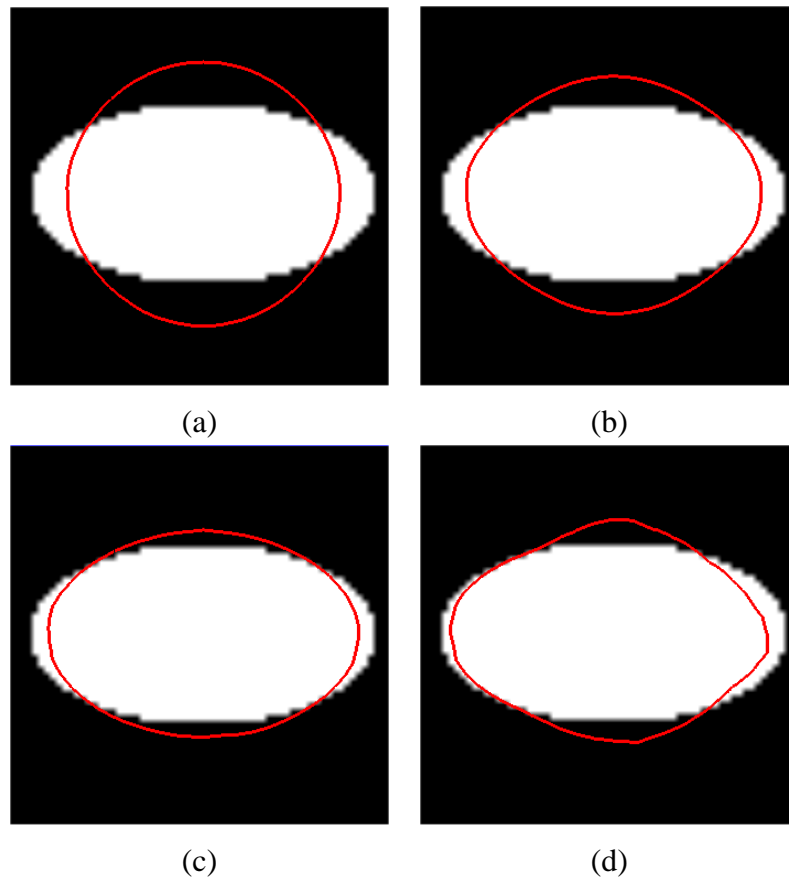


FIG. 3.9 – Cas test 2 : segmentation sphère sur ellipsoïde en petits déplacements avec le schéma numérique **M1**. Variation du module d'Young. (a)  $E = 50$ , (b)  $E = 10$ , (c)  $E = 5$ , (d)  $E = 1$ .

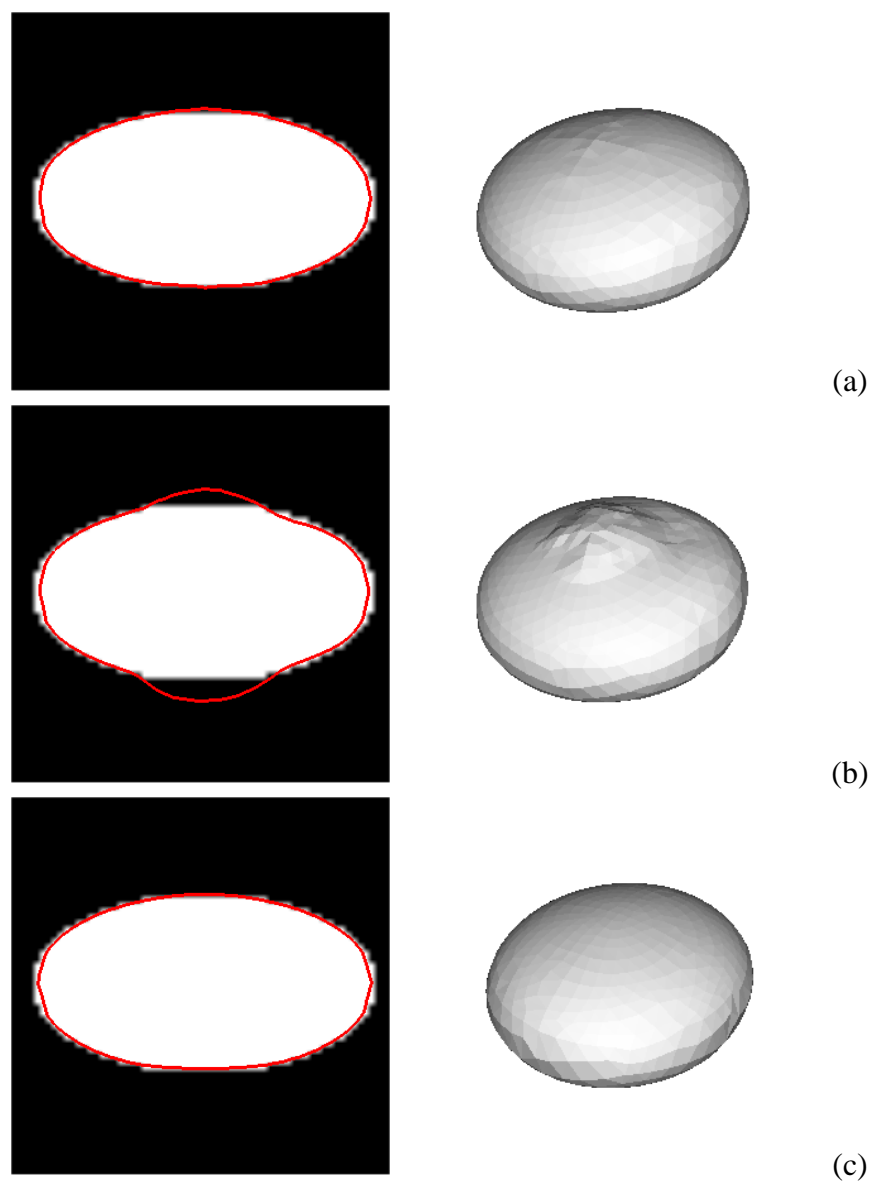


FIG. 3.10 – Cas test 2 : segmentation sphère sur ellipsoïde. Comparaison des schémas (a) **M2**, (b) **M3**, (c) **M4**.

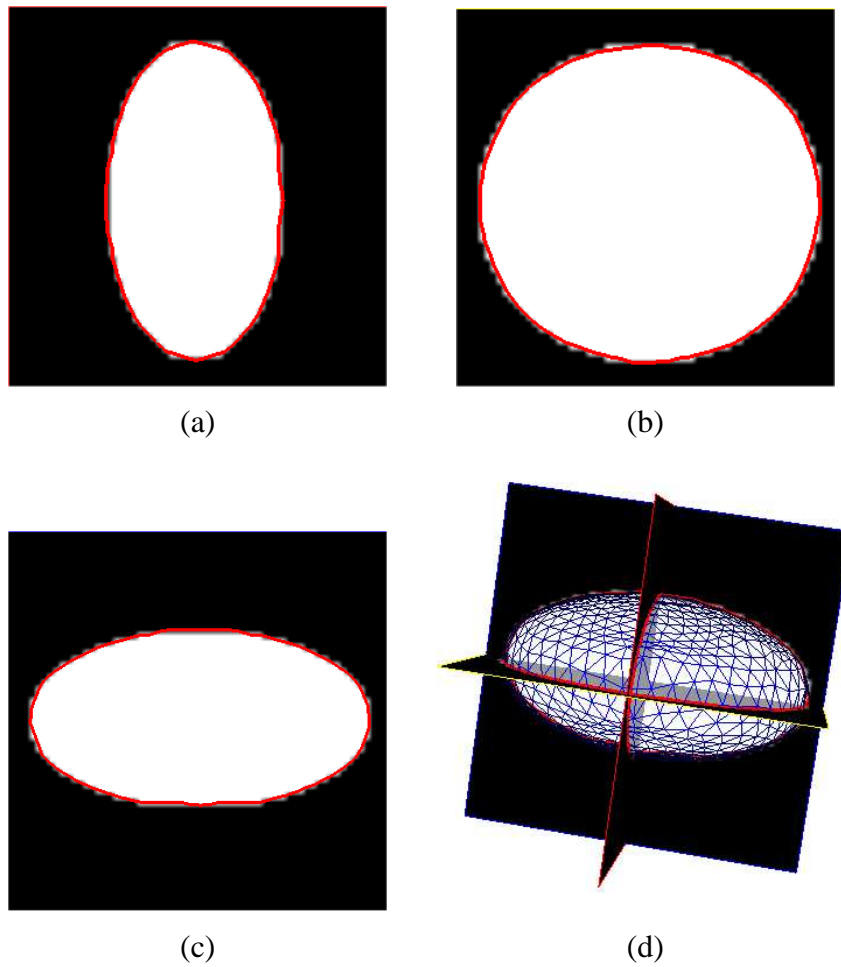


FIG. 3.11 – Cas test 2 : segmentation sphère sur ellipsoïde. Résultat de segmentation. (a)-(c) vues 2-D orthogonales, (d) vue 3-D.

### Raffinement de la solution par lissage multi-échelle du potentiel

Si l'on conduit la segmentation par l'approche **M4** en deux temps, d'abord avec le même champ que pour les expériences précédentes, puis avec un champ moins lissé, le résultat est affiné, comme on peut le voir figure 3.11. L'écart estimé entre l'objet binaire et le modèle déformé, via une carte de distance, est de 1.18 pixel en moyenne avec une variance de 0.64.

### 3.1.3 Conclusion sur la simulation

Nous avons montré sur ces deux cas de simulations les limites de l'approche de segmentation par gabarit déformable en petits déplacements. Cette approche est améliorée en déplaçant le maillage au cours de la minimisation, c'est-à-dire en relâchant l'énergie élastique périodiquement, et en résolvant de manière incrémentale une succession de problèmes linéaires. En introduisant la contrainte de champ nul dans le processus de minimisation, on observe une meilleure convergence vers le zéro de la fonction  $t$ . L'influence de cette seule

contrainte est parfois suffisante pour atteindre la position souhaitée. Dans le cas général, le cumul de cette contrainte avec la prise en compte de la non-linéarité de la géométrie permet d'atteindre les résultats les plus satisfaisants. Enfin, il faut remarquer que le type de champ de forces utilisé est un facteur important. Une grande portée permet d'attirer un modèle, même lorsque sa configuration de départ est éloignée de la configuration recherchée. D'autre part, les zéros du champ doivent correspondre de manière précise aux surfaces que l'on recherche. En partant d'une pré-segmentation telle qu'une carte de contours binaires extraits de l'image, on peut, par exemple, faire évoluer le modèle sur des cartes de potentiels de moins en moins lissées. Dans le cas où l'on ne calcule qu'un seul champ de forces, le GVF se comporte généralement bien.

## 3.2 Image cardiaques IRM

Cette section est dédiée à l'évaluation de notre méthode pour l'application qui nous intéresse principalement, la segmentation d'images cardiaques.

### Protocole clinique Rhyvage

Les données traitées sont un ensemble de 10 examens IRM, acquis dans le cadre d'un protocole clinique (Rhyvage) sur des patients ischémiques. Tous les patients souffrent d'hypertension, sans antécédents cardiovasculaires autres, avec ou sans hypertrophie ventriculaire gauche.

Nous disposons d'acquisitions multi-coupes multi-phases obtenues sur un scanner 1.5 T (Siemens, Erlangen, Allemagne) en utilisant des séquences rapides TurboFLASH. Les paramètres d'acquisition sont :

TR=80ms, TE=4.8ms, FOV=350mm, NEX=1, taille de la matrice=256x256, épaisseur de coupe=8 mm.

Le patient reste en apnée pendant l'acquisition, synchronisée sur l'ECG (environ 20 s), afin de réduire les mouvements dus à la respiration. Chaque série comprend environ 9 phases, couvrant le cycle cardiaque, de la télé-diastole à la télé-systole. La couverture spatiale des ventricules est réalisée avec, en moyenne, 8 coupes petit-axe. Notons que la zone apicale est plus ou moins imagée selon les examens. Les figures 3.12 et 3.13 donnent une illustration des images acquises.

### 3.2.1 Segmentation de l'image à l'instant télé-diastolique

Nous allons dans un premier temps montrer la capacité du gabarit élastique déformable de segmenter simultanément les deux ventricules du cœur en 3-D.

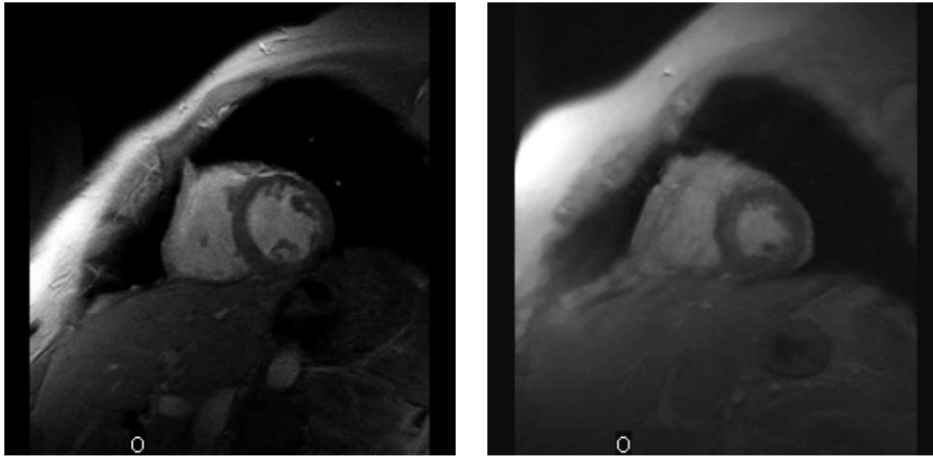


FIG. 3.12 – Exemples de coupes IRM anatomiques acquises sur 2 patients différents à mi-hauteur du VG approximativement en télé-diastole.

### Initialisation du modèle

Comme nous recherchons un minimum local de l'énergie, la configuration correspondant à la convergence de l'algorithme dépend fortement de la configuration initiale. Nous avons développé une méthode de recalage affine entre le modèle et l'image à segmenter qui permet d'initialiser le modèle dans un voisinage de la solution. Cette approche sera détaillée au chapitre 4. Les résultats de segmentation présentés ici sont obtenus avec cet algorithme d'initialisation.

### Paramètres utilisés

En général, de bons résultats de segmentation d'images par RM cardiaques acquises avec les conditions décrites en section 3.2 sont observés avec un champ de forces de type GVF calculé sur la norme du gradient où une carte de contours binaires. La méthode **M4** qui associe déplacement du domaine et prise en compte de la contrainte de champ nul dans le processus de minimisation se montre particulièrement efficace dans le cas d'images cardiaques réelles. Comme l'épaisseur de la paroi dans le VG est beaucoup plus importante que celle du VD, il s'ensuit que le matériau se montre beaucoup plus flexible dans la région du VD, si on lui assigne les mêmes paramètres mécaniques que pour le VG. Il est donc judicieux de rendre le VD plus rigide en augmentant son module d'Young, de façon à éviter qu'il se plie exagérément. Comme nous avons pris soin d'étiqueter les éléments du modèle bi-ventriculaire, nous pouvons aisément attribuer des paramètres mécaniques différents pour les éléments du VG et ceux du VD. En pratique, le coefficient de Poisson est systématiquement mis à zéro dans le cas des segmentations statiques, car nous souhaitons autoriser les changements de volume. Le maillage utilisé comporte 5197 nœuds et 22368 tétraèdres. Le pas de temps  $\Delta t$  est initialisé à 0.1 en début de segmentation et le coefficient de pondération  $\lambda$  est pris égal

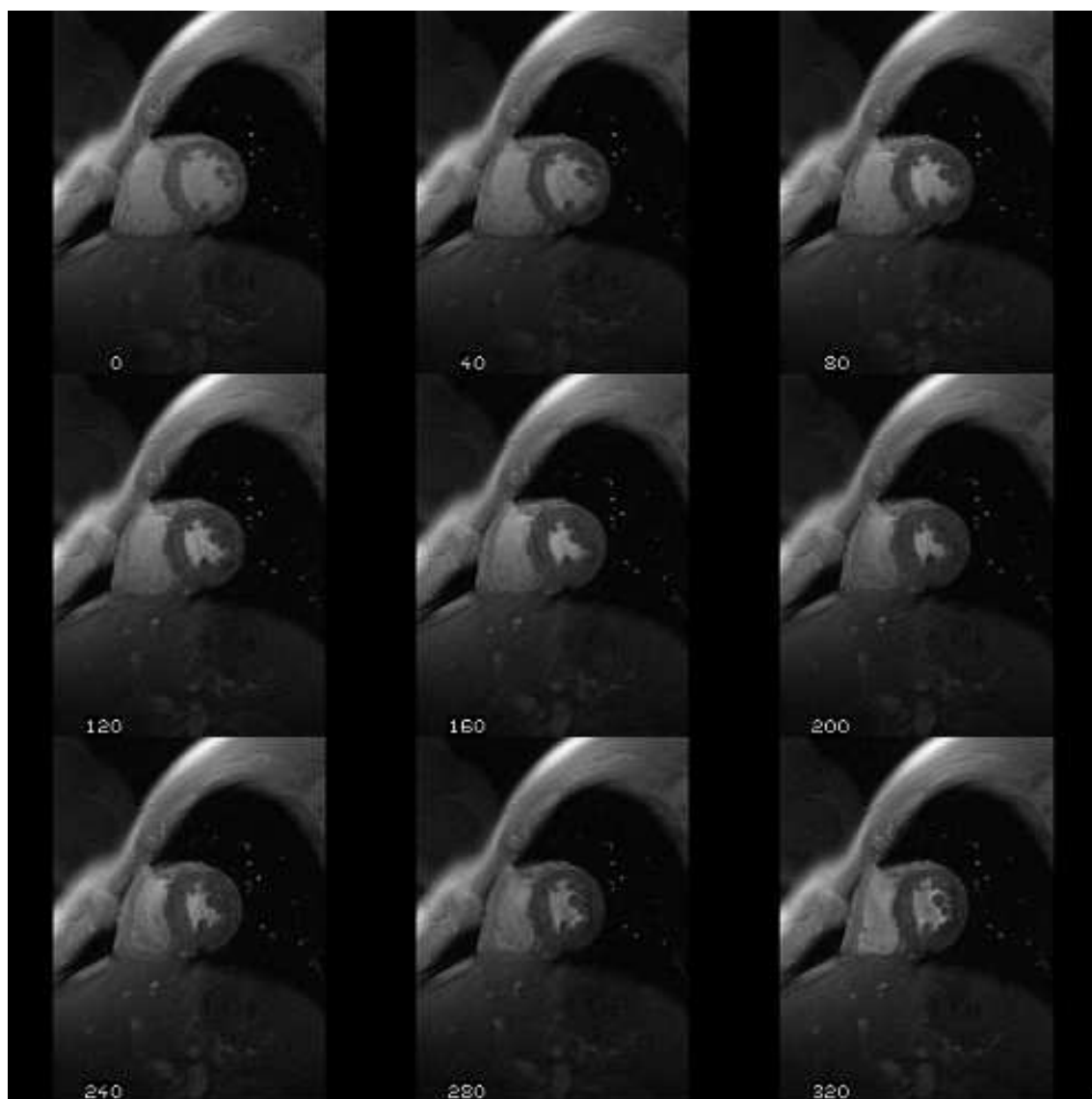


FIG. 3.13 – Série temporelle IRM d'une coupe petit-axe du cœur

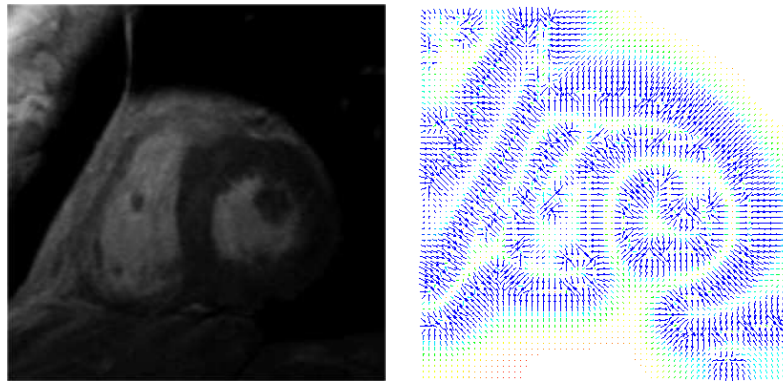


FIG. 3.14 – Illustration du champ de type GVF (vue 2-D) calculé sur une image cardiaque par RM.

à 10 pour un champ de forces GVF construit sur la carte de contours binaires, et égal à 30 dans le cas du GVF calculé à partir de la norme du gradient. Les paramètres du GVF sont  $\mu_{GVF} = 0.15$  et le nombre d'itérations est 150. La figure 3.14 est un exemple de champ de type GVF calculé sur une image cardiaque par RM. Notons qu'on cherchera à exclure de la segmentation les muscles papillaires.

### Régularisation du bord

Nous illustrons l'effet régularisant du terme de bord présenté en section 2.4. L'ajout d'une énergie de bord rigidifie les interfaces de la couche élastique, en faisant croître l'énergie de déformation. Ceci est particulièrement utile lorsque le champ de forces n'est pas aussi régulier que l'on voudrait. Dans certains cas, la régularisation élastique ne suffit plus et il apparaît des oscillations sur le bord de l'objet élastique qui se déforme. L'exemple suivant montre la différence dans les déformations du modèle selon que l'on introduit le terme de bord, ou non (figure 3.15).

On constate que les oscillations qui peuvent survenir pour une régularisation élastique simple sur le bord du domaine peuvent être largement atténués par la contrainte normale qui simule le comportement des fibres des couches externes.

### Résultats de segmentation d'images cardiaques par RM

La figure 3.16 montre un résultat de segmentation 3-D d'une image correspondant à l'instant télé-diastolique pour un patient donné.

**Dix cas** (dix patients) ont été traités. Les résultats de segmentation de l'image télé-diastolique sont présentés en figures 3.18 et 3.19. Pour chacun de ces patients, une vue 3-D des deux ventricules est donnée en figure 3.21.



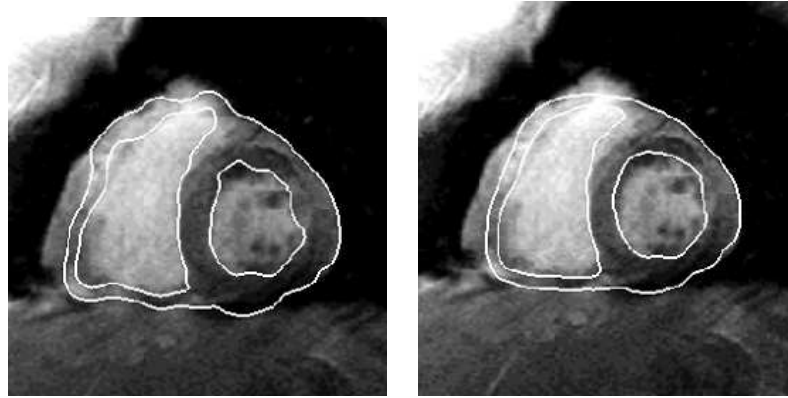


FIG. 3.15 – Effet de la régularisation réaliste du bord. (a) Sans contrainte de bord, (b) avec contrainte de bord. La contrainte de bord lisse les interfaces du modèle en pénalisant les déformations dans la direction normale (rigidification du bord).

### 3.2.2 Segmentation d'un cycle cardiaque

Comme dans (Vincent, 2001), nous utilisons la segmentation obtenue pour la phase  $k$  comme initialisation de la segmentation de la phase  $k + 1$ . Il est donc possible de réaliser une segmentation spatio-temporelle du muscle cardiaque de l'instant télédiastolique à l'instant téléstolique. Afin de simuler un comportement réaliste du myocarde au cours de la contraction, nous faisons l'hypothèse que le tissu est quasi-incompressible, c'est-à-dire, que son volume reste inchangé au cours de la déformation. Pour rendre le matériau incompressible, nous prenons un coefficient de Poisson  $\nu$  égal à 0.45. En pratique, il n'est pas possible de fixer  $\nu$  à 0.5 (incompressibilité idéale) car le problème matriciel ne peut plus être résolu (la matrice de raideur devient singulière et ne peut plus être inversée).

Les figures 3.22 et 3.23 illustrent le suivi des ventricules au cours du cycle cardiaque, par segmentation des phases successives. La segmentation 3-D du myocarde au cours du temps est particulièrement intéressante car elle permet de fournir des informations utiles concernant la fonction contractile du muscle cardiaque.

A partir des modèles 3-D obtenus pour chaque phase du cycle, nous pouvons déduire les volumes cavitaires du ventricule gauche, par exemple. Nous avons comparé les valeurs de volumes fournies par les résultats de segmentation avec des volumes estimés à partir de segmentations manuelles d'experts. Deux radiologues ont effectué un contourage du ventricule gauche dans les images 2-D par RM en petit-axe. La surface endocardique du VG peut alors être reconstruite par la méthode de (Geiger, 1993), ce qui nous permet de calculer son volume. Les courbes en figure 3.24 sont une illustration de l'évolution comparée de ces volumes pour deux patients.

La comparaison entre les valeurs obtenues automatiquement, et celles données par la segmentation manuelle des deux experts montre la cohérence de nos résultats de segmentation. Les écarts observés entre les volumes estimés sur le modèle 3-D obtenu de manière

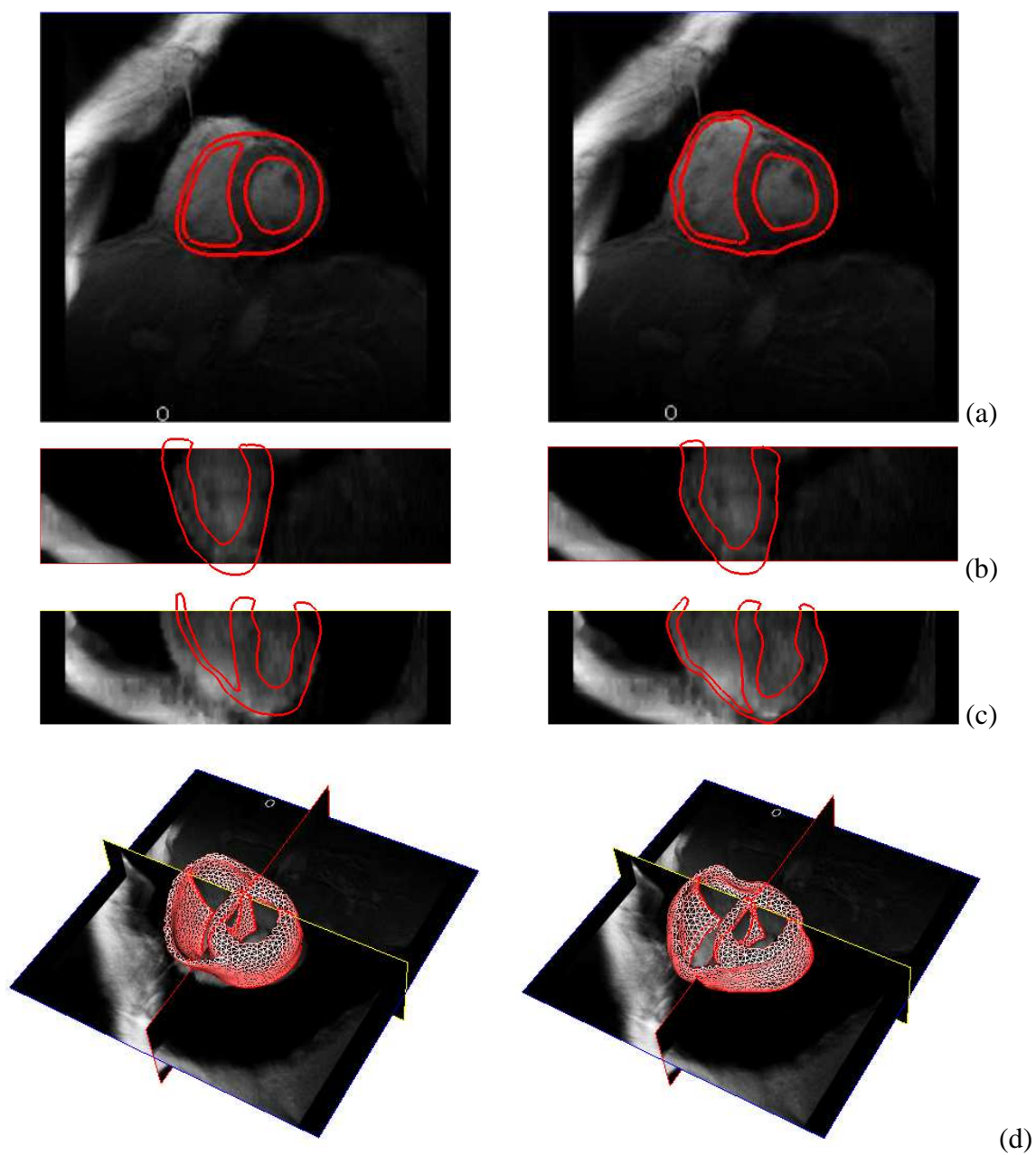


FIG. 3.16 – Déformation du gabarit élastique 3-D. Colonne de gauche : modèle initial, colonne de droite : modèle déformé. (a) coupes perpendiculaires à Z (petit-axe), (b)-(c) coupes orthogonales à X et Y (vues grand axe), (d) vues 3-D.

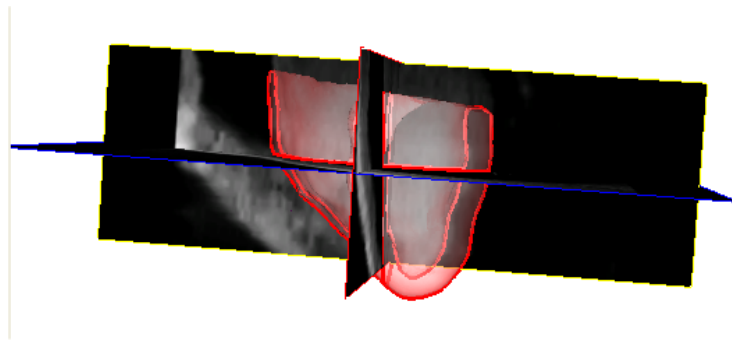


FIG. 3.17 – Modèle 3-D résultant de la segmentation d'un volume volume par RM.

automatique, et le modèle reconstruit à partir de la segmentation manuelle, peuvent provenir du léger décalage spatial des coupes 2-D dû au mouvement du patient (interpolation linéaire des surfaces dans le cas de la segmentation manuelle), ainsi que du mauvais contraste dans la zone apicale.

Il serait intéressant de prendre en compte des coupes grand axe du cœur. Ces vues n'ont pas été systématiquement acquises dans le cadre de ce protocole, mais pourraient apporter plus de précision dans les résultats de segmentation, en particulier dans la zone apicale.

### 3.3 Images ultrasonores

Cette partie présente les premiers résultats de l'application de notre gabarit élastique déformable à la segmentation d'images ultrasonores. Ils illustrent la robustesse de l'algorithme sur des images très bruitées. La segmentation de ces images s'inscrit dans le contexte d'un projet dont l'objectif principal est le suivi du développement embryonnaire chez la souris, un modèle animal très répandu car il a de nombreuses similitudes avec le développement humain (normal ou pathologique). C'est un des axes de recherche de la plate-forme d'imagerie du petit animal ANIMAGE. Nous présentons dans cette section les travaux menés en collaboration avec le professeur Didier Vray. Ces travaux ont été présentés à l'IEEE International Ultrasonics Symposium 2002 (Vray et al., 2002).

#### 3.3.1 Essais sur un fantôme physique

On simule l'embryon dans son sac grâce à un fantôme (voir photo en figure 3.25) constitué d'une inclusion d'agar de la forme d'un œuf (on utilise en pratique un œuf de caille de dimensions connues) plongée dans un mélange d'agar et de gélatine. On entoure l'inclusion de particules de carborundum qui sont plus réfléchissantes.

La sonde ultrasonore est montée sur un moteur pas à pas afin d'acquérir une image tridimensionnelle. Les résolutions de l'image sont  $233\ \mu\text{m}$  en latéral (direction X),  $233\ \mu\text{m}$

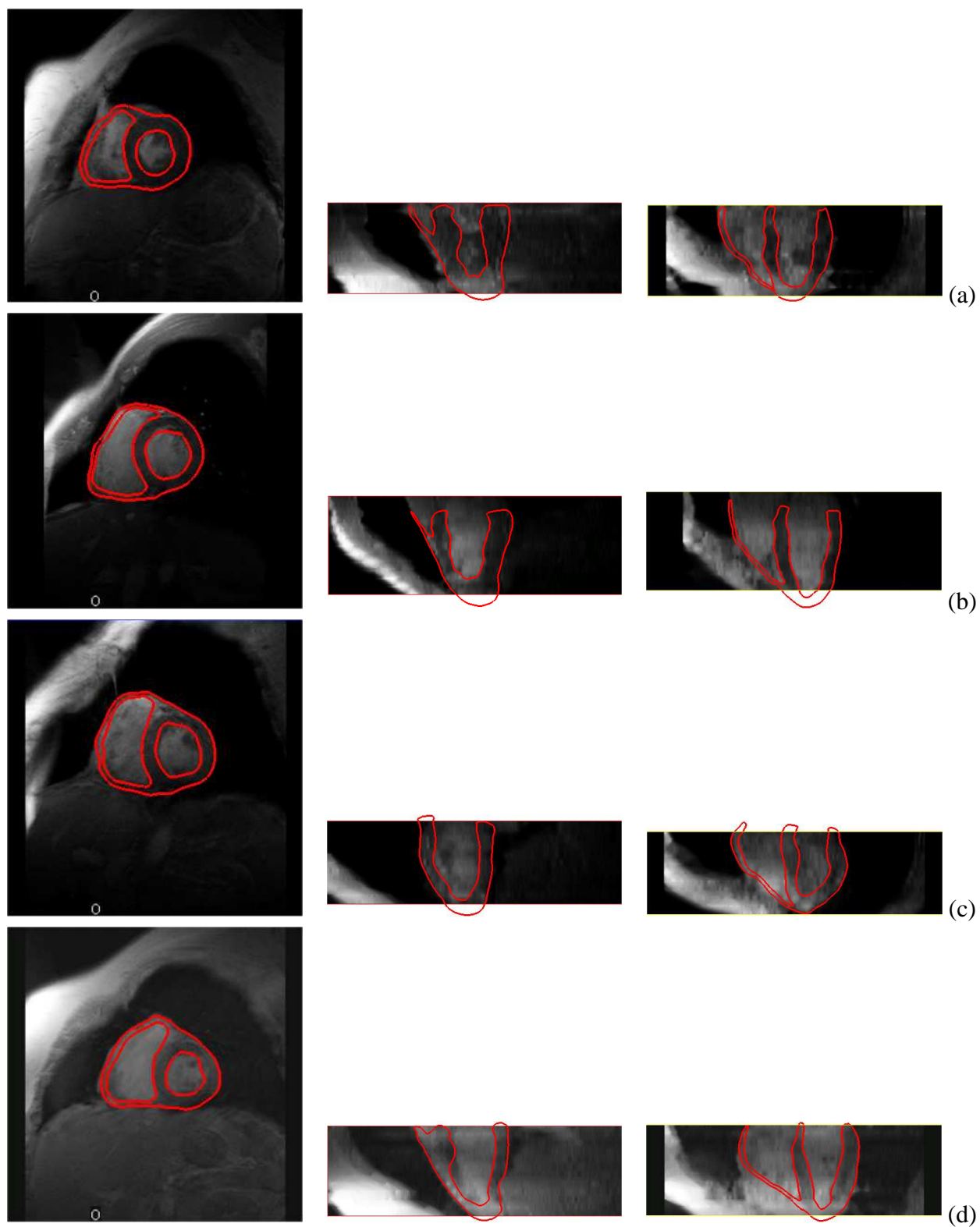


FIG. 3.18 – Résultats de segmentation d'images par RM cardiaques selon 3 vues orthogonales (en petit axe et en grand axe) (1). (a) Patient 1, (b) Patient 2, (c) Patient 3, (d) Patient 4.

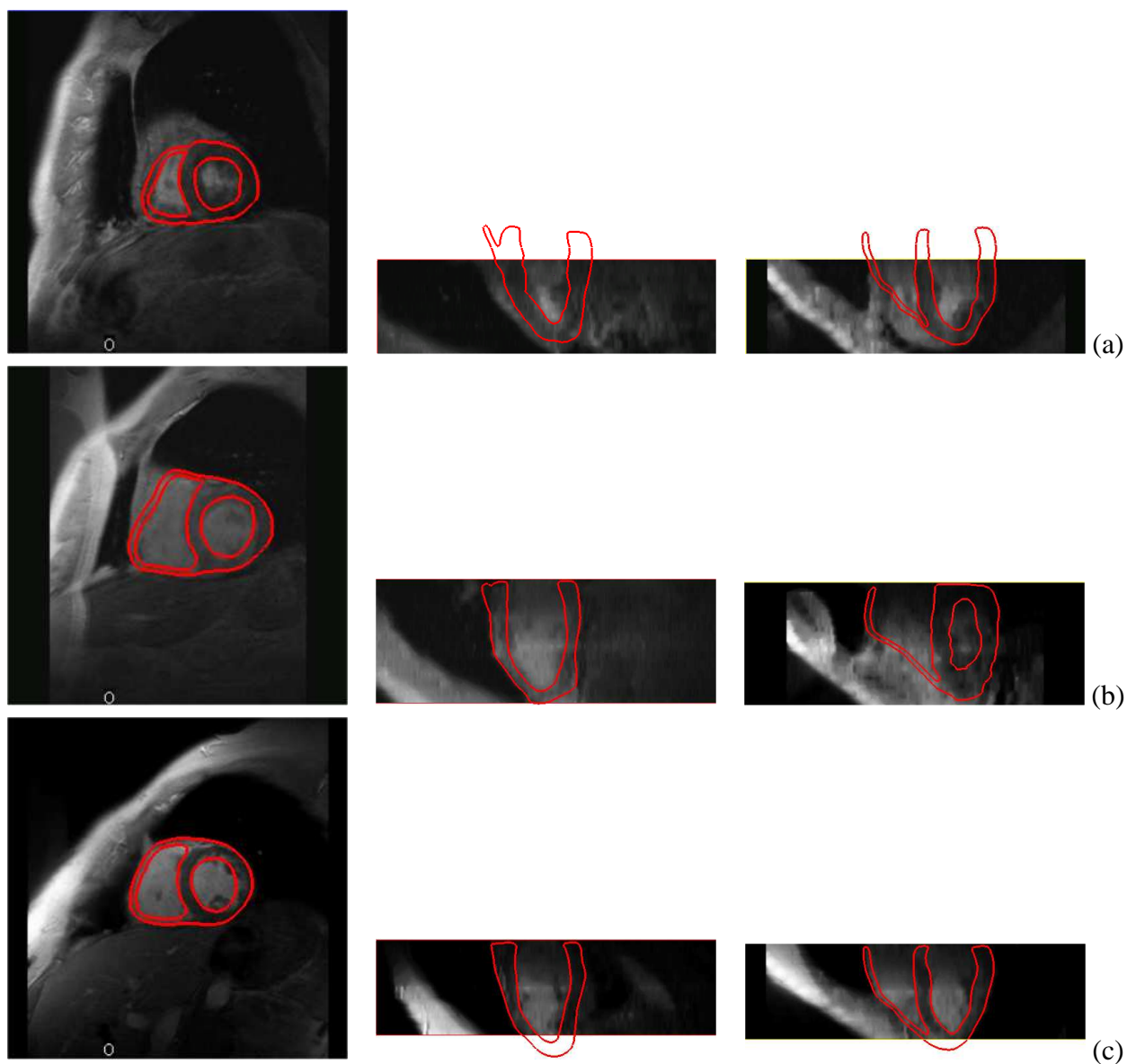


FIG. 3.19 – Résultats de segmentation d'images par RM cardiaques selon 3 vues orthogonales (en petit axe et en grand axe) (2). (a) Patient 5, (b) Patient 6, (c) Patient 7.

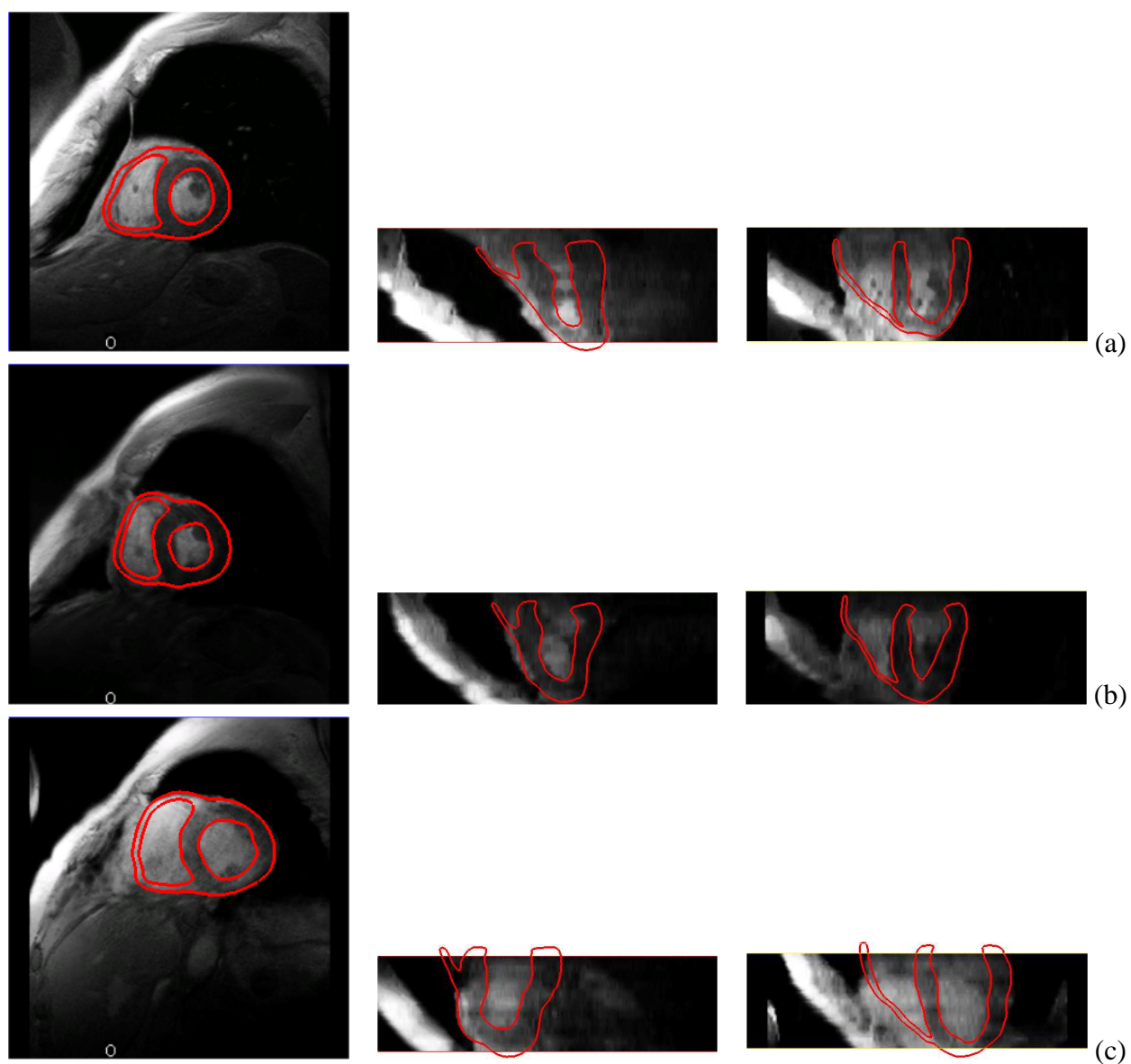


FIG. 3.20 – Résultats de segmentation d'images par RM cardiaques selon 3 vues orthogonales (en petit axe et en grand axe) (3). (a) Patient 8, (b) Patient 9, (c) Patient 10.

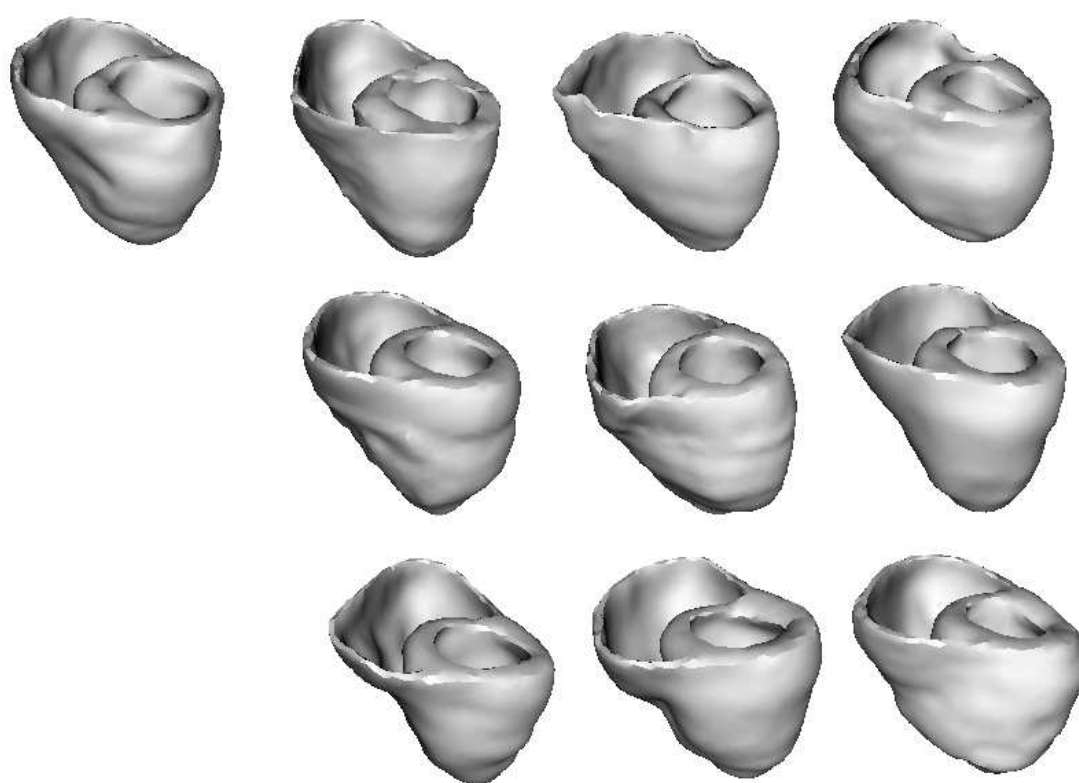


FIG. 3.21 – Présentation 3-D des ventricules de 10 patients à l'instant télé-diastolique.



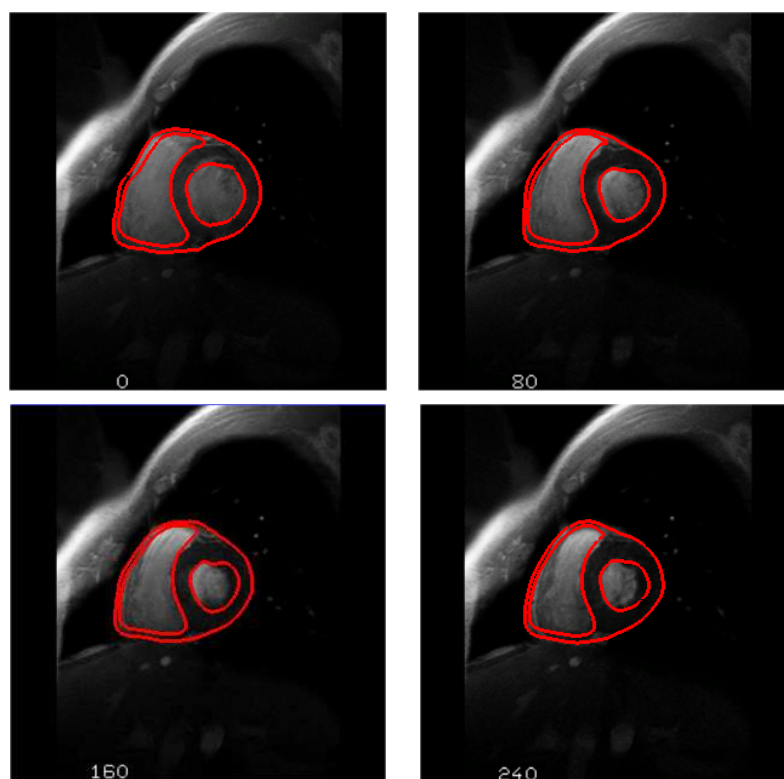


FIG. 3.22 – Suivi du muscle cardiaque au cours du cycle. Vue 2-D à mi-hauteur du VG.

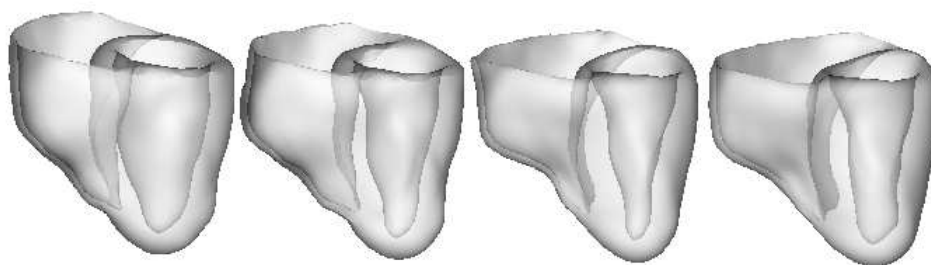
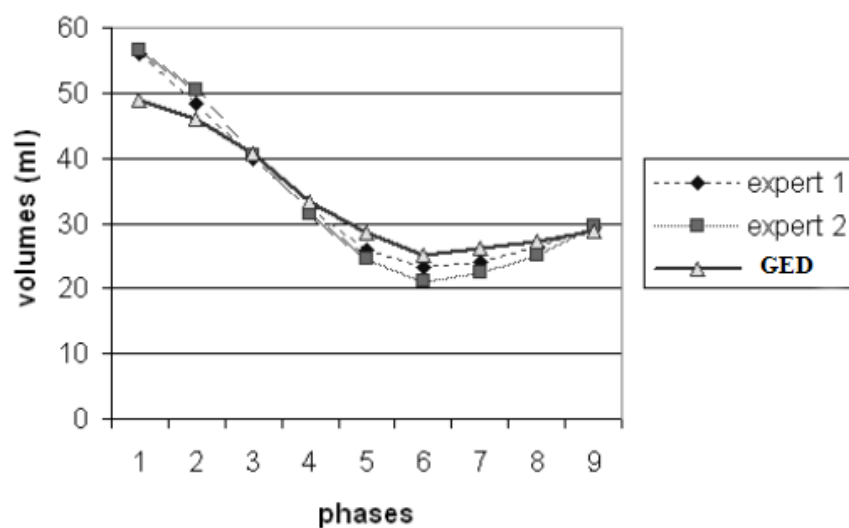
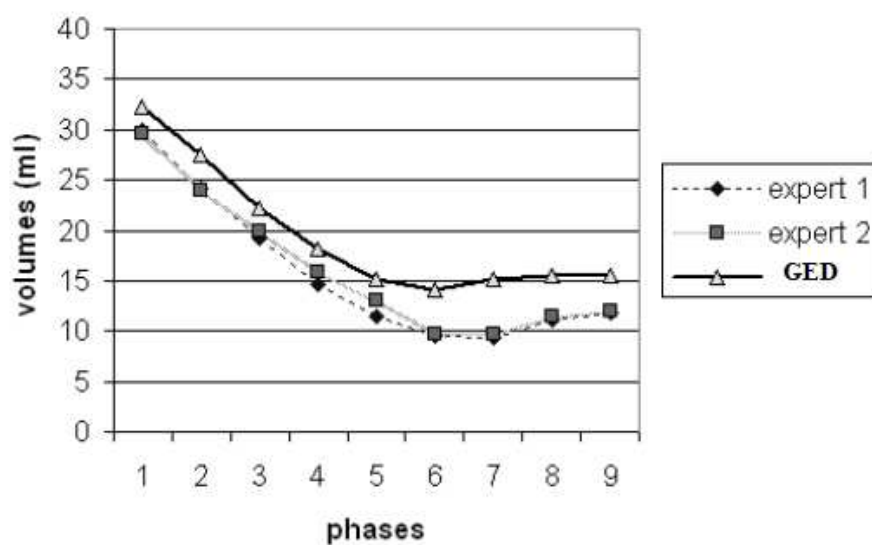


FIG. 3.23 – Suivi du muscle cardiaque au cours du cycle (4 phases séparés par un intervalle de 80 ms, la première correspondant à la télé-diastole). Vue 3-D.





(a)



(b)

FIG. 3.24 – Comparaison des volumes cavitaires gauches obtenus par la segmentation 3-D automatique (GED : gabarit élastique déformable) et les volumes estimés par segmentation manuelle d'experts. (a) Patient 1, (b) Patient 2.

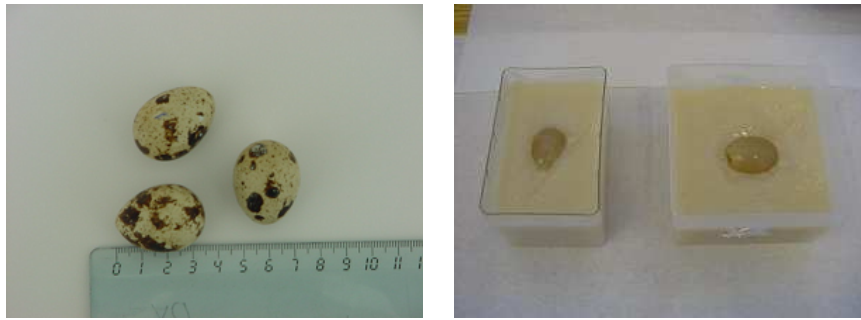


FIG. 3.25 – Fantôme ultrasonore de la forme d'un œuf de caille inclus dans un gel.

| Directions | Taille réelle mesurée | Estimations | Erreur |
|------------|-----------------------|-------------|--------|
| X          | 33 mm                 | 32.1 mm     | 2.7%   |
| Y          | 26 mm                 | 28.6 mm     | 10%    |
| Z          | 26 mm                 | 26.3 mm     | 1.1%   |

TAB. 3.3 – Segmentation du fantôme ultrasonore. Comparaison des dimensions réelles et des dimensions estimées sur le modèle 3-D.

en profondeur (direction Y), et  $330\ \mu\text{m}$  entre coupes (direction Z).

Pour segmenter une telle image, nous avons développé un modèle géométrique simple de la forme d'un ellipsoïde, maillée en tétraèdres. Nous observons, comme dans le cas des images simulées présentées auparavant, des améliorations notables apportées par la mise à jour de la géométrie, ainsi que par la contrainte de champ de nul (méthode **M4**). Les résultats de segmentation correspondants sont présentés en figure 3.26. Le modèle évolue dans un champ de forces issu du lissage d'une carte de contours ( $\sigma_c = 2$ , seuils : 10 et 50,  $\sigma_p = 5$ ). Les paramètres mécaniques sont  $E = 10$  et  $\nu = 0$ , et les paramètres de la minimisation  $\lambda = 10$  et  $\Delta t = 0.1$ . Le maillage utilisé, de forme ovoïde, comporte 1001 nœuds et 4763 éléments (figure 3.26). La convergence est atteinte en une centaine d'itérations et 20 mises à jour de la géométrie.

La comparaison des mesures effectuées sur l'œuf avant la préparation du fantôme, et des longueurs estimées sur le modèle obtenu par segmentation automatique, met en évidence des résultats satisfaisants (table 3.3).

On peut remarquer que l'erreur la plus grande est commise dans la direction Y, où une courbure plus importante visible dans l'image impose une grande déformation du modèle (figure 3.26(d)). Le volume mesuré de l'œuf est de  $10.6\ \text{cm}^3$  et celui estimé sur le modèle de l'ordre de  $11.3\ \text{cm}^3$ . Ces chiffres prouvent la faisabilité de la segmentation d'images US par un gabarit élastique déformable en grands déplacements. Les écarts entre les dimensions mesurées sur l'œuf de caille et celles déduites du modèle 3-D peuvent être liés :

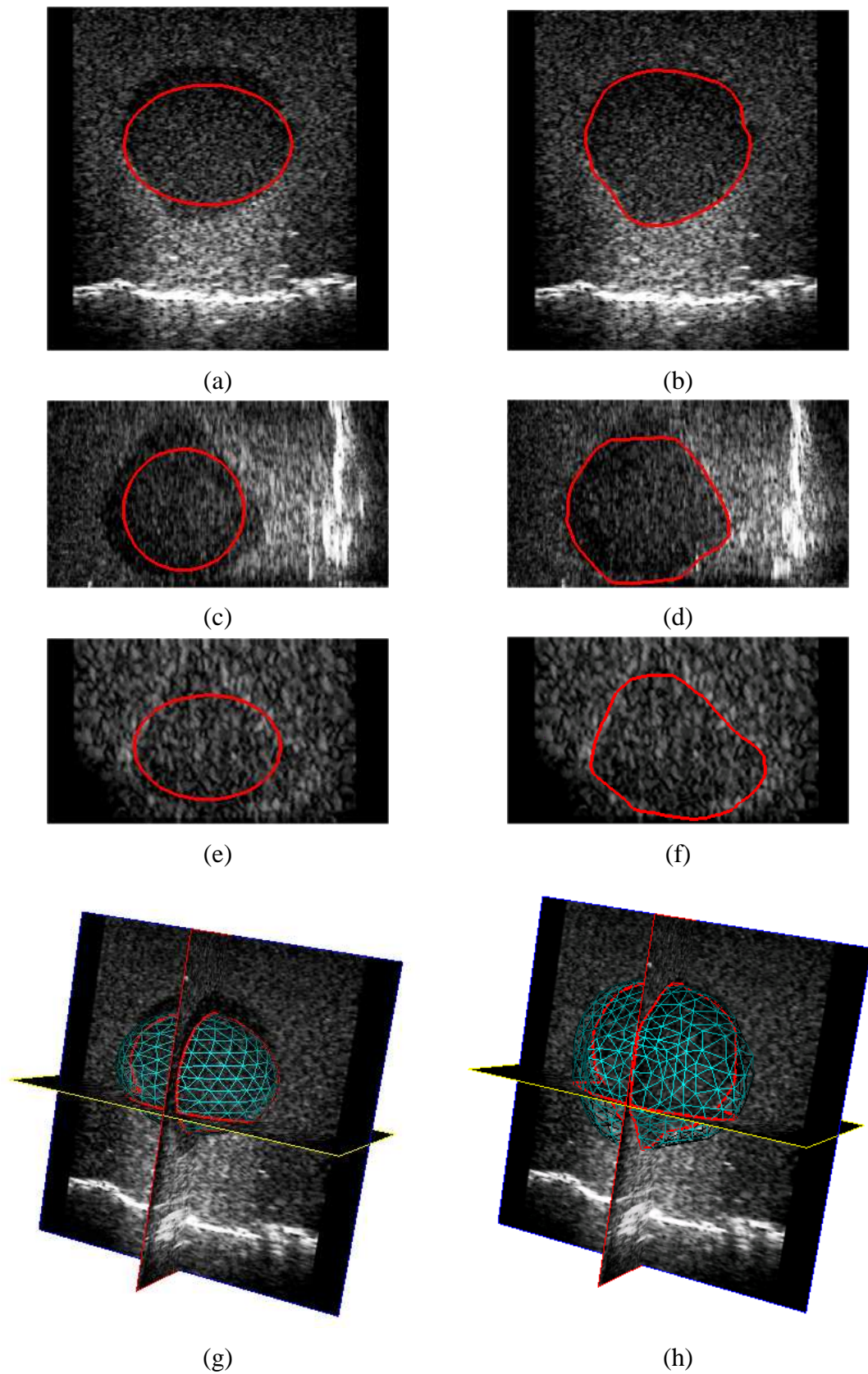


FIG. 3.26 – Résultats de la segmentation du fantôme en ultrasons. (a) Le modèle est superposé à l'image dans différentes vues. Colonne de gauche : modèle initial. Colonne de droite : modèle déformé. (a)-(b) : coupes perpendiculaires à Z, (c)-(d) : coupes perpendiculaires à X, (e)-(f) : coupes perpendiculaires à Y, (g)-(h) : vues 3-D.

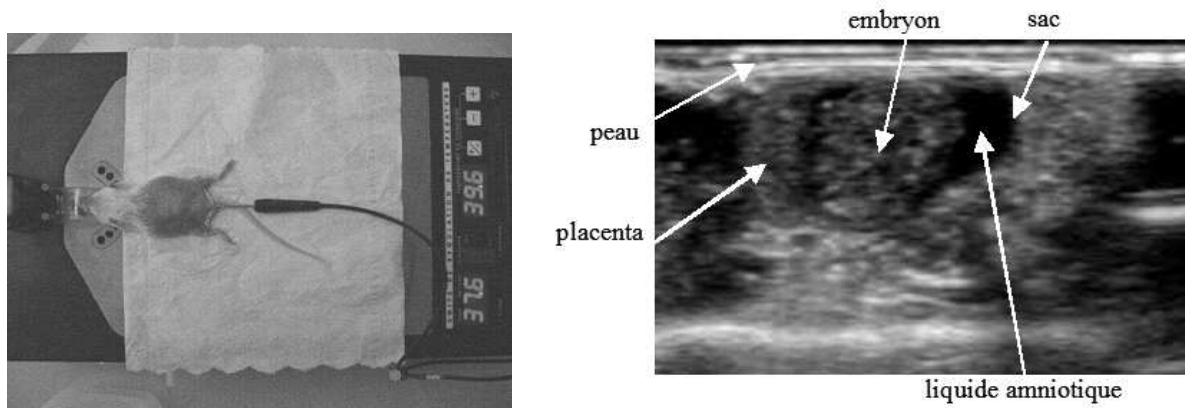


FIG. 3.27 – Imagerie ultrasonore de l'embryon de souris.

- à une difficulté éventuelle à atteindre des zones où la courbure visible sur l'image est plus forte, étant donné le modèle initial,
- aux caractéristiques de ces images. Dans les images ultrasonores, la localisation des frontières des objets imagés est toujours délicate.

### 3.3.2 Embryon de souris *in vivo*

L'image réelle sur laquelle nous appliquons la méthode de segmentation est une image échographique 3-D acquise *in vivo* sur un embryon de souris. La figure 3.27 montre le dispositif expérimental d'acquisition de l'image, ainsi qu'une coupe de l'image traitée. Les résolutions de l'image sont :  $100\ \mu m$  en latéral,  $90\ \mu m$  en profondeur, et  $25\ \mu m$  entre coupes.

On peut distinguer sur l'image US :

- le sac contenant l'embryon,
- l'embryon lui-même,
- le placenta, formant une sorte de poche placée le long du sac,
- la peau (haut de l'image, fortes intensités).

Nous nous proposons de segmenter le sac embryonnaire. Les meilleurs résultats (figure 3.28) sont obtenus avec la méthode **M4** combinant la mise à jour de la géométrie et la contrainte de champ nul, et un champ de forces de type GVF ( $\mu_{GVF} = 0.15$ ) calculé à partir d'une carte de contours extraite par un filtre de Canny-Deriché ( $\sigma_c = 3$ , seuils : 1 et 3). Les paramètres mécaniques sont  $E = 50$  et  $\nu = 0$ , et les paramètres de la minimisation  $\lambda = 10$  et  $\Delta t = 0.5$ . Le maillage utilisé, de forme ellipsoïdique, comporte 1139 nœuds et 5312 éléments. La convergence est atteinte en environ 100 itérations et 20 mises à jour de la géométrie.

La boîte englobante du modèle 3-D déformé est  $11.4\text{ mm} \times 6\text{ mm} \times 13.2\text{ mm}$ , ce qui est cohérent d'après les connaissances a priori sur le développement de l'embryon de souris. Le

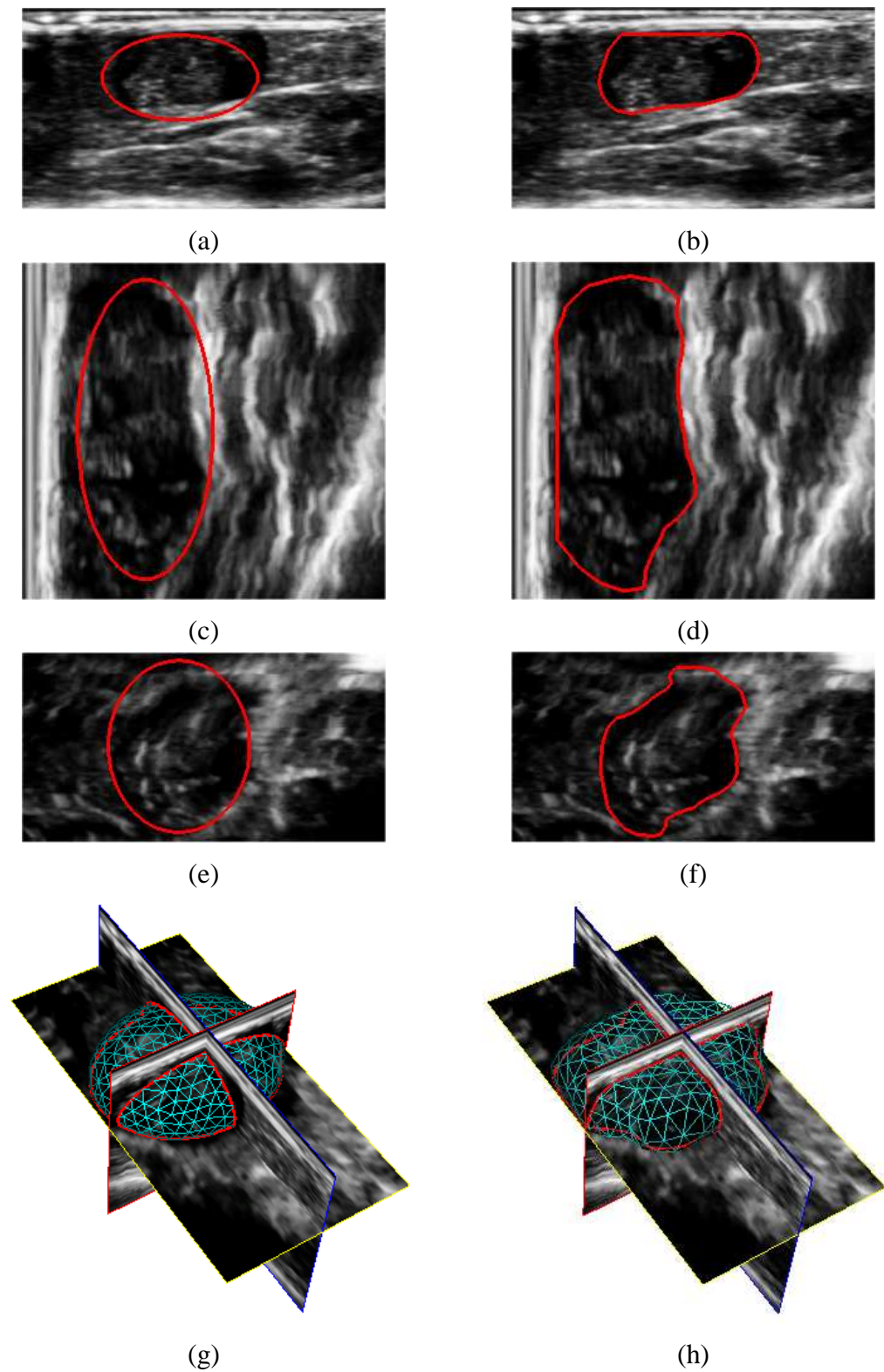


FIG. 3.28 – Segmentation du sac embryonnaire chez la souris. Colonne de gauche : modèle initial. Colonne de droite : modèle déformé. (a)-(b) : coupes perpendiculaires à Z, (c)-(d) : coupes perpendiculaires à X, (e)-(f) : coupes perpendiculaires à Y, (g)-(h) : vues 3-D.

volume du sac embryonnaire est estimé, à partir du modèle 3-D, à  $485 \text{ mm}^3$ . Parallèlement, les mêmes images ont été segmentées par la méthode de (Montagnat and Delingette, 2000). Cette approche a conduit à un volume de  $496 \text{ mm}^3$ , d'où un écart relatif d'environ 2%. Nous obtenons donc des résultats tout à fait comparables.

## Chapitre 4

# Mise en correspondance d'images cardiaques

Dans ce chapitre, nous présentons notre contribution à la mise en correspondance en imagerie cardiaque.

Nous introduisons, en premier lieu, une approche de recalage rigide/affine entre un modèle de référence et une image IRM, en tant qu'étape préalable à la segmentation par le gabarit élastique déformable décrite au chapitre 2. L'objectif est d'obtenir une bonne initialisation du modèle avant la phase de déformation, afin d'assurer la convergence vers les structures souhaitées. Cette mise en correspondance fait intervenir un critère de similarité basé sur les distributions d'intensités de l'image de référence (modèle) et de l'image à segmenter, ainsi qu'un critère de distance des interfaces du modèle aux contours significatifs présents dans l'image.

Dans une seconde partie, nous présentons une stratégie pour la mise en correspondance d'images cardiaques multimodalités, en particulier en IRM, en TEP, et en MCG. Le recalage d'images cardiaques multimodales est un pré-requis important pour l'étude des pathologies ischémiques et l'estimation de la viabilité myocardique. Nous montrons qu'il est possible d'obtenir un modèle anatomo-fonctionnel 3-D du cœur intégrant des informations morphologiques, métaboliques et relatives à l'activité électro-magnétique du myocarde. Ces travaux de mise en correspondance d'images cardiaques multimodales ont été menés en étroite collaboration avec le Laboratory of Biomedical Engineering<sup>1</sup> (Helsinki University of Technology, Finlande), dans le cadre des travaux de thèse de Timo Mäkelä. Ce travail fait l'objet d'une publication (Mäkelä et al., 2002b). Notre contribution a porté plus particulièrement sur le développement d'une méthode de recalage affine modèle-données, l'extraction du modèle bi-cavités de cœur et l'obtention d'une surface médiane du VG.

---

<sup>1</sup><http://www.hut.fi/Units/Biomedical/>



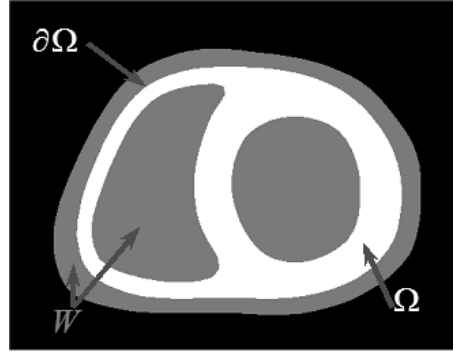


FIG. 4.1 – Surfaces et région intervenant dans le critère de distance modèle-données.

## 4.1 Recalage rigide/affine monomodal

La convergence du gabarit élastique déformable vers la solution désirée ne peut être réalisée que si la minimisation démarre par une initialisation proche de cette solution. La procédure de minimisation de l'énergie ne permet pas de nous affranchir des minima locaux. L'initialisation du modèle dans les données constitue donc une étape fondamentale pour la segmentation automatique par la méthode proposée. Pour positionner au mieux le modèle dans l'image, nous utilisons un recalage modèle sur données impliquant des transformations rigides (6 degrés de liberté), ou affines (transformation géométrique à 12 paramètres).

### 4.1.1 Description du modèle

Le modèle que nous recalons sur une image cible  $\mathcal{I}_c$  est basé sur le modèle géométrique décrit en section 2.2 qui est un maillage tétraédrique des ventricules du cœur. On note le domaine intérieur  $\Omega$ , l'enveloppe de surface  $\partial\Omega$ , et les maillages volumique et surfacique correspondants  $\mathcal{T}_\Omega$  et  $\mathcal{T}_{\partial\Omega}$ . On définit également un domaine  $W$  englobant  $\Omega$  dont une représentation discrète maillée est  $\mathcal{T}_W$ . La figure 4.1 illustre les différents domaines considérés. La connaissance de l'ensemble  $\mathcal{T}_W + \mathcal{T}_{\partial\Omega}$  permet d'accéder à une information de région dans la zone d'intérêt délimitée par  $W$  et à une information de contour grâce à  $\mathcal{T}_{\partial\Omega}$ . Le recalage consiste à déplacer un objet flottant maillé par rapport à l'image fixe  $\mathcal{I}_c$ . Les nœuds du maillage  $\mathcal{T}_W$  étant les points de l'espace où l'on mesure une intensité dans l'image, les niveaux de gris de l'image de référence  $\mathcal{I}_r$ , qui a servi à la construction du modèle, leur sont associés. On peut donc définir un critère de similarité en terme de niveaux de gris, défini sur l'ensemble de ces points.

### 4.1.2 Distance modèle-données

Pour apprécier la distance entre le modèle et les données, nous définissons deux critères qui sont combinés :



1. un critère de distance spatiale estimée entre le bord du modèle et les contours 3-D détectés dans l'image,
2. un critère de similarité des distributions de niveaux de gris de l'image de référence  $\mathcal{I}_r$  portée par le modèle, et de l'image cible  $\mathcal{I}_c$ .

Nous pouvons alors introduire une énergie de mise en correspondance  $E_{MEC}$  dépendant de la transformation spatiale  $T$  comme étant le produit de deux énergies

$$E_{MEC}(T) = E_C(T) \cdot E_R(T) \quad (4.1)$$

$E_C$  étant une énergie basée contour, et  $E_R$  une énergie basée région. Comme Pluim et al. (2000), nous choisissons la formulation de l'énergie comme le produit de deux termes, plutôt que leur somme, pour nous affranchir du problème de la pondération. Pour calculer l'énergie de contour, nous pouvons utiliser, comme au chapitre 2, l'algorithme de Saito and Toriwaki (1994) pour calculer une carte de distance euclidienne. On note  $N_{\partial\Omega}$  le nombre de nœuds du maillage  $\mathcal{T}_{\partial\Omega}$ ;  $n_i(x, y, z)$  désigne les nœuds de ce maillage, et  $p_i(x, y, z)$  les points de contours les plus proches,  $i = 1, 2, \dots, N_n$ . L'énergie de distance aux contours est égale à

$$E_C(T) = \frac{1}{N_{\partial\Omega}} \sum_i |T(n_i)p_i|^2 \quad (4.2)$$

### Critère de similarité

De nombreux travaux portent sur la définition de critères de similarité pour le recalage (Maintz and Viergever, 1998; Fitzpatrick et al., 2000; Mäkelä et al., 2002a). Les performances et la robustesse obtenues avec chacun des critères dépend de l'application, et en particulier des modalités d'imagerie impliquées.

Les critères les plus simples utilisés en recalage monomodal sont la *somme des différences absolues* (SDA), et la *somme des différences carrées* (SDC). Ils sont définis de la manière suivante

$$SDA(T) = \frac{1}{N_W} \sum_i |\mathcal{I}_r(n_i) - \mathcal{I}_c(T(n_i))| \quad (4.3)$$

$$SDC(T) = \frac{1}{N_W} \sum_i |\mathcal{I}_r(n_i) - \mathcal{I}_c(T(n_i))|^2 \quad (4.4)$$

où  $N_W$  désigne le nombre de nœuds du maillage  $\mathcal{T}_W$ .

Le *coefficient de corrélation* (CC) suppose une relation linéaire entre les intensités des deux images

$$CC(T) = \frac{\sum_i (\mathcal{I}_r(n_i) - \overline{\mathcal{I}_r})(\mathcal{I}_c(T(n_i)) - \overline{\mathcal{I}_c(T)})}{\left( \sum_i (\mathcal{I}_r(n_i) - \overline{\mathcal{I}_r})^2 \cdot \sum_i (\mathcal{I}_c(T(n_i)) - \overline{\mathcal{I}_c(T)})^2 \right)^{\frac{1}{2}}} \quad (4.5)$$

Un autre critère souvent rencontré est le *critère de Woods* introduit dans (Woods et al., 1992, 1993). Il se base sur la variance des rapports d'intensité (VRI) :

$$\text{VRI}(\mathbf{T}) = \sum_{i \in \{i\}} \frac{n_{\mathcal{I}_r}(i) \cdot \sigma_{\mathcal{I}_c(\mathbf{T})}(i)}{N_W \cdot \mu_{\mathcal{I}_c(\mathbf{T})}(i)} \quad (4.6)$$

$\{i\}$  est une partition des intensités,  $n_{\mathcal{I}_r}(i)$  est le nombre de points de  $\mathcal{I}_r$  d'intensité  $i$ ,  $\mu_{\mathcal{I}_c(\mathbf{T})}(i)$  et  $\sigma_{\mathcal{I}_c(\mathbf{T})}(i)$  sont la moyenne et l'écart-type des points de  $\mathcal{I}_c$  qui correspondent aux points de  $\mathcal{I}_r$  ayant l'intensité  $i$ .

Dans le cas multimodal, les critères statistiques basées sur l'entropie des images ont fait leur preuve. L'entropie de Shannon d'une image  $A$  peut être définie par

$$H(A) = - \sum_a p(a) \log p(a) \quad (4.7)$$

L'entropie conjointe de deux images  $A$  et  $B$ , par

$$H(A, B) = - \sum_{a,b} p(a, b) \log p(a, b) \quad (4.8)$$

$p(\cdot)$  désigne une densité de probabilité et  $p(\cdot, \cdot)$  est une densité de probabilité conjointe.

L'*information mutuelle* (Wells et al., 1996; Maes et al., 1997) est un critère de similarité très populaire dans le contexte du recalage multimodal. L'information mutuelle IM entre deux distributions  $A$  et  $B$  de niveaux de gris, est donnée par (Maes et al., 1997)

$$\text{IM}(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (4.9)$$

Dans notre cas,  $A$  et  $B$  désignent indifféremment  $\mathcal{I}_r$  ou  $\mathcal{I}_c(\mathbf{T})$ . La version *normalisée* de l'information mutuelle (IMN) s'écrit

$$\text{IMN}(A, B) = \frac{H(A) + H(B)}{H(A, B)} \quad (4.10)$$

Roche et al. (1998) montre que, dans certains cas, le *rapport de corrélation*, peut surpasser l'information mutuelle.

### 4.1.3 Transformation affine

Une transformation affine 3-D peut être décrite par 12 paramètres indépendants. Une formulation classique consiste à écrire une matrice 4x4 homogène

$$A = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}.$$

où les  $a_{ij}$  sont les paramètres libres de la transformation affine. On peut donc chercher à minimiser l'énergie définie en (4.1) en agissant directement sur les composantes de la matrice  $A$  représentant la transformation spatiale (Fitzpatrick et al., 2000). Il est cependant difficile de contrôler de tels paramètres. Bien que les  $a_{i4}$  sont facilement interprétés en terme de composantes de translations, les autres paramètres sont le résultat d'une composition de transformations élémentaires (rotation, mise à l'échelle, cisaillement). En pratique, il est donc délicat d'apprécier l'impact de chacun de ces paramètres dans la transformation résultante, et de les borner. Nous préférons donc adopter une décomposition de la transformation affine en transformations élémentaires, comme le proposent Shekhar and Zagrodsky (2002), entre autres. Nous écrivons la transformation affine  $\mathcal{A}$  comme la composition d'une translation  $\mathcal{T}$ , de rotations  $\mathcal{R}$ , d'une mise à l'échelle  $\mathcal{S}$  et de transformations de cisaillement  $\mathcal{H}$

$$\mathcal{A} = \mathcal{H} \circ \mathcal{S} \circ \mathcal{R} \circ \mathcal{T} \quad (4.11)$$

Sous forme matricielle,  $A$  est un produit de matrices 4x4 homogènes

$$A = H S R T \quad (4.12)$$

La matrice rotation est le produit de 3 matrices représentant les rotations autour de chacun des axes  $x, y, z$

$$R = R_z R_y R_x \quad (4.13)$$

Le matrice  $H$  est également décomposée en 3 matrices

$$H = H_{xy} H_{yz} H_{zx} \quad (4.14)$$

L'expressions de chaque matrice est donnée ci-dessous.

$$T = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 0 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad S = \begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$\begin{aligned}
R_z &= \begin{pmatrix} \cos \varphi_z & -\sin \varphi_z & 0 & 0 \\ \sin \varphi_z & \cos \varphi_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & H_{xy} &= \begin{pmatrix} 1 & -\tan \theta_{xy} & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
R_y &= \begin{pmatrix} \cos \varphi_y & 0 & -\sin \varphi_y & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \varphi_y & 0 & \cos \varphi_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & H_{yz} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & -\tan \theta_{yz} & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
R_x &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_x & -\sin \varphi_x & 0 \\ 0 & \sin \varphi_x & \cos \varphi_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & H_{zx} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\tan \theta_{zx} & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}
\end{aligned}$$

Avec cette formulation, les paramètres de cisaillement apparaissent sous la forme d'angles, ce qui rend leur interprétation géométrique plus aisée. Dans le cas d'une transformation rigide, il suffit de ne tenir compte que des matrices de translation  $T$  et rotation  $R$ , ce qui réduit le nombre de paramètres indépendants à 6. Notons également que l'ordre dans lequel intervient chacune de ces transformations peut avoir une influence sur le résultat, comme le souligne par exemple Sarrut (2000). Dans notre application, elles sont appliquées dans l'ordre indiqué par l'équation (4.11).

#### 4.1.4 Interpolation et optimisation

L'application de transformations plus complexes que de simples translations suivant des multiples de la taille des pixels nécessite une phase d'interpolation. L'interpolation est un problème souvent évoqué dans les méthodes de recalage, car elle conditionne la qualité du résultat final, en affectant par exemple le profil de la fonction de similarité au cours des différentes transformations. Maes et al. (1997) montrent par exemple que l'interpolation par volume partiel rend la fonction d'information mutuelle continue par rapport à la transformation géométrique. Notre première version de l'algorithme de recalage affine utilise l'interpolation trilineaire, et donne des résultats satisfaisants. Il serait néanmoins intéressant d'étudier l'impact d'une autre méthode d'interpolation sur les résultats obtenus.

Les techniques d'optimisation les plus courantes, ne nécessitant le calcul de la fonction qu'en certains points, sont la méthode de Powell et la méthode du Simplex (Press et al., 1992). Elles ont été fréquemment utilisées dans le contexte du recalage d'images (Maintz and Viergever, 1998). Les méthodes d'optimisation avec prise en compte du gradient, tels que la descente de gradient ou le gradient conjugué, nécessitent une estimation de la dérivée du critère. Thévenaz et al. (1998) propose une expression de la dérivée de l'erreur quadra-

tique moyenne selon les paramètres de la transformation affine dans le cas particulier de l'optimisation par la méthode de Levenberg-Marquardt.

Dans (Maes et al., 1999), une estimation de la dérivée de l'information mutuelle est donnée pour une interpolation par volume partiel qui rend la fonction d'information mutuelle continue par rapport à la transformation spatiale. Les auteurs notent cependant que pour obtenir une estimation de cette dérivée, pour une transformation affine à 12 paramètres, il faut calculer 12 histogrammes conjoints dérivés. L'étude comparative menée par Maes et al. (1999) montre qu'en pleine résolution les méthodes avec calcul du gradient du critère ne sont pas forcément plus performantes. La méthode de Powell est reconnue pour être particulièrement robuste (Maes et al., 1997). Thévenaz and Unser (2000) recommandent d'employer la méthode Powell au niveau de plus faible résolution de la pyramide multi-résolution, avant de lancer leur propre algorithme d'optimisation de l'information mutuelle, basée sur la technique de Levenberg-Marquardt.

Pour les raisons de simplicité de mise en œuvre, et de robustesse, nous avons choisi d'implanter la méthode de Powell pour minimiser l'énergie de mise en correspondance.

### Pré-positionnement du modèle

Avant l'étape de minimisation de l'énergie de mise en correspondance, nous faisons subir au modèle une mise à l'échelle en tenant compte des résolutions respectives de  $\mathcal{I}_r$  et  $\mathcal{I}_c$ . Il est ensuite automatiquement déplacé vers le centre de l'image, position initiale du recalage.

### Remarque sur les bornes de l'espace de recherche

La méthode d'optimisation utilisée ne permet pas de définir des bornes dans l'espace de recherche. Il faut donc veiller à ce que l'algorithme ne trouve pas un minimum pour une transformation affine incohérente. Deux cas de figure non souhaités peuvent se présenter

- le modèle sort de l'image, c'est le problème du recouvrement partiel,
- le modèle se contracte ou se dilate exagérément suivant une direction, à cause du degré de liberté existant sur la mise à l'échelle.

Nous imposons des bornes sur la valeur des paramètres de transformation affine, et nous contraignons l'énergie de mise en correspondance à prendre des valeurs élevées quand les valeurs paramètres de transformation s'écartent de l'intervalle spécifié. De cette manière, les situations indésirables sont pénalisées.

L'évolution de l'énergie au cours de la minimisation est illustrée figure 4.2. Les sauts brusques d'énergie montrent les configurations rejetées (un paramètre de transformation dépasse les bornes admises).

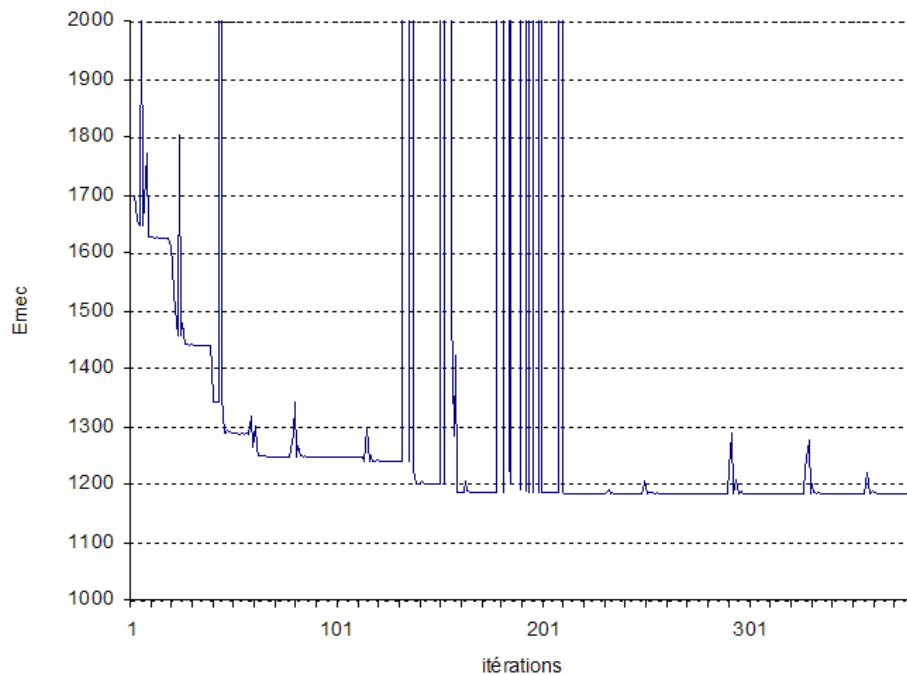


FIG. 4.2 – Evolution de l'énergie de mise en correspondance

#### 4.1.5 Résultats

Nous mettons en correspondance un modèle de référence issu d'une image par RM pour segmenter une image de la même modalité IRM. Pour 22 recalages modèle-image réalisés, nous obtenons 19 cas où le positionnement final du modèle est satisfaisant. La plupart du temps, les critères de similarité les plus simples (SDA, SDC, et CC) se montrent efficaces. Le critère CC est particulièrement adapté lorsque les images sont bruitées où que leur gamme d'intensités diffère légèrement. Par ailleurs, l'énergie de distance aux contours accroît la robustesse de la méthode. Quatre exemples de recalage affine sont présentés en figures 4.3, 4.4, 4.5, 4.6.

### 4.2 Mise en correspondance d'images IRM, TEP, et MCG

Au chapitre 1, nous avons souligné le besoin fondamental d'exploiter des modalités d'imagerie complémentaires, dans le cadre de l'étude des pathologies ischémiques, chaque modalité révélant un ou plusieurs aspects de l'anatomie ou de la fonction cardiaque.

Les travaux sur l'estimation de la viabilité myocardique à partir d'une imagerie multimodale incluent l'étape de recalage comme un pré-traitement avant combinaison (fusion) des sources d'information. Behloul et al. (2001) proposent de combiner, après un recalage semi-automatique, l'information de déformation du muscle issue de l'IRM de marquage tissulaire (Zerhouni et al., 1988) à celle de métabolisme fournie par l'imagerie TEP-FDG, grâce à un

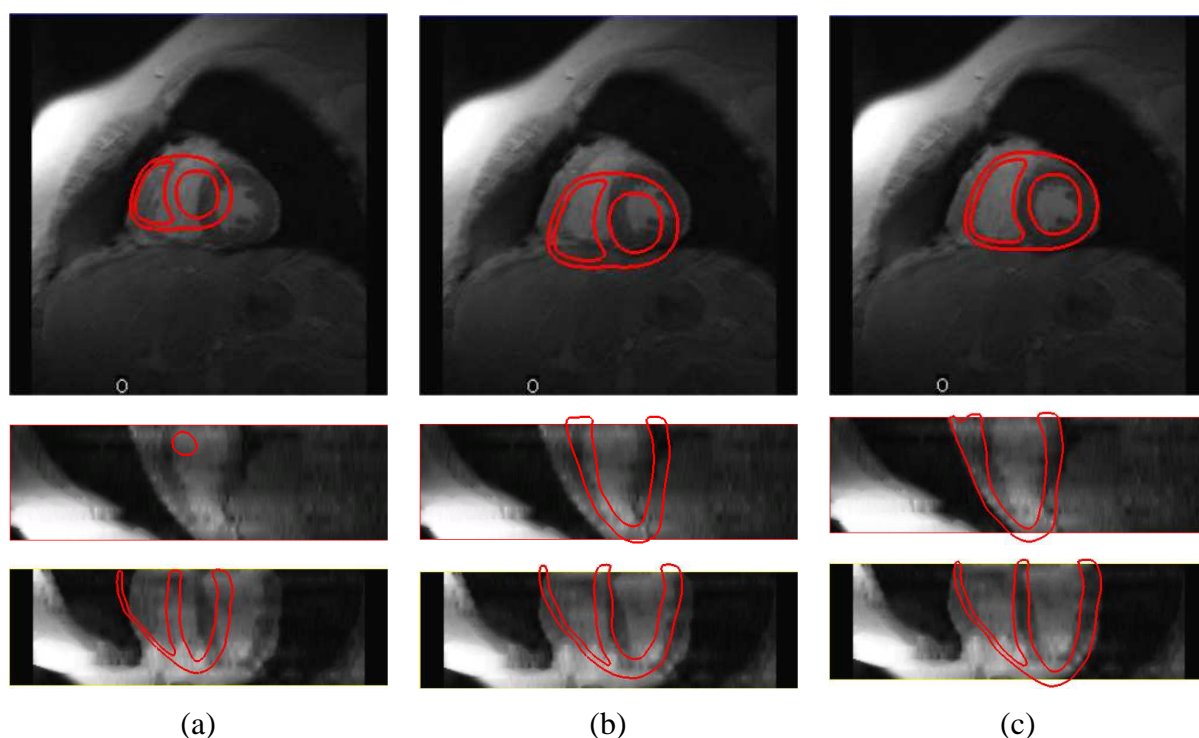


FIG. 4.3 – Recalage affine : exemple 1. (a) Modèle initial, (b) Mise à la résolution de l'image, (c) Modèle recalé. Ligne du haut : coupe petit-axe (perpendiculaire à l'axe Z), ligne du milieu : coupe perpendiculaire à l'axe X, ligne du bas : coupe perpendiculaire à l'axe Y.

système de règles neuro-floues, dans le but d'obtenir des cartes polaires de la viabilité des tissus. Pour donner une première approximation de la position respective de l'IRM et de la TEP, les auteurs se basent sur la connaissance de la direction du grand axe du cœur par rapport à l'imageur. Dans (Nekolla et al., 1998, 2000) (logiciel *MunichHeart*<sup>2</sup>), les surfaces endocardiques et épicaudiques sont extraites manuellement dans les images par RM petit-axe du cœur. Ces surfaces sont ensuite recalées avec celles extraites des images TEP ou de TEMP.

Nous proposons une stratégie de mise en correspondance de données provenant de l'imagerie par RM, de la TEP, et de la magnétocardiographie (MCG). L'objectif est de développer un modèle numérique 3-D individualisé de cœur intégrant des données relatives à l'anatomie, au métabolisme oxydatif, et à l'activité électro-magnétique du muscle cardiaque. Une première version de la méthode est présentée dans (Mäkelä et al., 2001c). Nous l'avons enrichie en intégrant les données de la MCG dans (Mäkelä et al., 2002b). Notons que ce cadre de mise en correspondance d'images cardiaques peut être étendu à d'autres modalités, telles que l'imagerie de perfusion en IRM ou en TEP, ou l'imagerie de marquage tissulaire permettant de remonter ainsi d'intégrer des informations de mouvement (fonction contractile). Les caractéristiques des données sont détaillées en section 4.2.1. Nous présentons ensuite le

<sup>2</sup><http://www.munichheart.de/>

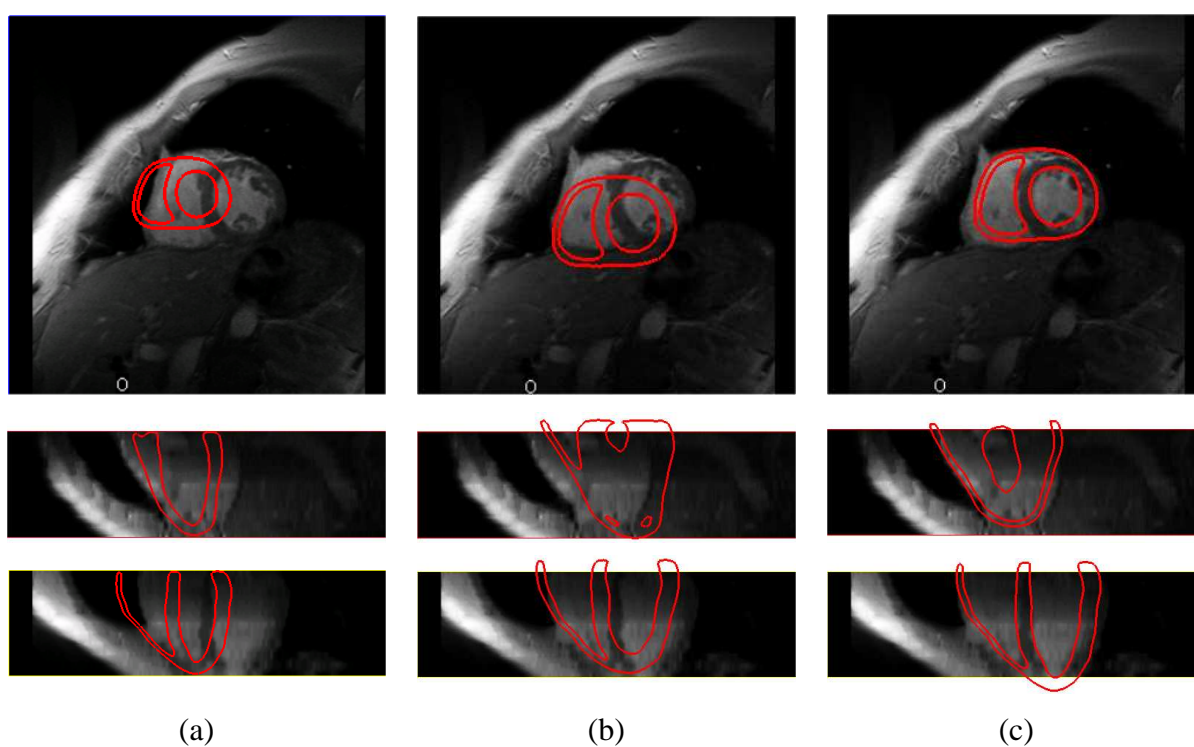


FIG. 4.4 – Recalage affine : exemple 2. (a) Modèle initial, (b) Mise à la résolution de l'image, (c) Modèle recalé. Ligne du haut : coupe petit-axe (perpendiculaire à l'axe Z), ligne du milieu : coupe perpendiculaire à l'axe X, ligne du bas : coupe perpendiculaire à l'axe Y.



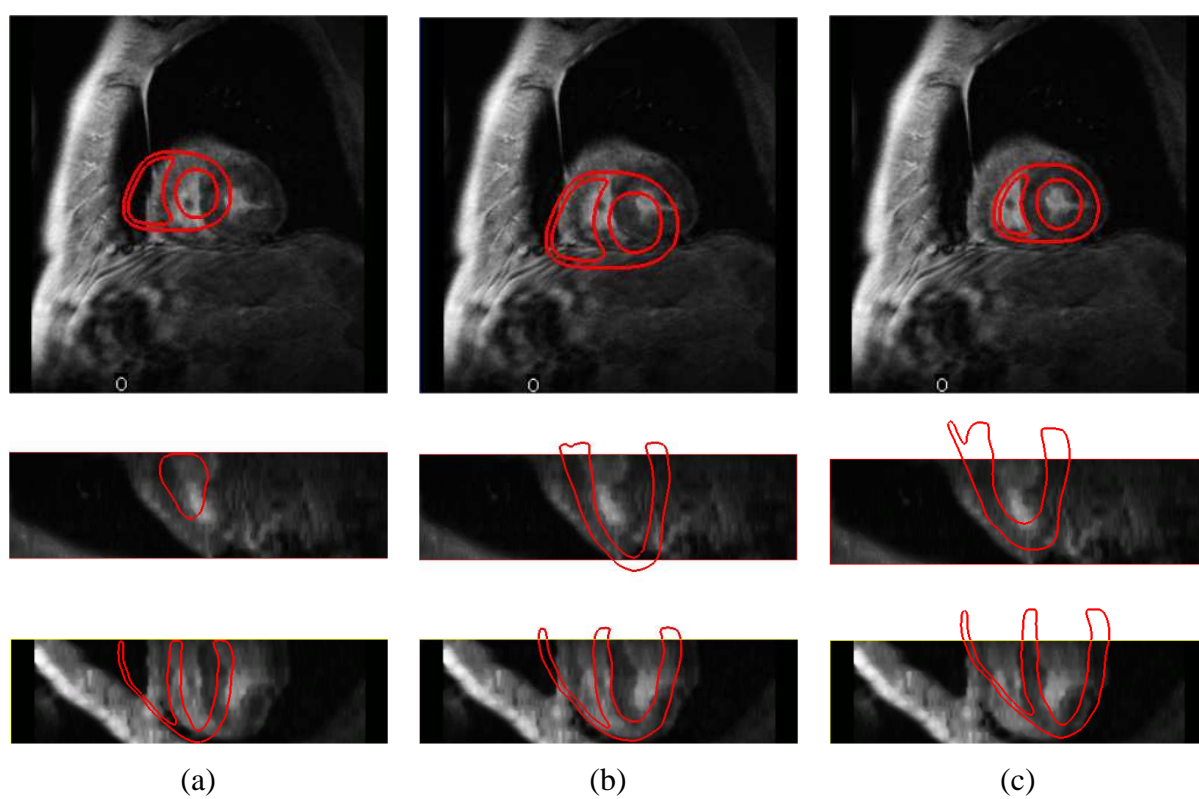


FIG. 4.5 – Recalage affine : exemple 3. (a) Modèle initial, (b) Mise à la résolution de l'image, (c) Modèle recalé.

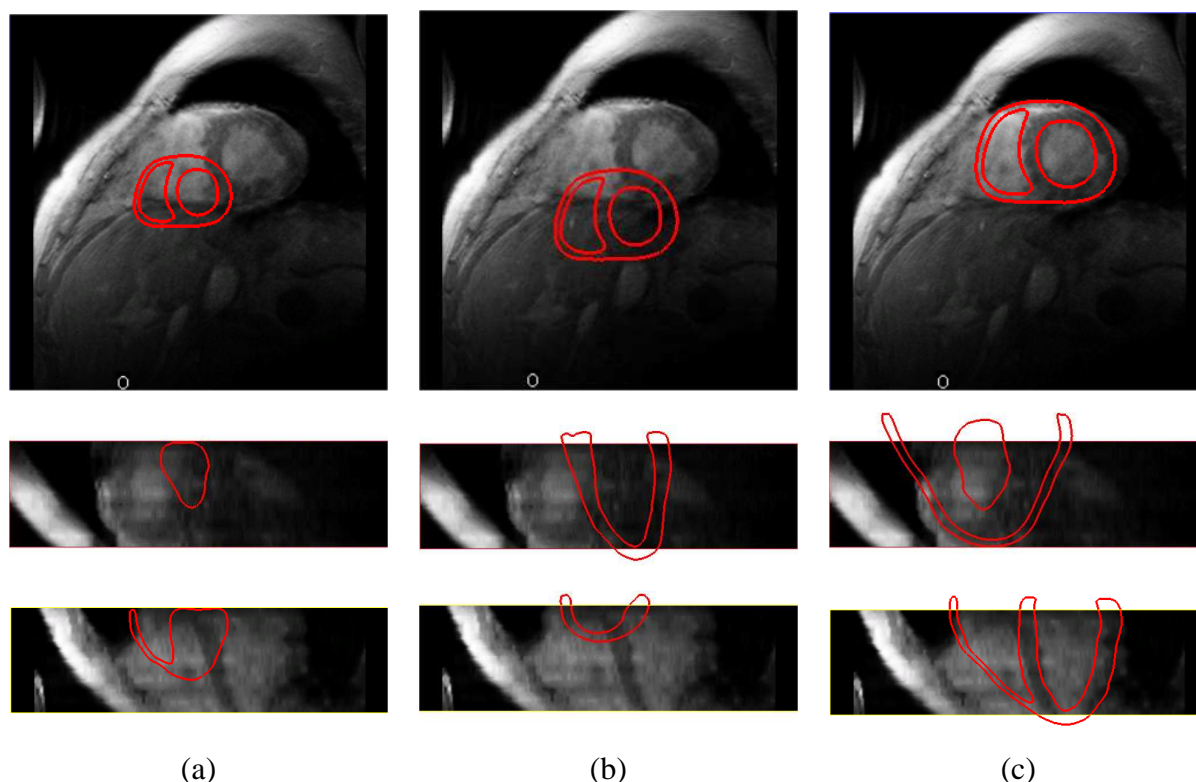


FIG. 4.6 – Recalage affine : exemple 4. (a) Modèle initial, (b) Mise à la résolution de l'image, (c) Modèle recalé.

schéma général de la méthode en section 4.2.2, dont les différentes composantes sont décrites de manière plus approfondies dans les sections suivantes (sections 4.2.3 et 4.2.4). Les premiers résultats obtenus (section 4.2.6) seront discutés en section 4.2.7.

### 4.2.1 Protocole d'acquisition

Nous disposons d'un ensemble d'examen IRM, TEP et MCG acquis sur 10 patients, que l'on désigne par  $P_i$  ( $i$  allant de 1 à 10). Les 10 patients sont des cas pathologiques (patients coronariens) étudiés d'un point de vue physio-pathologique dans (Lauerma et al., 2000). Ces patients ont subi les acquisitions IRM, et l'examen TEP (FDG18) dans un intervalle de 10 jours. L'activité électrique a également été mesurée sur ces individus grâce à une examen MCG.

#### Acquisitions en IRM

Les images par RM ont été acquises sur un scanner de 1.5 T Siemens Magnetom Vision imager (Siemens, Erlangen, Allemagne) au département de radiologie de l'Hôpital Central de Helsinki (HUCH, Helsinki University Central Hospital). Chaque examen est composé d'une série de 39 images transverses synchronisées sur l'ECG acquises en respiration libre,

dont les caractéristiques sont : résolution dans le plan de 1.95 mm, épaisseur de coupe de 10 mm. En complément, des images petit-axe synchronisées sur l'ECG (séquence TurboFLASH) sont acquises en apnée (5 niveaux de coupes, résolution dans le plan de 1.25 mm, épaisseur de coupe de 7 mm, distance inter-coupes égale à 15 mm) toutes les 40 ms (15 images, de la télé-diastole à la télé-systole). Les autres caractéristiques de l'acquisition sont : TR=80ms, TE=4.8ms, matrice 256x256, champ de vue de 320x320mm, angle d'inclinaison de 20°, NEX=1.

### Examen en TEP

Les images statiques TEP ont été acquises avec un scanner Siemens ECAT 931/08-12 (Siemens/CTI, Knoxville, Etats-Unis) au Turku PET Centre (Turku, Finlande). Au cours de l'examen TEP, on acquiert à la fois des images de transmission et des images d'émission. Les images de transmission sont utilisées pour la correction en atténuation des images d'émission (étape de calibrage en quelque sorte). Le deuxième intérêt des images de transmission est qu'elles fournissent des informations plus complètes sur les structures anatomiques que les images d'émission. On supposera que les images de transmission et les images d'émission sont recalées entre elles (Kim et al., 1991). Les images en TEP d'émission marquées au Fluorodesoxyglucose (FDG18) mettent en évidence le métabolisme de la captation glucidique dans les tissus. Pour les deux types d'images acquises en TEP, la résolution des images est de 2.41 mm dans le plan transverse, et de 6.75 mm dans la direction perpendiculaire à ce plan.

### Données MCG

L'activité électrique est mesurée en MCG, au repos et après l'effort, grâce à un cardiomagnétomètre à 67 canaux (4-D NeuroImaging, Helsinki, Finlande), au laboratoire BioMag<sup>3</sup> (Montonen et al., 2000) situé au Helsinki University Central Hospital (HUCH).

L'analyse des signaux électriques porte sur le segment ST du cycle cardiaque (phase pendant laquelle les cellules ventriculaires sont dépolarisées). On peut trouver les détails de la méthode d'analyse dans (Hänninen et al., 2001). Les densités de courant sont estimées en effectuant la différence des cartes moyennées correspondant au segment ST, au repos et après l'effort. L'approche utilisée pour l'estimation des densités de courant est décrite dans (Nenonen et al., 2001). On utilise des modèles surfaciques (boundary-element) du torse et du cœur spécifiques au patient, c'est-à-dire issus de la segmentation des images par RM (Lötjönen et al., 1999; Pham et al., 2001). Les densités de courant discrètes sont calculées dans le VG à mi-paroi, par résolution d'un problème inverse. Nenonen et al. (2001) proposent 3 types de régularisation de ce problème inverse. Ici, nous travaillons avec des résultats

---

<sup>3</sup><http://www.biomag.helsinki.fi/>

régularisés par un estimateur de Maximum A Posteriori, qui semble donner les meilleures corrélations spatiales avec les informations fournies par la TEP.

### 4.2.2 Méthodologie

L'approche proposée consiste à extraire un modèle anatomique 3-D spécifique du cœur de chaque patient à partir de l'information structurelle présente dans les IRM, et d'y plaquer des données fonctionnelles (métabolisme et activité électro-magnétique). La méthode comporte les étapes résumées dans le schéma 4.7.

Pour simplifier, trois types de traitement interviennent

1. la segmentation des images par RM pour l'obtention d'un modèle anatomique du cœur (ventricules) du patient,
2. la mise en correspondance de l'image TEP d'émission avec l'image petit-axe acquise en IRM,
3. la mise en correspondance des mesures MCG avec l'IRM.

Pour obtenir un modèle 3-D de l'anatomie cardiaque, nous utilisons l'approche de segmentation par modèle déformable élastique présentée au chapitre 2, appliquée aux images par RM petit-axe du cœur. La méthode de recalage affine présentée en section 4.1 permet d'initialiser le modèle avant déformation.

La seconde étape consiste à recaler l'image TEP avec l'IRM. Du fait du peu de repères anatomiques dans le muscle cardiaque, le recalage entre l'IRM petit-axe et la TEP d'émission s'avère être une tâche délicate. C'est pour cette raison que nous avons opté pour la mise en correspondance des images par RM transverses et de la TEP de transmission, dont le plus grand champ de vue permet de prendre en compte d'autres structures anatomiques telles que les surfaces du thorax, et des poumons. En supposant connus les positionnements relatifs des images par RM transverses et des images par RM petit-axe d'une part, des images TEP de transmission et d'émission d'autre part, et en considérant un recalage rigide, on peut remonter aux paramètres de la transformation rigide entre l'image TEP d'émission et l'image par RM petit-axe, ce qui permet de replacer l'image TEP d'émission dans la géométrie des acquisitions en IRM petit-axe. La procédure complète sera présentée en section 4.2.3. La figure 4.8 montre les images par RM et TEP à recaler.

Les mesures MCG sont recalées avec l'IRM grâce à des marqueurs externes. Les cartes fonctionnelles TEP et MCG sont alors calculées sur le modèle 3-D du cœur obtenu par la phase de segmentation. Une première approche consiste à extraire une surface à mi-paroi du VG sur laquelle on estime l'activité métabolique et l'activité électrique.

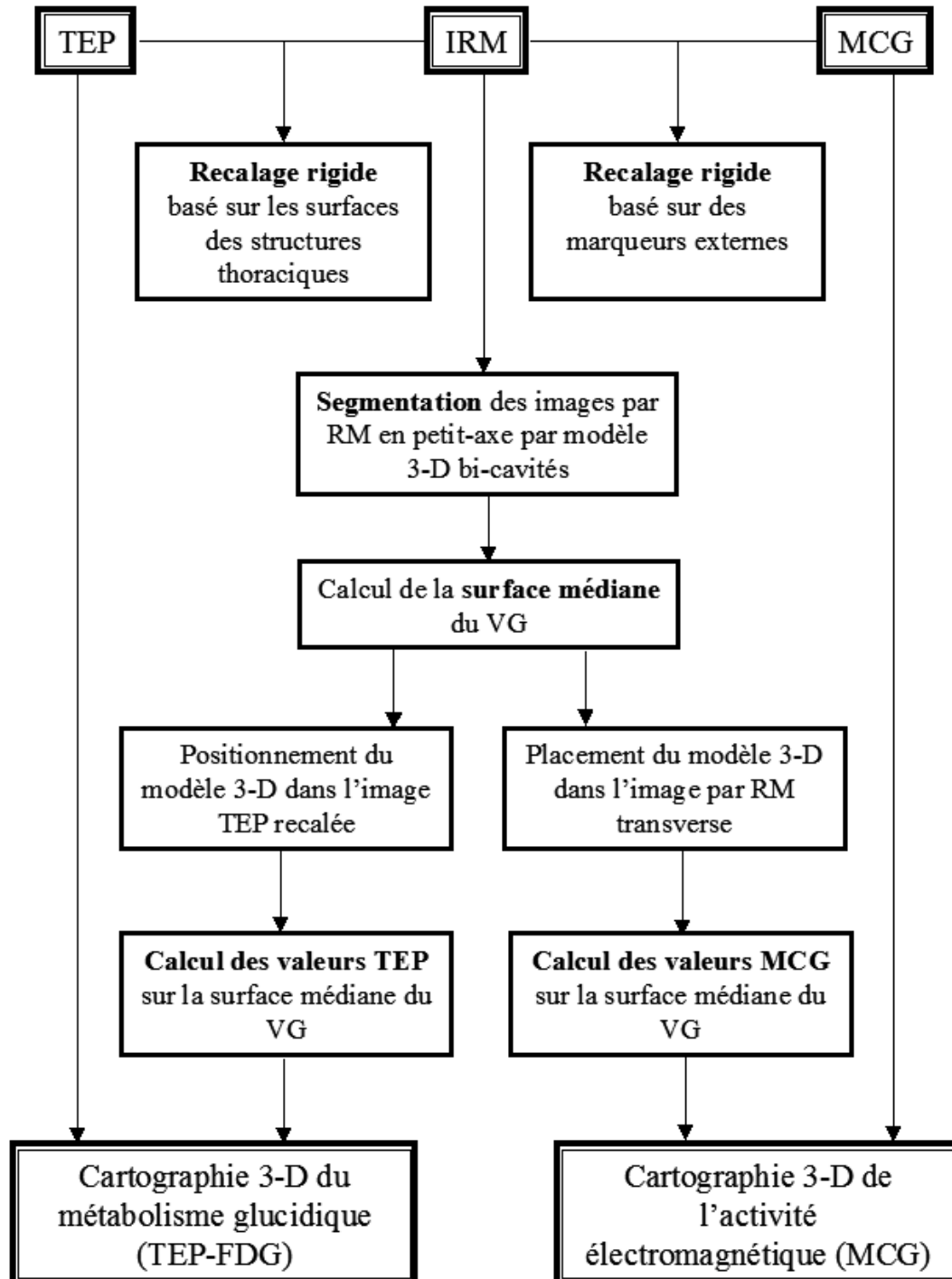


FIG. 4.7 – Etapes de la méthode de mise en correspondance IRM, TEP et MCG.

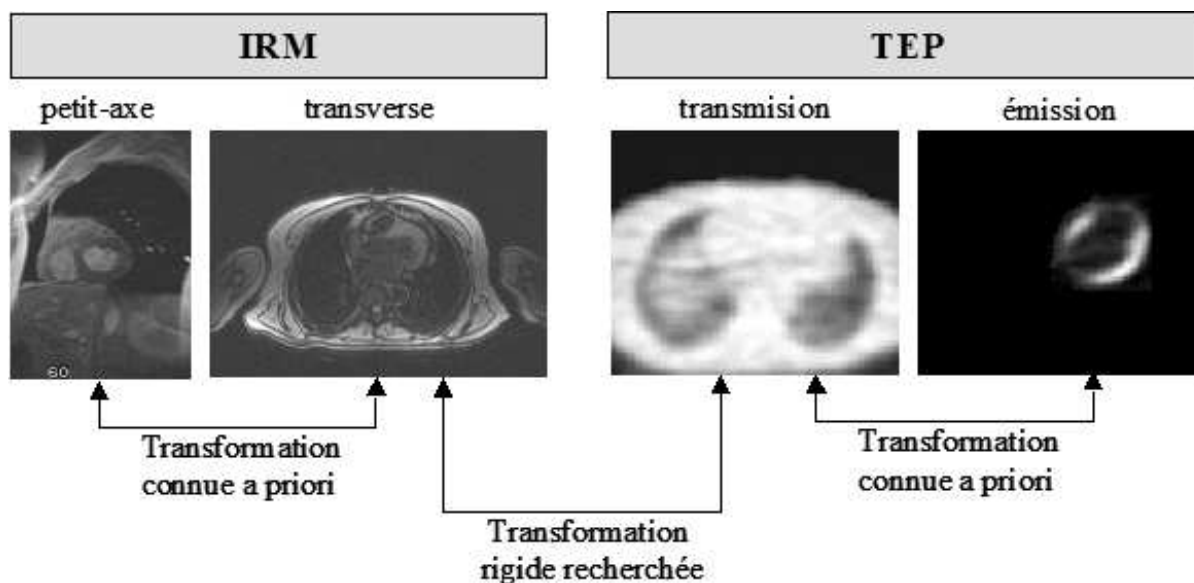


FIG. 4.8 – Images par RM et TEP à recaler : il est plus aisé de recaler l'image par RM transverse et l'image TEP de transmission, que l'image par RM petit-axe avec l'image TEP d'émission.

### 4.2.3 Mise en correspondance des images TEP et IRM

Au lieu de recaler directement les images par RM petit-axe et l'image TEP d'émission, nous réalisons un recalage des acquisitions en IRM transverses et la TEP de transmission acquise lors des mêmes examens. Ces images couvrent le thorax et contiennent un plus grand nombre de structures anatomiques sur lesquelles peut s'appuyer un algorithme de mise en correspondance (figure 4.8). Nous rappelons ici les principaux points de la méthode de mise en correspondance présentée dans (Mäkelä et al., 2001a).

#### Extraction des structures du thorax

L'algorithme met en jeu les surfaces des poumons et du thorax extraites des images par RM et TEP interpolées en 3-D grâce au modèle de pyramide déformable proposé par Lötjönen et al. (1999). Dans cette approche multi-résolution, on déforme un modèle surfacique a priori du thorax et de ses structures au moyen de déformations de forme libre (FFD, free-form deformations en anglais), jusqu'à le faire coïncider avec les bords présents dans l'image. A partir de l'image par RM 3-D transverse, on obtient des maillages triangulaires de la surface du thorax et des poumons. En TEP de transmission, on utilise la même méthode de segmentation à partir d'un modèle a priori tronqué, à cause du champ de vue réduit de cette acquisition, comme le montre la figure 4.9.

L'algorithme de segmentation est formulé dans un cadre de minimisation d'énergie. On

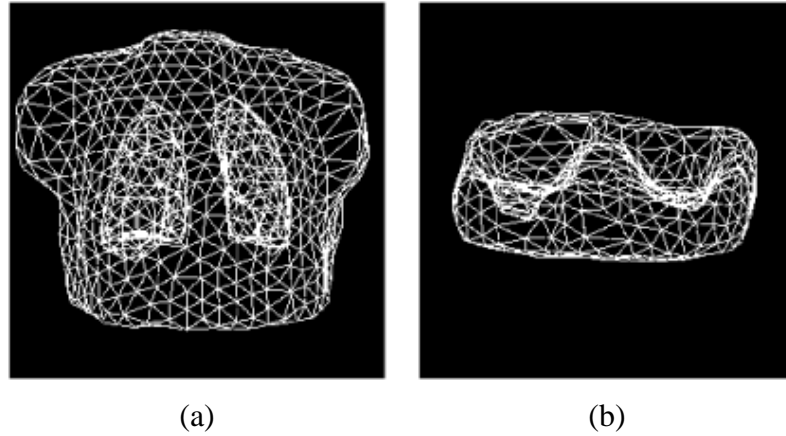


FIG. 4.9 – Modèle topologique et géométrique du thorax et des poumons utilisé pour segmenter (a) l'IRM transverse (b) l'image TEP de transmission.

recherche la déformation du modèle (réalisée par des FFD) minimisant l'énergie suivante

$$E_{total} = E_{image} + \gamma E_{modèle}, \quad (4.15)$$

où  $\gamma$  représente la contribution relative de chaque énergie. Le premier terme  $E_{image}$  représente l'écart entre le modèle et les contours détectés dans le volume image, par un opérateur de Canny-Deriché (Canny, 1986), ou un simple seuillage. Cet écart est calculé à partir de cartes de distance orientées (Lötjönen et al., 1999). Les cartes de distance orientées sont efficaces dans le cas d'images du thorax, car il est possible de faire correspondre sans ambiguïté les normales au modèle avec le gradient de l'image (direction et sens). La seconde énergie,  $E_{modèle}$ , tend à assurer la régularité des déformations et préserver la forme du modèle. Il augmente lorsque les normales à la surface dévient de leur direction initiale. La multi-résolution augmente la robustesse et accélère la convergence de l'algorithme. La figure 4.10 montre un exemple de thorax segmenté à partir de l'IRM transverse et de la TEP de transmission (modèle tronqué).

Nous avons initialisé les modèles de manière interactive. L'initialisation peut néanmoins être réalisée en faisant correspondre les boîtes englobantes du modèle et du volume binarisé, ou en procédant à un recalage rigide entre modèle et image. L'approche des boîtes englobantes s'avère suffisante dans la majorité des cas, du fait de la géométrie d'acquisition qui est similaire pour l'image par RM transverse et la TEP de transmission. On observe également que les écarts de positionnement d'un patient à l'autre sont faibles (quelques degrés en rotation, et quelques centimètres en translation). De plus, l'algorithme de segmentation est capable de compenser l'erreur associée, comme l'ont montré Lötjönen et al. (1999).

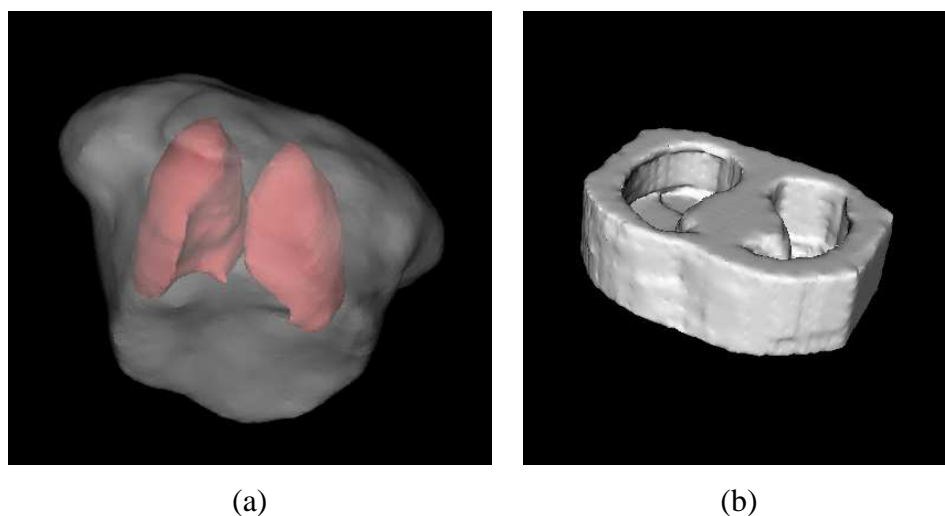


FIG. 4.10 – Segmentation des structures thoraciques à partir (a) de l'acquisition en IRM transverse, (b) de l'image TEP de transmission.



FIG. 4.11 – Carte de distance construite à partir de l'image par RM transverse segmentée. L'algorithme de recalage minimise la distance moyenne entre le modèle et les contours du thorax et des poumons, par l'intermédiaire de cette carte de distance.

### Recalage des surfaces segmentées

La segmentation des volumes IRM transverses et de l'image TEP de transmission produit deux modèles triangulés des structures thoraciques, que nous pouvons mettre en correspondance, par l'approche de Mäkelä et al. (2001a). L'algorithme de recalage permet de trouver une transformation spatiale rigide entre les deux surfaces, en minimisant une distance moyenne entre ces surfaces. On utilise là encore une carte de distance pour estimer l'écart entre les surfaces. En pratique, on préfère générer la carte de distance à partir des volumes IRM transverses segmentés, qui est plus complète. La figure 4.11 donne une illustration d'une carte de distance de type Chamfrein (Borgefors, 1988) obtenue à partir d'un volume IRM transverse segmenté. Du fait des géométries d'acquisition similaire en IRM transverse et en TEP de transmission, l'étape d'initialisation est facilitée. En appliquant la transformation rigide trouvée, nous générons, par interpolation trilineaire, une image TEP d'émission dans la géométrie de l'acquisition en IRM petit-axe (les positions relatives des



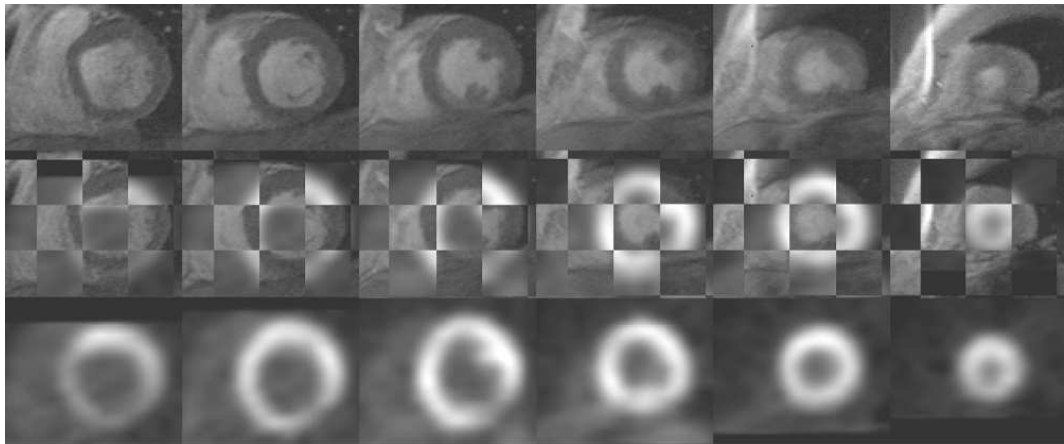


FIG. 4.12 – Une pile de coupes IRM petit-axe et TEP d'émission recalées. Ligne du haut : IRM petit-axe. Ligne du bas : coupes de l'image TEP correspondantes. Ligne du milieu : visualisation en échiquier ; le recalage est visuellement apprécié par la superposition des images.

images par RM transverses et petit-axe, ainsi que celle des images TEP de transmission et d'émission, sont connues).

Par souci de simplicité, nous avons rééchantillonné l'image TEP à la résolution de l'IRM, pour évaluer le recalage. Il faut cependant noter que cette opération n'est pas indispensable, et qu'il est parfois plus avantageux de manipuler les images en gardant leur résolution propre.

Une présentation en échiquier, couramment employée, permet d'évaluer visuellement la qualité du recalage (figure 4.12).

Nous soulignons le fait que les images TEP de la présente étude ne sont pas synchronisées sur l'ECG et résultent d'un moyennage temporel (comptage d'événements sur une période de 10 min environ). En général, on considère que les images par RM correspondant le mieux à ces images sont celles de l'instant télé-diastolique, si l'on admet que sur un cycle cardiaque, la durée de la diastole est prépondérante. Le cœur imagé dans l'une et l'autre des modalités présente des différences sensibles. Ceci constitue une difficulté supplémentaire à la mise en correspondance des modalités TEP et IRM en imagerie cardiaque.

#### 4.2.4 Recalage MCG-IRM

Les mesures de valeurs en MCG ont été recalées avec l'examen en IRM à l'aide de marqueurs externes. On estime la position relative du système d'enregistrement MCG par rapport au patient en plaçant trois antennes de repérage, qui sont en pratique des dipôles magnétiques, placés sur la peau du patient (figure 4.13). Les champs magnétiques délivrés par les antennes servent à la localisation des capteurs MCG (Montonen et al., 2000). Les trois antennes de repérage permettent de définir les coordonnées des capteurs MCG par rapport à

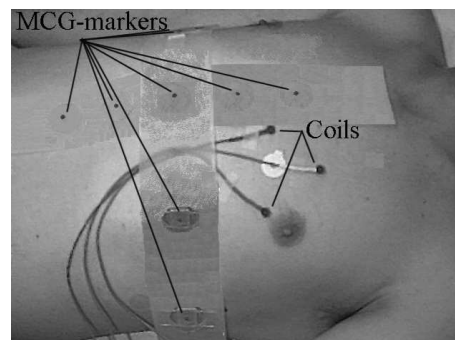


FIG. 4.13 – Pose de neuf marqueurs MCG et de trois antennes-marqueurs sur la poitrine d'un patient pour un examen MCG. Les pastilles sur les rubans de silicone indiquent la position des marqueurs MCG ; leur position est numérisée.

un ensemble de 9 marqueurs MCG destinés à la mise en correspondance avec les données de l'IRM. Les 9 marqueurs MCG sont disposés en croix et maintenus en place par des bandes adhésives (figure 4.13). Ces marqueurs sont régulièrement espacés de 5 cm dans la direction tête-pied et de 10 cm dans la direction gauche-droite. La position dans l'espace de tous les marqueurs est repérée grâce au système 3SPACE ISOTRAK II (Polhemus Inc., Colchester, VT, USA). De plus, à l'endroit des marqueurs MCG, on dessine des repères à l'encre non-toxique, visible en lumière ultraviolette uniquement, où l'on placera neuf autres marqueurs, utilisés au cours de l'examen IRM. Les marqueurs IRM sont constitués de tubes en T remplis d'un liquide à 1 mmol/l de  $\text{MnCl}_2$  insérés dans une pièce plastique de  $4 \times 4 \times 0.7$  cm. Les marqueurs IRM sont repérés interactivement dans les images par RM. On obtient donc un couple de neuf positions  $(x, y, z)$  pour la MCG et l'IRM, à recalculer. La mise en correspondance est réalisée par une méthode aux moindres carrés non-itérative décrite dans (Arun et al., 1987), qui détermine la transformation rigide minimisant l'écart quadratique entre deux ensembles de points.

Ce protocole de recalage MCG-IRM a été appliqué avec succès sur plus de 50 examens (Pelsola et al., 2000). Une évaluation quantitative de l'erreur de recalage montre que l'erreur quadratique moyenne est de l'ordre de 6 mm. Cette erreur intègre plusieurs sources d'erreur telles que la respiration, la pose successive des marqueurs en MCG et en IRM, les changements de forme dus à la flexibilité des épaules et de la peau, et la précision de la localisation des marqueurs en IRM. Des efforts sont portés actuellement sur la réduction de cette erreur de recalage.

#### 4.2.5 Modèle anatomo-fonctionnel du cœur

La segmentation des images par RM en petit-axe du cœur conduit à un modèle anatomique individualisé. Nous allons maintenant attribuer à ce modèle l'information provenant de la TEP et celle acquise en MCG, de façon à générer des cartographies 3-D du méta-

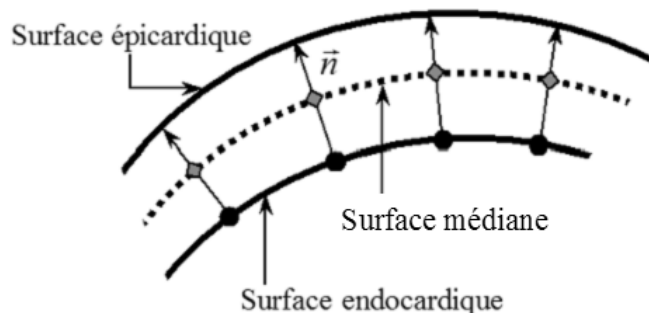


FIG. 4.14 – Calcul de la surface médiane du VG à partir des surfaces endo- et épiscopardiques segmentées.

bolisme et de l'activité magnéto-électrique. De telles cartographies permettent un repérage plus intuitif, et une localisation spatiale en 3-D plus précise des différentes régions, comparativement aux cartes polaires 2-D (*polar maps* ou encore *bull's eyes* en anglais) que l'on rencontre fréquemment en cardiologie.

### Calcul de la surface médiane du VG

Pour dresser une cartographie 3-D en TEP, ainsi qu'en MCG, nous proposons d'extraire une surface médiane à mi-paroi du VG.

On note  $\mathcal{S}_{endo}$  et  $\mathcal{S}_{epi}$  les surfaces endocardique et épiscopardique du VG. Ces surfaces sont extraites du modèle volumique bi-ventriculaire. Celui-ci étant étiqueté, on peut facilement le séparer en VG et VD. Cette partition n'est qu'approximative - la notion de frontière entre les ventricules n'est d'ailleurs pas très bien définie, d'un point de vue anatomique -. Dans le maillage volumique du VG isolé, nous ne gardons que la partie du bord correspondant aux surfaces  $\mathcal{S}_{endo}$  et  $\mathcal{S}_{epi}$ , sous forme de maillages surfaciques triangulaires.

De façon à définir une normale sortante à ces surfaces, elles sont artificiellement fermées par un plan à la base du VG. Une première approche géométrique simple consiste à calculer en chaque nœud  $N_d$  de  $\mathcal{S}_{endo}$  la normale sortante à la surface et à déterminer son intersection  $N_p$  avec  $\mathcal{S}_{epi}$ . Le milieu du segment  $[N_d N_p]$  est alors pris comme nœud du maillage de la surface médiane, comme le montre la figure 4.14.

La figure 4.15 illustre l'obtention de la surface médiane à partir du modèle bi-ventriculaire.

Cette méthode donne des résultats cohérents pour les cas traités. On peut remarquer cependant qu'elle n'est pas symétrique par rapport aux deux surfaces considérées. On pourrait, par exemple, extraire une seconde surface à mi-paroi, en partant de  $\mathcal{S}_{epi}$  et en allant vers  $\mathcal{S}_{endo}$  en suivant la normale entrante, et prendre la moyenne.

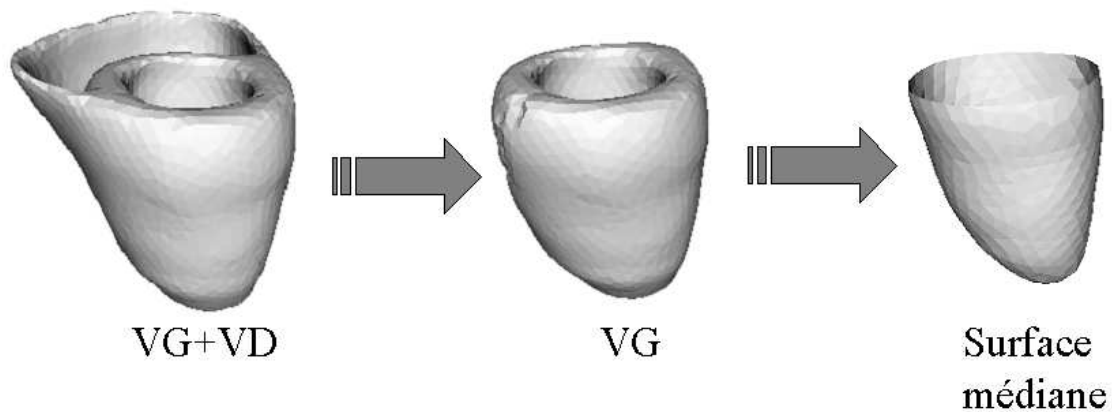


FIG. 4.15 – Calcul de la surface médiane du VG à partir des surfaces endo- et épicaudiques segmentées.

### Cartographie du métabolisme

L'étape de recalage TEP-IRM a permis de replacer l'image TEP d'émission dans le système de coordonnées des images par RM en petit-axe. La correspondance entre le modèle anatomique du cœur issu de la segmentation de l'IRM et l'image TEP est donc directe. La cartographie 3-D de l'activité métabolique est obtenue en calculant les valeurs de la captation glucidique sur les nœuds de la surface médiane du VG. Ces valeurs résultent d'une moyenne dans un voisinage cubique de  $5 \times 5 \times 5$  voxels autour de chaque nœud, ce qui correspond en grandeur réelle à une boîte de  $6.25 \text{ mm} \times 6.25 \text{ mm} \times 6.25 \text{ mm}$ . On notera que la même technique de moyennage est utilisée en routine clinique pour générer les cartes polaires 2-D. L'illustration du calcul de la cartographie TEP 3-D est donnée en figure 4.16.

### Cartographie de l'activité électro-magnétique

Les densités de courants sont estimées sur les nœuds de la surface médiane du VG. Pour des raisons de coût algorithmique, le maillage triangulaire de la surface médiane a été décimé jusqu'à une résolution acceptable par rapport à la résolution de la méthode d'estimation (typiquement 500 nœuds sur le maillage de la surface médiane suffisent). Le système de coordonnées de référence est ici celui de l'imagerie par RM transverse du fait de l'étape de mise en correspondance MCG-IRM transverse. Nous re-positionnons donc la surface médiane dans ce système de coordonnées.

## 4.2.6 Résultats

Nous présentons les résultats obtenus pour deux cas pathologiques P1 et P2.

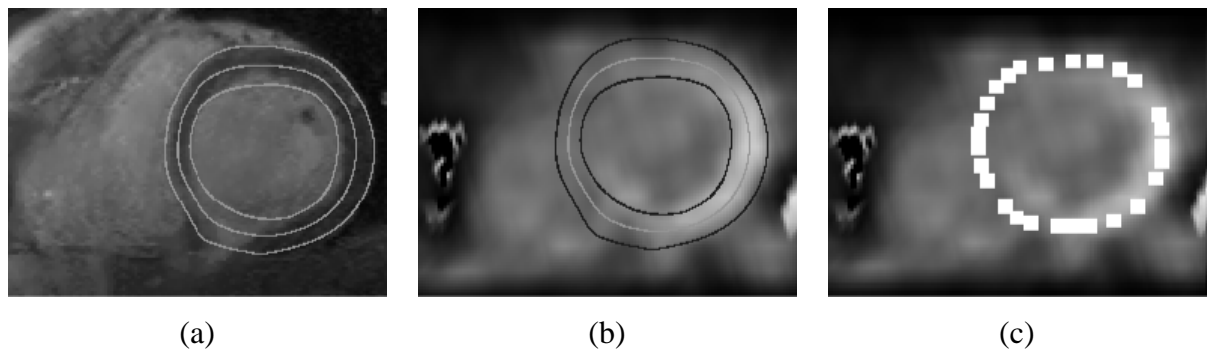


FIG. 4.16 – Estimation des valeurs de captation glucidique sur la surface médiane. Les contours dessinés résultent de l'intersection des surfaces endocardique, médiane, et épicaudique, avec le plan image. Ils sont superposés (a) à une coupe IRM petit-axe, (b) au plan correspondant dans l'image TEP d'émission. (c) Les valeurs de captation glucidique sont moyennées dans des voisinages de  $5 \times 5 \times 5$  voxels autour des nœuds de la surface médiane, représentés par les carrés blancs (la densité réelle du maillage est bien entendu largement supérieure, seuls quelques nœuds ont été choisis ici, à titre illustratif).

### Extraction du modèle anatomique à partir des images par RM en petit-axe

Pour chacun des deux patients P1 et P2, nous avons extrait un modèle anatomique 3-D des deux ventricules. La figure 4.17 illustre l'étape de recalage affine (initialisation). La figure 4.18 montre les résultats de l'extraction du modèle individualisé de cœur (intersection de ce modèle avec deux plans de coupe, basal et mi-ventriculaire).

### Cartographie de métabolisme glucidique

Le modèle morphologique est plongé dans l'image TEP d'émission. Les valeurs de captation glucidique sont assignées aux nœuds de la surface médiane, comme on peut le voir sur les figures 4.19 et 4.20. La surface médiane est affectée de couleurs représentatives de l'activité métabolique, alors que les surfaces péricardique, et endocardique du VD sont affichées en transparence.

L'échelle de couleurs indique une gradation des couleurs froides (captation glucidique faible) aux couleurs chaudes (captation élevée). Elle permet de repérer très facilement les régions anormales. Les données cliniques mentionnent

- pour le patient P1, un problème de mouvement dans la région postéro-basale, causé par une nécrose dans la zone postéro-latéro-basale, les autres tissus étant viables,
- pour le patient P2, une nécrose dans les régions inférieure apicale, et inférieure basale.

Ces données cliniques sont vérifiées par les cartographies de métabolisme obtenues par notre approche (les zones présentant un métabolisme bas correspondent aux tissus nécrosés).

Nous comparons la cartographie TEP-FDG 3-D avec la carte polaire 2-D (logiciel Siemens, Turku PET Centre)(figures 4.19 et 4.20). Pour créer de telles cartes polaires, on définit

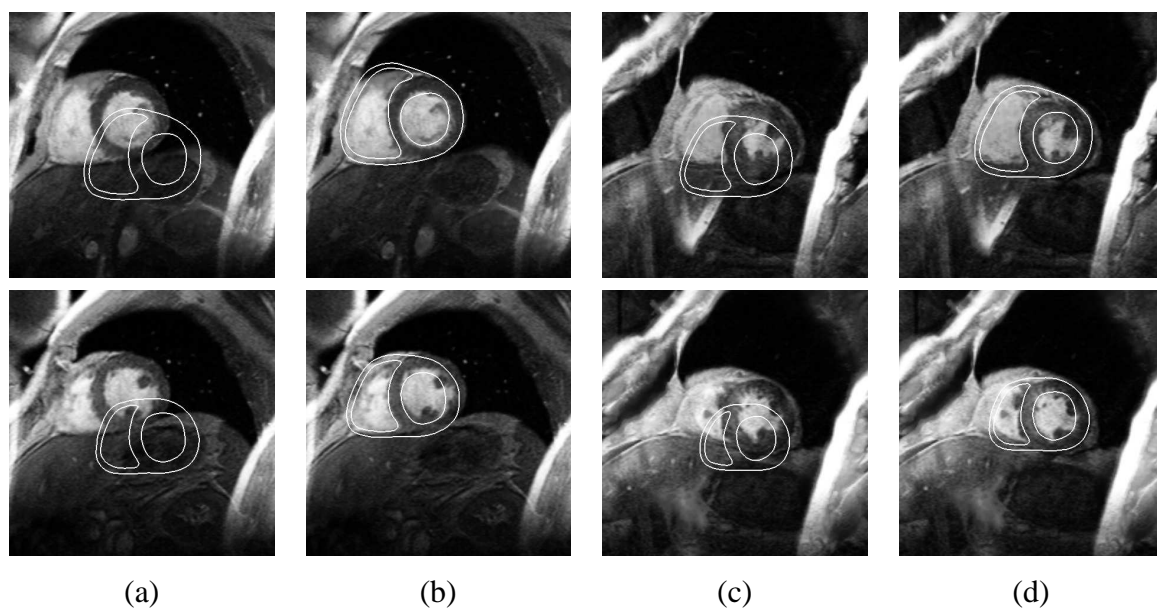


FIG. 4.17 – Résultats du recalage affine. (a) : patient P1, avant recalage, (b) : patient P1, après recalage, (c) : patient P2, avant recalage, (d) : patient P2 après recalage. Ligne du haut : coupe petit-axe à un niveau basal, ligne du bas : coupe petit-axe à un niveau mi-ventriculaire.

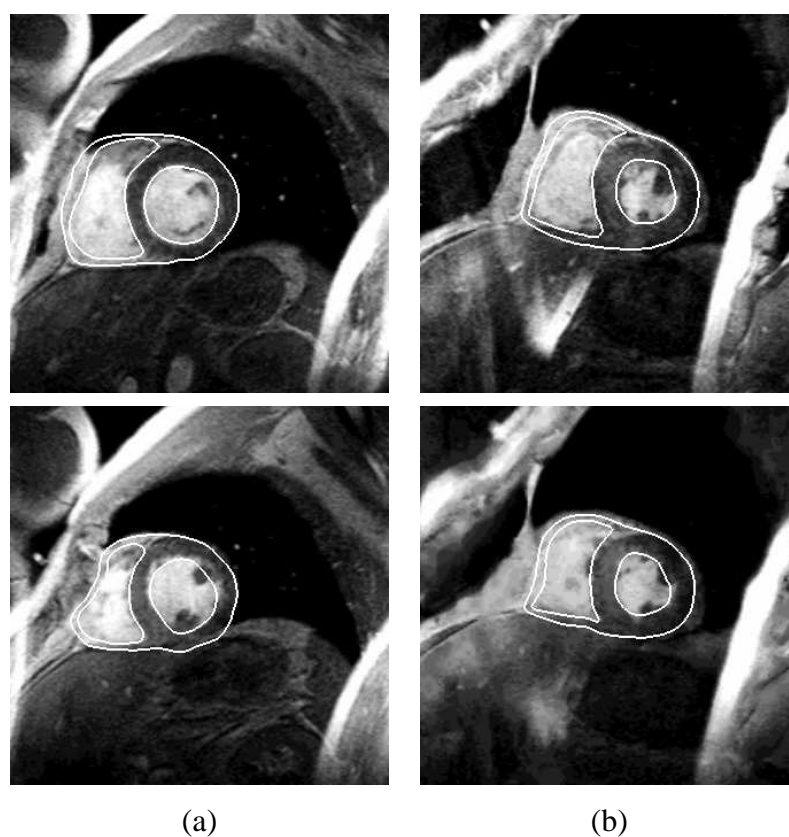


FIG. 4.18 – Résultats de segmentation des images par RM en petit-axe. (a) patient P1, (b) patient P2. Ligne du haut : plan basal, ligne du bas : plan mi-ventriculaire.

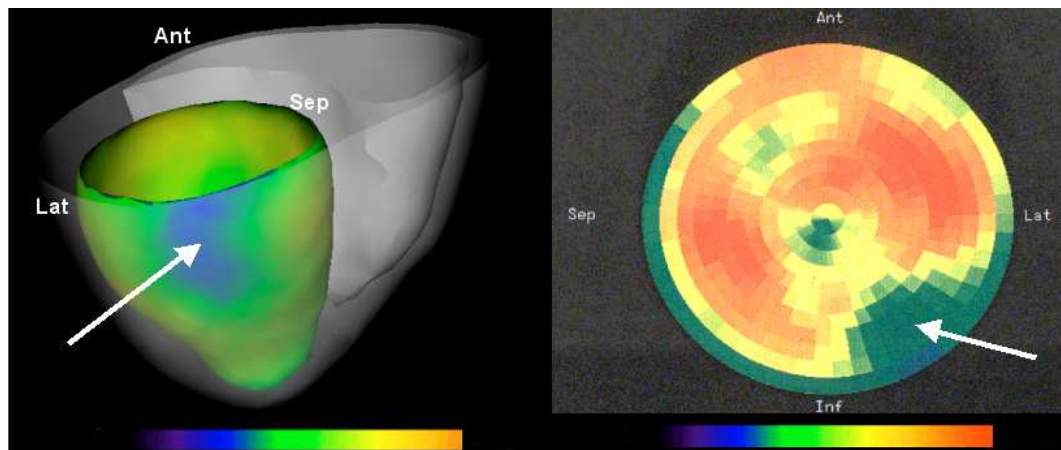


FIG. 4.19 – Représentation 3-D de la captation glucidique mesurée en TEP, pour le patient P1, sur le modèle bi-ventriculaire (à gauche). Carte polaire créée interactivement (logiciel Siemens) pour la même image TEP (à droite). La carte polaire montre des valeurs de captation glucidique estimées à mi-paroi. Une région nécrosée est visible au niveau basal de la carte 3-D, ainsi que sur la carte polaire (indiquée par la flèche).

manuellement le grand axe du cœur. Le VG est découpé en tranches épaisses, qui sont représentées par des anneaux concentriques, le centre du disque désignant l'apex et la couronne extérieure la base du VG. Les valeurs de captation FDG sont estimées à mi-paroi. On trouve de bonnes corrélations entre les deux types de cartes.

### Cartographie MCG

De la même manière que pour les cartographies TEP-FDG, nous visualisons les densités de courant sur la surface médiane du VG du modèle bi-ventriculaire, pour chacun des patients P1 et P2 (figures 4.21 et 4.22). Nous les comparons également aux cartes polaires (Nenonen et al., 2001).

On peut observer que les régions étiquetées comme nécrosées, d'après les données cliniques, se retrouvent de manière cohérente dans les cartographies 3-D de captation FDG et MCG.

### 4.2.7 Discussion

Nous avons présenté une nouvelle approche de mise en correspondance de données anatomiques et fonctionnelles provenant de l'IRM, de la TEP, et de la MCG.

La méthode est basée sur la mise en correspondance des structures anatomiques du thorax qui sont segmentées dans les images par RM transverses et les images TEP de transmission, ce qui nous permet de déduire directement le recalage à effectuer entre les images TEP d'émission et les images par RM en petit-axe.

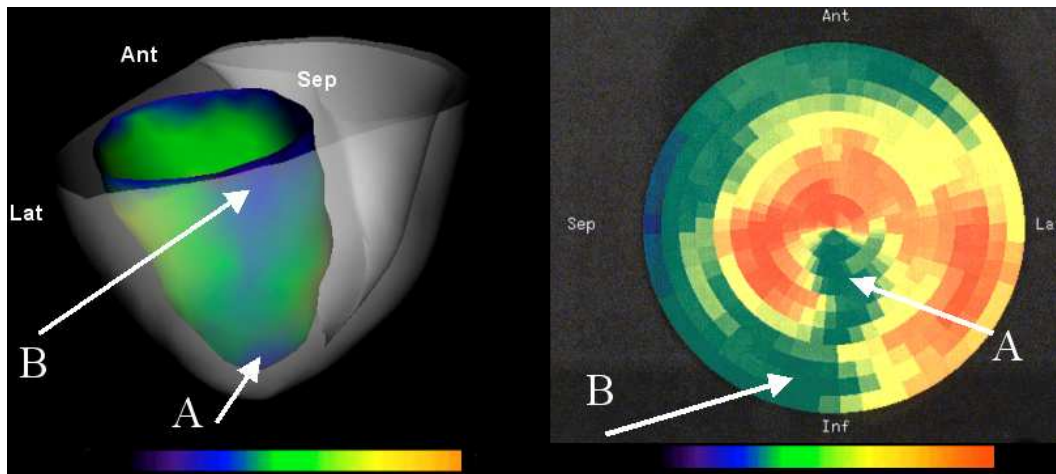


FIG. 4.20 – Cartographies de la captation glucidique pour le patient P2. A gauche : représentation 3-D du métabolisme sur la surface médiane du VG du modèle bi-ventriculaire. A droite : carte polaire correspondante (logiciel Siemens) dont les valeurs sont estimées à mi-paroi du VG. On trouve une bonne corrélation entre les deux types de cartes (flèches).

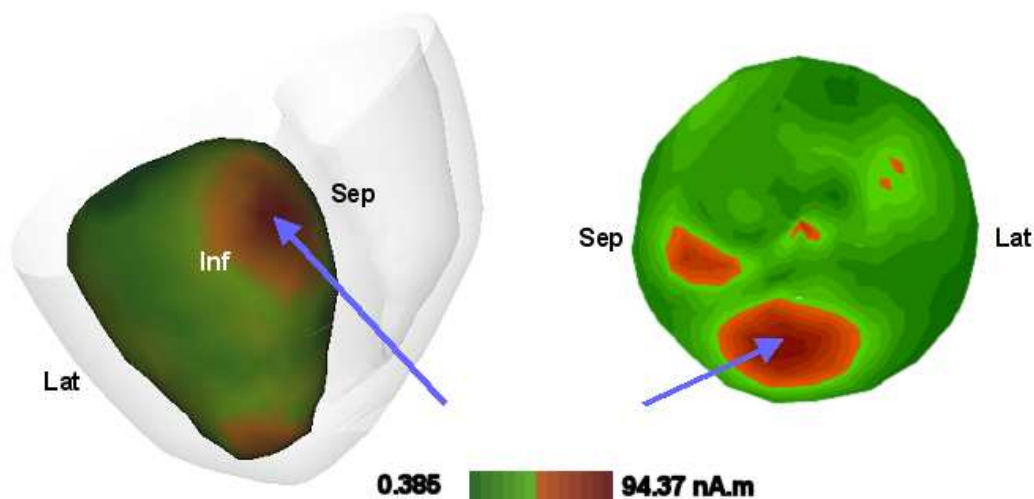


FIG. 4.21 – Cartographies des densités de courant (MCG) pour le patient P1. A gauche : représentation 3-D des valeurs MCG sur la surface médiane du VG du modèle bi-ventriculaire, pour le patient P1. A droite : carte polaire correspondante. La région nécrosée signalée par une faible captation glucidique correspond également à une activité électrique anormale (flèches).



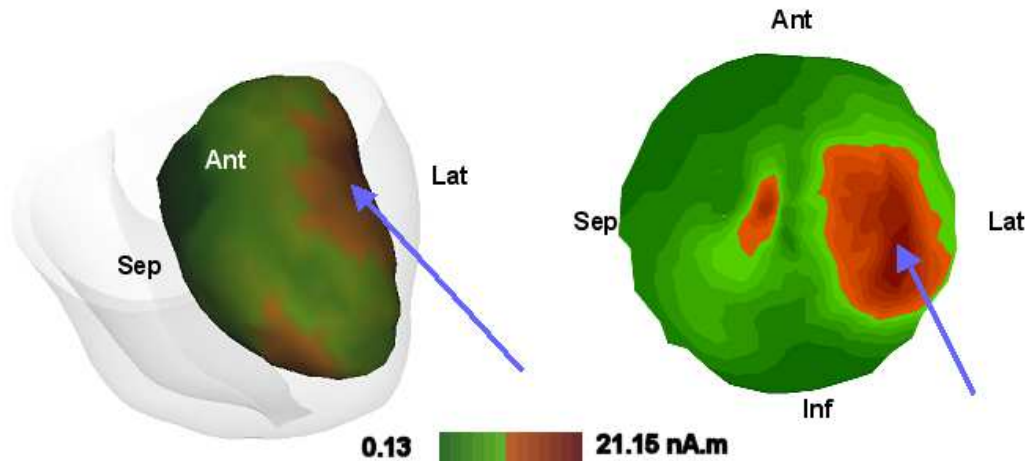


FIG. 4.22 – Cartographies des densités de courant (MCG) pour le patient P2. A gauche : représentation 3-D des valeurs MCG sur la surface médiane du VG. A droite : carte polaire correspondante.

La segmentation de l'IRM anatomique par gabarit élastique déformable aboutit à un modèle géométrique 3-D des ventricules du patient, sur lequel sont plaquées les données fonctionnelles. Nous obtenons un véritable modèle anatomo-fonctionnel spécifique du cœur du patient, permettant la comparaison et la combinaison éventuelle de ces données.

Nous nous sommes attachés à produire des représentations fonctionnelles (figures 4.19, 4.22) facilement interprétables par le clinicien sous formes de cartographies 3-D dont la géométrie est une surface à mi-paroi du VG. La localisation des défauts s'opère donc en 3-D. La position de la surface médiane relativement aux autres surfaces du cœur extraites (surface péricardique, surface VD endocardique, et facultativement, surfaces endo-et épicaudiques du VG) permet de lever des ambiguïtés de repérage des régions cardiaques.

Nous montrons qu'il est également possible d'intégrer au modèle des données de magnéto-cardiographie (figures 4.21 et 4.22), en les recalant sur l'acquisition en IRM transverse. La combinaison des données TEP et MCG sur un même modèle anatomique est particulièrement intéressante et mérite d'être explorée en détail. Une première analyse sur les cas traités permet de trouver des corrélations marquées entre activité métabolique et activité électrique dans les zones à problème, en particulier les régions cliniquement établies comme nécrosées (Lauerma et al., 2000). Ces premiers résultats sont encourageants et doivent être validés sur un nombre significatif de cas.

La précision du recalage rigide TEP-IRM est un facteur clé de la fiabilité de la méthode. L'algorithme de mise en correspondance a été testé sur les 10 cas pathologiques disponibles, et les résultats ont été visuellement appréciés par un expert médical. Pour 9 cas sur 10, le recalage a été jugé satisfaisant. Les résultats insuffisants obtenus pour le dernier cas sont

vraisemblablement dûs à des artefacts de l'image TEP. (Mäkelä et al., 2001a) proposent une évaluation de la précision du recalage. L'erreur de recalage, estimée en calculant la distance moyenne entre les surfaces segmentées en TEP et en IRM, est de l'ordre de 3 mm en moyenne avec un maximum de 4 mm. Ces valeurs sont indicatives, la quantification des performances de l'algorithme de recalage étant intimement liée à la qualité de la segmentation des surfaces du thorax. En supposant la segmentation correcte, la distance entre surfaces après recalage constitue cependant un indice utile pour détecter les cas d'échecs. Nous travaillons actuellement à une validation plus précise grâce à des images de simulation (un simulateur TEP permet de créer des images de captation glucidique à partir d'une image IRM segmentée et labellisée).

Les méthodes de recalage iconiques, comme celles basées sur des critères de similarités statistiques (information mutuelle, rapport de corrélation) sont une alternative possible pour déterminer les paramètres de recalage entre TEP d'émission et IRM transverse. Un recalage direct de l'image TEP d'émission sur l'image par RM anatomique en petit-axe par des méthodes iconiques est envisageable à condition de sélectionner une région d'intérêt dans l'IRM, car seul le muscle cardiaque est visible dans l'image TEP, alors que l'image par RM en petit-axe contient d'autres structures anatomiques, comme une partie du foie, des poumons, du thorax,...

Une autre limitation majeure de la précision du recalage TEP-IRM est la résolution spatiale liée à l'instrumentation en TEP, qui se situe habituellement entre 4 et 10 mm (Hartiala and Knuuti, 1995). Cette précision est une limite inférieure de la résolution de la méthode. En MCG, la précision varie de 5 à 25 mm ; cette précision a été estimée en comparant les résultats de localisation obtenus en MCG avec des informations fournies au cours d'exams chirurgicaux, et autres manipulations invasives, ou en les confrontant avec des connaissances sur la physiologie (IRM, radiographies). La capacité de la MCG à localiser des dipôles de courant artificiels a été démontrée sur des fantômes réalistes de thorax. Des précisions de l'ordre de 5 à 10 mm ont été relevées, en MCG comme en ECG (Fenici et al., 1998).

Nous avons mentionné en section 4.2.3 le problème de la correspondance temporelle entre les images TEP et les IRM utilisées. Nous avons alors fait l'hypothèse que l'image RM correspondant le mieux à la TEP d'émission obtenue par intégration temporelle, était celle de l'instant télé-diastolique. Cette hypothèse, couramment admise dans la pratique clinique, peut être source d'erreurs au niveau du recalage, du fait des différences sensibles de forme des organes dans chacune de ces images. La correspondance temporelle pourrait être améliorée en utilisant des images TEP synchronisées sur l'ECG (ECG-gated). Les techniques de recalage non rigide permettent de compenser les écarts de forme, mais doivent être mis en œuvre avec circonspection. Pour des cas pathologiques par exemple, les "trous de concen-

tration" observables dans les images de métabolisme ne doivent pas forcément déclencher la déformation de l'image anatomique.

La segmentation des images anatomiques basée sur le modèle bi-ventriculaire déformable a donné de bons résultats sur les deux cas présentés (figure 4.18). Cette étape, indépendante des autres, est importante, car elle permet de fournir un modèle anatomique spécifique au patient, à partir duquel divers paramètres peuvent être déduits (volumes, masses,...). De plus, elle conditionne la sélection des régions d'intérêt pour l'estimation des paramètres fonctionnels de métabolisme et d'activité électrique. La précision de la méthode est discutée au chapitre 3, notamment en comparant les résultats de segmentation automatique avec des tracés manuels d'experts. Dans le cadre de cette étude, les images par RM ont été acquises avec des séquences TurboFlash. Les nouvelles séquences d'acquisition (TrueFISP, bFFE, Fiesta) apportent une qualité d'image supérieure en termes de contraste et de résolution, et par là-même, sont susceptibles d'améliorer les résultats de segmentation.

Nous avons proposé une approche géométrique simple pour l'extraction de la surface médiane du VG. C'est un moyen rapide et efficace d'obtenir des cartographies surfaciques 3-D fonctionnelles du VG. Bolson et al. (1995) ont introduit une technique appelée *centersurface*, permettant de reconstruire une surface à mi-paroi, à partir d'une tétrahédrisation de la paroi. La surface médiane est alors construite en joignant les centres de gravité des tétraèdres. Il serait intéressant de comparer nos résultats à ceux que l'on pourrait obtenir par cette méthode. Par ailleurs, nous nous sommes limités à une représentation surfacique des fonctions cardiaques. Nous projetons de tirer profit du caractère volumique du modèle pour estimer le métabolisme dans toute l'épaisseur de la paroi du muscle.

Nous envisageons également d'intégrer d'autres types de données complémentaires. Behloul et al. (2001) ont par exemple montré l'intérêt de combiner des indices de déformation maximale issues de l'IRM de marquage tissulaire, et l'activité métabolique issue des images en TEP, pour l'estimation de la viabilité des tissus myocardiques. Il serait donc très intéressant d'étendre notre approche à la fonction contractile, ou encore la perfusion (IRM de perfusion, TEP). D'autres modalités, telles que l'ECG multi-canaux, la TEMP, méritent également d'être considérées dans le même contexte. La combinaison automatisée d'informations provenant des différentes modalités ouvre de nouvelles perspectives pour la compréhension du fonctionnement complexe du coeur, et plus particulièrement des pathologies ischémiques.



## Conclusion et perspectives

L'utilisation d'un modèle a priori tri-dimensionnel du cœur pour l'analyse d'images cardiaques nous semble être une voie prometteuse. Dans le contexte de la segmentation, le principe du gabarit élastique déformable nous rapproche en quelque sorte d'une réalité biologique. L'information anatomique est intégrée dans notre modèle géométrique 3-D bi-cavités du cœur. Un tel gabarit nous permet de contraindre de manière forte le processus de segmentation. De plus, le modèle de déformation que nous utilisons, inspirée de la mécanique des milieux continus, et plus précisément de la théorie de l'élasticité est un premier pas vers une modélisation réaliste des tissus du myocarde. Dans le même esprit, nous avons introduit une technique de régularisation des interfaces du modèle, en partant de considérations sur la biomécanique du cœur. Nous avons fait l'hypothèse que la paroi cardiaque peut être représentée de manière macroscopique par une couche centrale épaisse isotrope, entourée de couches fines périphériques composées de fibres. Nous avons exploité l'idée de la rigidification du bord du modèle entraînée par l'influence de ces fibres le long des surfaces endo- et épicaardiques, pour formuler des conditions aux limites sur la couche centrale et par conséquent régulariser les déformations de son bord.

Nous avons par ailleurs apporté des améliorations au gabarit élastique déformable en proposant de nouveaux schémas numériques intervenant dans le processus de minimisation de l'énergie. Nous avons montré que la prise en compte de la non-linéarité géométrique permet d'obtenir des déplacements importants. La deuxième idée originale consiste à introduire une contrainte de champ de forces nul dans la formulation variationnelle. L'ajout de cette contrainte améliore de façon significative la convergence du modèle vers les zéros du champ, qui doivent correspondre spatialement aux structures à segmenter. Lorsque les changements de forme sont importants, le simple déplacement du maillage peut trouver ses limites, et la qualité du maillage influencer le résultat de la segmentation. Une stratégie possible pour remédier à ce problème serait d'effectuer un vrai remaillage, avec décimation et raffinement. Une collaboration avec l'équipe de Timothy Baker du Mechanical and Aerospace Engineering Department de l'université de Princeton est envisagée pour tester l'apport des techniques de maillage mobile dans le cadre de la segmentation par modèles volumiques déformables. L'évaluation de l'approche de segmentation, menée aussi bien sur des cas de simulation (objets de synthèse), que sur des images réelles (images cardiaques par RM et images ultraso-

nores), permet d'apprécier la précision et la robustesse de la méthode. Les résultats satisfaisants obtenus sur les images par RM cardiaques acquises sur des patients nous encourage à procéder à une validation à plus grande échelle. Les progrès récents en IRM permettent d'appréhender l'anatomie cardiaque avec de plus en plus de précision. Nous travaillons actuellement à la validation de la méthode sur des images de meilleure qualité en terme de résolution et de contraste (séquence TrueFisp, Siemens Sonata 1.5T).

Nous avons également exploité le modèle de gabarit élastique déformable pour l'obtention d'un modèle anatomo-fonctionnel du cœur spécifique au patient. Dans ce but, nous avons développé une méthode de recalage affine modèle-données qui fournit à l'algorithme de segmentation une bonne initialisation.

La question de la mise en correspondance d'images cardiaques multimodales est finalement abordée. Nous avons développé avec nos partenaires finlandais une méthodologie générale de mise en correspondance basée sur des modèles anatomiques dont l'objectif est de fournir un modèle anatomo-fonctionnel du cœur de chaque patient. Cette stratégie met en œuvre des techniques de segmentation et de recalage rigide des structures thoraciques d'une part, et la segmentation et le recalage affine d'images du cœur d'autre part. Nous avons abouti à un modèle intégrant anatomie, métabolisme glucidique et activité électrique, et qui permet d'ores et déjà d'envisager de nouvelles études physio-pathologiques très intéressantes. De plus, d'autres modalités (imagerie de perfusion en IRM ou TEP, TEMP, échographie) peuvent être intégrés suivant le même principe, ce qui laisse présager d'une véritable imagerie cardiaque intégrative basée sur les modèles pour un meilleur diagnostic et un meilleur traitement des pathologies du cœur.

## Annexe A

# Expression des conditions de bord par la méthode des éléments finis

La contrainte normale représentant l'action des couches fines périphériques de fibres peut être représentée par le vecteur  $\sigma_n^r$  tel que

$$\sigma_n^r = \begin{pmatrix} 2\mu_b & 0 & 0 \\ 0 & \mu_b & 0 \\ 0 & 0 & \mu_b \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_n \\ u_{t_1} \\ u_{t_2} \end{pmatrix} \quad (\text{A.1})$$

Dans cette équation, le vecteur contrainte est exprimé dans un repère orthonormal local  $(\mathbf{n}, \mathbf{t}_1, \mathbf{t}_2)$  où  $\mathbf{n}$  est le vecteur normal unitaire à la surface  $\mathcal{S}$ , et les vecteurs  $\mathbf{t}_1$  et  $\mathbf{t}_2$  sont choisis dans le plan tangent à  $\mathcal{S}$ . Dans un tel repère, le vecteur déplacement a pour composantes  $(u_{t_1}, u_{t_2}, u_n)$ . Pour passer au repère cartésien global  $\mathcal{R}(\mathbf{O}, \mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2, \mathbf{x}_3)$ , on introduit la matrice  $\mathbf{A}$  telle que

$$\mathbf{A} = \mathbf{P}^{-1} \begin{pmatrix} 2\mu_b & 0 & 0 \\ 0 & \mu_b & 0 \\ 0 & 0 & \mu_b \end{pmatrix} \mathbf{P} \quad (\text{A.2})$$

où  $\mathbf{P}$  est la matrice de passage.

On note dans  $\mathcal{R}(\mathbf{O}, \mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2, \mathbf{x}_3)$  le déplacement

$$\mathbf{u} = \begin{pmatrix} u_{x_1} \\ u_{x_2} \\ u_{x_3} \end{pmatrix} \quad (\text{A.3})$$

L'équation (A.1) peut alors s'écrire

$$\sigma_n^r = \mathbf{A}\mathbf{u} \quad (\text{A.4})$$

Dans la méthode des éléments finis, la contribution des termes de bords est calculé sur l'ensemble des triangles de bord du maillage. Le déplacement  $\mathbf{u}$  en un point matériel  $\mathbf{x}$  est

alors approché avec des fonctions d'interpolation linéaire  $\phi_k$  :

$$\tilde{u}(x) = \sum_{k=1}^3 \phi_k(x) u(S_k) \quad (A.5)$$

où  $u(S_k)$  représente le déplacement au nœud  $k$  de la surface  $S$ .

La contribution élémentaire pour un triangle  $\tau$  est égale à

$$C_\tau = \int_\tau \sigma_n^r \cdot \tilde{u} \, d\tau = \int_\tau A \tilde{u} \cdot \tilde{u} \, d\tau \quad (A.6)$$

Avec  $(i, j = 1, 2, 3)$ ,  $j$  étant l'indice de coordonnée cartésienne,

$$C_\tau = \int_\tau A \left( \sum_{k=1}^3 \phi_k u(S_k) \right) \cdot \tilde{u} \, d\tau \quad (A.7)$$

$$= \int_\tau A \left( \sum_{k=1}^3 \phi_k u(S_k) \right) \cdot \left( \sum_{i=1}^3 \phi_i u(S_i) \right) \, d\tau \quad (A.8)$$

$$= \sum_{k=1}^3 \sum_{i=1}^3 A u(S_k) \cdot \left( \int_\tau \phi_k \phi_i \, d\tau \right) u(S_i) \quad (A.9)$$

$$= \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 \sum_{k=1}^3 \left( A u(S_k) \right)_j \left( \int_\tau \phi_k \phi_i \, d\tau \right) u_j(S_i) \quad (A.10)$$

$$= \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 u_j(S_i) \sum_{k=1}^3 \left( \int_\tau \phi_k \phi_i \, d\tau \right) \left( A u(S_k) \right)_j \quad (A.11)$$

Cette équation peut s'écrire sous forme matricielle. Nous obtenons finalement

$$C_\tau = U^t M_\tau \tilde{A} U \quad (A.12)$$

avec

$$\tilde{A} = \begin{pmatrix} A & 0 & 0 \\ 0 & A & 0 \\ 0 & 0 & A \end{pmatrix} \quad (A.13)$$

et

$$M_\tau = \begin{pmatrix} m_{11} & 0 & 0 & m_{12} & 0 & 0 & m_{13} & 0 & 0 \\ 0 & m_{11} & 0 & 0 & m_{12} & 0 & 0 & m_{13} & 0 \\ 0 & 0 & m_{11} & 0 & 0 & m_{12} & 0 & 0 & m_{13} \\ m_{21} & 0 & 0 & m_{22} & 0 & 0 & m_{23} & 0 & 0 \\ 0 & m_{21} & 0 & 0 & m_{22} & 0 & 0 & m_{23} & 0 \\ 0 & 0 & m_{21} & 0 & 0 & m_{22} & 0 & 0 & m_{23} \\ m_{31} & 0 & 0 & m_{32} & 0 & 0 & m_{33} & 0 & 0 \\ 0 & m_{31} & 0 & 0 & m_{32} & 0 & 0 & m_{33} & 0 \\ 0 & 0 & m_{31} & 0 & 0 & m_{32} & 0 & 0 & m_{33} \end{pmatrix} \quad (A.14)$$

avec

$$m_{ki} = \int_\tau \phi_k \phi_i \, d\tau \quad (A.15)$$

La matrice élémentaire  $\tilde{M}$  à assembler dans la matrice globale est donc  $\tilde{M}_\tau = M_\tau \tilde{A}$ .



# Bibliographie

- Amini, A. A., Weymouth, T. E., Jain, R. C., 1990. Using dynamic programming for solving variational problems in vision. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 12 (9), 855–867, [PC 7/31/96].
- Arun, K. S., Huang, T. S., Blostein, S. D., 1987. Least-squares fitting of two 3-D point sets. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 9 (5), 698–700.
- Bacharach, S., Douglas, M., Carson, R., Kalkowski, P., Freedman, N., Perrone, P., Bonow, R., 1993. Three-dimensional registration of cardiac positron emission tomography attenuation scans. *Computer Vision, Graphics and Image Processing* 34 (2), 311–321.
- Bajcsy, R., Kovacic, S., 1989. Multiresolution elastic matching. *Computer Vision, Graphics and Image Processing* 34, 1–21.
- Bardinet, E., Cohen, L. D., Ayache, N., July 1998. A parametric deformable model to fit unstructured 3-D data. *CVGIP : Computer Vision and Image Understanding* 71 (1), 39–54.
- Behloul, F., Lelieveldt, B. P. F., Boudraa, A., Janier, M., Revel, D., Reiber, J. H. C., December 2001. Neuro-fuzzy systems for computer-aided myocardial viability assessment. *IEEE Trans. Med. Imaging* 20 (12), 1302–1313.
- Besl, P. J., McKay, N. D., 1992. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 14 (2), 239–256.
- Bidaut, L., Vallee, J.-P., 2001. Automated registration of dynamic MR images for the quantification of myocardial perfusion. *Journal of magnetic resonance imaging* 13, 648–655.
- Bolson, E., Sheehan, F., ME, L., H, J., McDonald, J., Sampson, P., Martin, R., Bashein, G., Otto, C., 1995. Applying the centersurface model to 3-D reconstructions of the left ventricle for regional function analysis. In : *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society. Long Beach, CA, pp. 63–66.
- Bookstein, F. L., June 1989. Principal warps : Thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 11 (6), 567–585.

- Borgefors, G., 1986. Distance transformation in digital images. *Computer Vision Graphics and Image Processing* 48, 344–371.
- Borgefors, G., 1988. Hierarchical chamfer matching : A parametric edge matching algorithm. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 10 (6), 849–865.
- Cai, J., Chu, J., Recine, D., Sharma, M., Nguyen, C., Rodebaugh, R., Saxena, A., Ali, A., 1999. CT and PET lung image registration and fusion in radiotherapy treatment planning using the chamfer-matching method. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 43 (4), 883–891.
- Canny, J., November 1986. A computational approach to edge detection. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 8 (6), 679–698.
- Carrillo, A., Duerk, J., Lewin, J., Wilson, D., 2001. Semiautomatic 3-D image registration as applied to interventional MRI liver cancer treatment. *IEEE Trans. Med. Imaging* 19 (3), 175–185.
- Ciarlet, P., 1988. *Mathematical Elasticity, Vol.I : Three-Dimensional Elasticity*. North-Holland.
- Ciarlet, P. G., 1985. *Introduction à l'analyse numérique matricielle et à l'optimisation*. Collection Mathématiques appliquées pour la maîtrise. Masson.
- Cohen, L. D., Cohen, I., 1993. Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 15 (11), 1131–1147.
- Cootes, T. F., Edwards, G. J., Taylor, C., 1998. Active appearance models. In : *European Conference on Computer Vision*. Vol. 2. Springer, pp. 484–498.
- Cuisenaire, O., Macq, B., 1999. Fast euclidean distance transformation by propagation using multiple neighborhoods 76 (2), 163–172.
- Debreuve, E., Barlaud, M., Aubert, G., Laurette, I., Darcourt, ., 2001. Space-time segmentation using level set active contours applied to myocardial gated SPECT. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20 (7), 653–659.
- Declerck, J., Feldmar, J., Goris, M., Betting, F., 1997. Automatic registration and alignment on a template of cardiac stress and rest reoriented SPECT images. *IEEE Trans. Med. Imaging* 16 (6), 727–737.
- Destuynder, P., Saulin, M., 1996. *Mathematical analysis of thin plate models*. Mathematics and Applications Springer-Verlag, Berlin.

- Dey, D., Slomka, P. J., Hahn, L. J., Kloiber, R., 1999. Automatic three-dimensional multi-modality registration using radionuclide transmission CT attenuation maps : A phantom study. *J. Nucl. Med.* 40 (3), 448–455.
- Dydenko, I., Friboulet, D., D’hooge, J., B.Bijnens, Magnin, I. E., 2002. Towards ultrasound cardiac image segmentation based on the radiofrequency signal. *Med Image Anal*, to be published .
- Eberl, S., Kanno, I., Fulton, R., Ryan, A., Hutton, B., Fulham, M., 1996. Automated inter-study image registration technique for SPECT and PET. *J. Nucl. Med.* 37 (1), 137–145.
- El Gouch, M., 2002. Segmentation automatique d’images cardiaques en IRM, rapport de DEA. Tech. rep., Université Jean Monnet.
- Faber, T. L., McColl, R. W., Opperman, R. M., Corbett, J. R., Peshock, R. M., 1991. Spatial and temporal registration of cardiac SPECT and MR images : methods and evaluation. *Radiology* 179 (3), 857–861.
- Fenici, R., Nenonen, J., Pesola, K., Korhonen, P., Lötjönen, J., Mäkijärvi, M., Poutanen, V. P., Keto, P., Katila, T., 1998. Non-fluoroscopic localization of an amagnetic stimulation catheter by multichannel magnetocardiography. *PACE* 22, 1210–1220.
- Ferrant, M., Nabavi, A., Macq, B., Jolesz, F., Kikinis, R., Warfield, S., 2001. Registration of 3D intraoperative MR images of the brain using a finite element biomechanical model. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20 (12), 1384–1397.
- Fitzpatrick, J., Hill, D., Maurer, C., 2000. *Handbook of Medical Imaging*. Vol. 2. SPIE Press, Ch. Image registration, pp. 375–435.
- Frangi, A. F., Niessen, W. J., Viergever, M. A., 2001. Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images, a review. *IEEE Trans. Med. Imaging* 20 (1), 2–25.
- Fung, Y., 1993. *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, New York.
- Gallippi, C. M., Trahey, G. E., 2001. Automatic image registration for MR and ultrasound cardiac images. In : Insana, M. F., Leahy, R. M. (Eds.), *Lecture Notes in Computer Science 2082 : Information Processing in Medical Imaging, IPMI01*. Springer, pp. 141–147.
- Gee, J., 1999. On matching brain volumes. *Pattern Recognition* 31 (1), 99–111.
- Geerts, L., Bovendeerd, P., Nicolay, K., Arts, T., 2002. Characterization of the normal cardiac myofiber field in goat measured with mr-diffusion tensor imaging. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology* 283 (1), 139–145.

- Geiger, B., 1993. Three-dimensional modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning. Thèse de doctorat en sciences, École Nationale Supérieure des Mines de Paris, France.  
URL [http : //www.inria.fr/rrrt/tu-2105.html](http://www.inria.fr/rrrt/tu-2105.html)
- Geiger, D., Gupta, A., Costa, L. A., Vlontzos, J., March 1995. Dynamic programming for detecting, tracking and matching deformable contours. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 17 (3), 294–302.
- George, P. L., 1997. Improvements on delaunay-based three-dimensional automatic mesh generator. *Finite Elements in Analysis and Design* 25, 297–317.
- Gilardi, M., Rizzo, G., Savi, A., Fazio, F., 1996. Registration of multi-modal biomedical images of the heart. *Q. J. Nucl. Med.* 40 (1), 142–150.
- Gilardi, M. C., Rizzo, G., Savi, A., Landoni, C., Bettinardi, V., Rossetti, C., Striano, G., Fazio, F. N., December 1998. Correlation of SPECT and PET cardiac images by a surface matching registration technique. *Computerized Medical Imaging and graphics* 22, 391–398.
- Grevera, G., Udupa, J., 1998. An objective comparison of 3-D image interpolation methods. *IEEE Trans. Med. Imaging* 17 (4), 642–652.
- Grevera, G. J., Udupa, J. K., December 1996. Shape-based interpolation of multidimensional grey-level images. *IEEE Trans. Med. Imaging* 15 (6), 881–892.
- Haber, I., Metaxas, D., Axel, L., 2000. Three-dimensional motion reconstruction and analysis of the right ventricle using tagged MRI. *Medical Image Analysis* 4 (4), 335–355.
- Hämäläinen, M., Nenonen, J., 1999. *Encyclopedia of Electrical Engineering*. Vol. 12. New York : Wiley & Sons, Ch. Magnetic Source Imaging.
- Hänninen, H., Takala, P., Mäkijärvi, M., Montonen, J., Korhonen, P., Oikarinen, L., Simeilius, K., Nenonen, J., Katila, T., Toivonen, L., 2001. Recording locations in multichannel magnetocardiography and body surface potential mapping sensitive for regional exercise-induced ischemia. *Basic Res. Cardiol.* 96, 405–414.
- Hartiala, J., Knuuti, J., 1995. Imaging of heart by MRI and PET. *Ann. Med.* 27, 35–45.
- Herk, M. V., 2000. *Handbook of Medical Imaging : Processing and Analysis*. Academic Press, Ch. Image registration using chamfer matching, pp. 515–527.
- Hoh, C., Dahlbom, M., Harris, G., Choi, Y., Hawkins, R., Philips, M., Maddahi, J., 1993. Automated iterative three-dimensional registration of positron emission tomography images. *J. Nucl. Med.* 34 (11), 2009–2018.

- Janier, M., 1998. Etude de la perfusion et du métabolisme myocardiques par la tomographie d'émission de positons et l'imagerie par résonance magnétique. Ph.D. thesis, Université Claude Bernard, Lyon 1.
- Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D., 1987. Snakes : Active contour models. *International Journal of Computer Vision* 1, 321–331.
- Kim, R., Aw, T., Bacharach, S., Bonow, R., 1991. Correlation of cardiac MRI and PET images using lung cavities as landmarks. In : *Proc. IEEE Conf. Computers in Cardiology*. pp. 49–52.
- Klein, G. J., Huesman, R. H., 2002. Four-dimensional processing of deformable cardiac PET data. *Medical Image Analysis* 6, 29–46.
- Klein, G. J., Reutter, B. W., Huesman, R. H., 2002. Four-dimensional affine registration models for respiratory-gated PET. *IEEE Trans. Medical Imag.* 48 (3), 756–760.
- Kyriacou, S. K., Davatzikos, C., Zinreich, S. J., Bryan, R. N., 1999. Nonlinear elastic registration of brain images with tumor pathology using a biomechanical model. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 18 (7), 580–592.
- Lauerma, K., Niemi, P., Hänninen, H., Janatuinen, T., Voipio-Pulkki, L., Knuuti, J., Toivonen, L., A., T. M. M., Mäkijärvi, Aronen, H. J., 2000. Multimodality MR imaging assessment of myocardial viability : combination of first-pass and late contrast enhancement to wall motion dynamics and comparison with FDG-PET. *Radiology* 217, 729–736.
- Lötjönen, J., Mäkelä, T., 2001. Elastic matching using a deformation sphere. In : Niessen, W., Viergever, M. (Eds.), *Lecture Notes in Computer Science 2208 : Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI01*. Springer, pp. 541–548.
- Lötjönen, J., Reissman, P.-J., Magnin, I. E., Katila, T., 1999. Model extraction from magnetic resonance volume data using the deformable pyramid. *Med. Image Anal.* 3 (4), 387–406.
- Lötjönen, J., Reissman, P.-J., Magnin, I. E., Nenonen, J., Katila, T., July 1998. A triangulation method of an arbitrary point set for biomagnetic problems. *IEEE Trans. Magn.* 34 (4), 2228–2233.
- MacLeod, R. S., Brooks, D. H., 1998. Recent progress in inverse problems in electrocardiology. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* 17 (1), 73–82.
- Maes, F., Collignon, A., Vandermeulen, D., Marchal, G., Suetens, P., 1997. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans. Med. Imaging* 16 (2), 187–198.

- Maes, F., Vandermeulen, D., Suetens, P., 1999. Comparative evaluation of multiresolution optimization strategies for multimodality image registration by maximization of mutual information 3 (4), 373–386.
- Maintz, J. B. A., Viergever, M. A., 1998. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis* 2 (1), 1–36.
- Mäkelä, T., Clarysse, P., Lötjönen, J., Sipilä, O., Lauerma, K., Hänninen, H., Nenonen, J., Knuuti, J., Katila, T., Magnin, I. E., 2001a. Understanding cardiac imaging techniques - from basic pathology to image fusion. Vol. 322. IOS Press, Ch. A Method for Registration of Cardiac Magnetic Resonance and Positron Emission Tomography Images for Assessing Myocardial Viability, pp. 155–165.
- Mäkelä, T., Clarysse, P., Sipilä, O., Pauna, N., Pham, Q. C., Katila, T., Magnin, I. E., 2002a. A review of cardiac image registration methods. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21 (9).
- Mäkelä, T., Pham, Q. C., Clarysse, P., Nenonen, J., Lötjönen, J., Hänninen, H., Lauerma, K., Knuuti, J., Katila, T., Magnin, I. E., 2002b. A 3-D model-based registration approach for the PET, MR an MCG cardiac data fusion. *Medical Image Analysis* , in press.
- Mäkelä, T. J., Clarysse, P., Lötjönen, J., Sipilä, O., Lauerma, K., Hänninen, H., Pyökkimies, E.-P., Nenonen, J., Knuuti, J., Katila, T., Magnin, I. E., 2001b. A new method for the registration of cardiac PET and MR images using deformable model based segmentation of the main thorax structures. In : Niessen, W., Viergever, M. (Eds.), *Lecture Notes in Computer Science 2208 : Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI01*. Springer, pp. 557–564.
- Mäkelä, T. J., Pham, Q. C., Clarysse, P., Lötjönen, J., Hänninen, K. L. H., Nenonen, J., Knuuti, J., Katila, T., Magnin, I. E., 2001c. A 3-D model-based approach for the PET-functional and MR-anatomical cardiac imaging data fusion. In : Katila, T., Magnin, I., Clarysse, P., Montagnat, J., Nenonen, J. (Eds.), *Lecture Notes in Computer Science 2230 : First International Workshop on Functional Imaging and Modeling of the Heart, FIMH 2001*. Springer, pp. 83–90.
- Malassiotis, S., Srinivas, M., 1999. Tracking the left ventricle in echocardiographic images by learning heart dynamics. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 18 (3), 382–390.
- Malladi, R., Sethian, J. A., Vemuri, B. C., February 1995. Shape modeling with front propagation : A level set approach. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 17 (2), 158–175.
- Maurer, C., Fitzpatrick, J. M., 1993. A review of medical image registration. *Interactive image-guided neurosurgery* , 17–44.

- Maurer, C., Raghavan, V., Qi, R., 2001. A linear time algorithm for computing the euclidean distance transform in arbitrary dimensions. In : *Information Processing in Medical Imaging (IPMI 2001)*. Springer, Davis, CA, USA.
- McInerney, T., Terzopoulos, D., 1995. A dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4-D image analysis. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 19 (1), 69–83.
- McInerney, T., Terzopoulos, D., 1996. Deformable models in medical image analysis : a survey. *Med. Image Anal.* 1 (2), 91–108.
- Meijering, E., Niessen, W., Viergever, M., 2001. Quantitative evaluation of convolution-based methods for medical image interpolation. *Medical Image Analysis* 5 (2), 111–126.
- Mitchell, S., Lelieveldt, B., Van der Geest, R., Bosch, H., Reiber, J., Sonka, M., 2001. Multistage hybrid active appearance model matching : segmentation of left and right ventricles in cardiac MR images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20 (5), 415–423.
- Montagnat, J., Delingette, H., 2000. Space and time shape constrained deformable surfaces for 4D medical image segmentation. In : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'00)*. Vol. 1935 of *Lecture Notes in Computer Science (LNCS)*. Springer, pp. 196–205.
- Montagnat, J., Delingette, H., 2001. A review of deformable surfaces : topology, geometry and deformation. *Image and Vision Computing* 19 (14), 1023–1040.
- Montonen, J., Ahonen, A., Hämäläinen, M., Ilmoniemi, R., Laine, P., Nenonen, J., Paavola, M., K. Simelius, K., Simola, J., Katila, T., 2000. Magnetocardiographic functional imaging studies in biomag laboratory. In : C. Aine et al (Ed.), *Biomag96, Proc. Tenth Internat. Conf. on Biomagnetism*. pp. 494–497.
- Nahrendorf, M., Hiller, K. H., Hu, K., Waller, C., Wiesmann, F., Ruff, J., Ertl, G., Haase, A., Bauer, W. R., 2001. In vivo assessment of rat hearts with and without myocardial infarction by cine nmr - comparison of the nmr method to invasive techniques and application to intervention studies. In : Katila, T., Magnin, I., Clarysse, P., Montagnat, J., Nenonen, J. (Eds.), *Lecture Notes in Computer Science 2230 : First International Workshop on Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH 2001)*. Springer, pp. 97–103.
- Nekolla, S., Ibrahim, T., Balbach, T., Klein, C., 2000. Understanding cardiac imaging techniques - from basic pathology to image fusion. IOS Press, Ch. Coregistration and fusion of cardiac magnetic resonance and positron emission tomography studies, pp. 144–154.

- Nekolla, S., Miethaner, C., Nguyen, N., Ziegler, S., Schwaiger, M., 1998. Reproducibility of polar map generation and assessment of defect severity and extent assessment in myocardial perfusion imaging using positron emission tomography. *Eur. J. Nucl. Med.* (25), 1313–1321.
- Nenonen, J., Pesola, K., Hänninen, H., K. Lauerma, K., Takala, P., Mäkelä, T. J., Mäkiärvä, M., Knuuti, J., Toivonen, L., Katila, T., 2001. Current-density estimation of exercise-induced ischemia in patients with multivessel coronary artery disease. *Journal of Electrocardiography* 34 (suppl.), 37–42.
- Neyran, B., Janier, M., Casali, C., Revel, D., Canet Soulas, E., 2002. Mapping myocardial perfusion with an intravascular mr contrast agent : robustness of deconvolutio methods at various blood flows. *Magnetic Resonance in Medicine* 48, 166–179.
- O'Donnell, T., Gupta, A., Boulton, T., 1995. The hybrid volumetric ventriculoid : a model for MR-SPAMM 3-D analysis. In : *Proceedings of the IEEE Computers in Cardiology*. pp. 5–8.
- Ohayon, J., Chadwick, R., 1988. Effects of collagen microstructure on the mechanics of the left ventricle. *Biophysical journal* 54, 1077–1088.
- Pallotta, S., Gilardi, M. C., Bettinardi, V., Rizzo, G., Landoni, C., Striano, G., Masi, R., Fazio, F., 1995. Application of a surface matching image registration technique to the correlation of cardiac studies in positron emission tomography by transmission images. *Physics in Medicine and Biology* 40, 1695–1708.
- Papademetris, X., Sinusas, A. J., Dione, D. P., Duncan, J. S., 2001. Estimation of 3D left ventricular deformation from echocardiography. *Medical Image Analysis* 5, 17–28.
- Park, J., Metaxas, D., Young, A. A., Axel, L., June 1996. Deformable models with parameter functions for cardiac motion analysis from tagged MRI data. *IEEE Trans. Med. Imaging* 15 (3), 278–289.
- Parthasarathy, V. N., Graichen, C. M., Hathaway, A. F., 1993. A comparison of tetrahedron quality measures. *Finite Elements in Analysis and Design* (15), 255–261.
- Pebay, P., Baker, T., Pousin, J., 2002. Dynamic meshing for finite element based segmentation of cardiac imagery. In : *Fifth world congress on Computational mechanics*. Vienna (to be published).
- Peckar, W., Schnörr, C., Rohr, K., Stiehl, H. S., 1999. Parameter-free elastic deformation approach for 2-D and 3-D registration using prescribed displacements. *Journal of Mathematical Imaging and Vision* 10 (2), 143–162.



- Pelizzari, C. A., Ghen, G. T. Y., Spelbring, D. R., Weichselbaum, R. R., Chen, C. T., 1989. Accurate three-dimensional registration of CT, PET and/or MR images of the brain. *J Comput Assist Tomogr* 13 (1), 20–26.
- Pesola, K., Lötjönen, J., Nenonen, J., Magnin, I., Lauerma, K., Fenici, R., Katila, T., 2000. The effect of geometry and topology differences in boundary element models on magnetocardiographic localization accuracy. *IEEE Trans. Biomedical Eng.* 47 (9), 1237–1247.
- Pham, Q. C., Vincent, F., Clarysse, P., Croisille, P., Magnin, I. E., 2001. A FEM-based deformable model for the 3-D segmentation and tracking of the heart in cardiac MRI. In : *Image and Signal Processing and Analysis (ISPA 2001)*. pp. 250–254.
- Pinet, F., Babuty, D., Carrier, L., Duperray, A., Grynberg, A., Loirand, G., Samuel, J. L., 2002. *Biologie et pathologie du coeur et des vaisseaux*. Médecine-Sciences. Flammarion.
- Pluim, J., Maintz, J., Viergever, M., 2000. Image registration by maximization of combined mutual information and gradient information. *IEEE Trans. Med. Imaging* 19 (8), 809–814.
- Péquignot, J., 2002. Optimisation géométrique locale de maillages tétraédriques, rapport de DEA., Tech. rep., INRIA Sophia-Antipolis, projets Epidaure-Sinus.
- Press, W. H., Teukolsky, S. A., Vetterling, W. T., Flannery, B. P., 1992. *Numerical Recipes in C : The art of scientific computing* 2nd Edition. Cambridge Univ. Press, Cambridge.
- Ranganath, S., 1995. Contour extraction from cardiac mri studies using snakes. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 14 (2), 328–338.
- Roche, A., Pennec, X., Malandain, G., Ayache, N., 1998. The correlation ratio as a new similarity measure for multimodal image registration. In : Wells, W. M., Colchester, A., Delp, S. (Eds.), *Lecture Notes in Computer Science 1496 : Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI98)*. Springer, pp. 1115–1124.
- Rognin, N. G., 2002. *Imagerie de contraste en échographie médicale*. Ph.D. thesis, INSA de Lyon.
- Rueckert, D., Burger, P., 1997. Geometrically deformable templates for shape-based segmentation and tracking in cardiac MR images. In : *Energy Minimization Methods in Computer Vision and Pattern Recognition*. Vol. 1223. Springer-Verlag, Venice, Italy.
- Saito, T., Toriwaki, J.-I., 1994. New algorithms for euclidean distance transformation of an n-dimensional digitized picture with applications. *Pattern Recognition* 27 (11), 1551–1565.
- Sarrut, D., 2000. *Recalage multimodal et plate-forme d'imagerie médicale à accès distant*. Ph.D. thesis, Université L. Lumière Lyon 2.

- Sermesant, M., Coudière, Y., Delingette, H., Ayache, N., Désidéri, J., 2001. An electro-mechanical model of the heart for cardiac image analysis. In : Niessen, W., Viergever, M. (Eds.), *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*. Vol. 2208 of *Lecture Notes in Computer Science (LNCS)*. Springer, pp. 224–231.
- Sermesant, M., Forest, C., Pennec, X., Delingette, H., Ayache, N., September 2002. Biomechanical model construction from different modalities : Application to cardiac images. In : Dohi, T., Kikinis, R. (Eds.), *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'02)*. Vol. 1 of *LNCS*. Springer, Tokyo, pp. 714–721.
- Shekhar, R., Zagrodsky, V., 2002. Mutual information-based rigid and nonrigid registration of ultrasound volumes. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21 (1), 9–22.
- Shi, P., Sinusas, A., Constable, R., Duncan, J., 1999. Volumetric deformation analysis using mechanics-based data fusion : applications in cardiac motion recovery. *International Journal of Computer Vision* 35 (1), 87–107.
- Siltanen, P., 1988. *Comprehensive Electrocardiology*. Oxford : Pergamon Press, Ch. Magnetocardiography.
- Sinha, S., Sinha, U., Czernin, J., Porenta, G., Schelbert, H., 1995. Noninvasive assessment of myocardial perfusion and metabolism : feasibility of registering gated MR and PET images. *Am. J. Roentgenol.* 36, 301–307.
- Slomka, P., Gilbert, A., Stephenson, J., Cradduc, T., 1995. Automated alignment and sizing of myocardial stress and rest scans to three-dimensional normal templates using an image registration algorithm. *J. Nucl. Med.* 36, 1115–1122.
- Slomka, P. J., Radau, P., Hurwitz, G. A., Dey, D., 2001. Automated three-dimensional quantification of myocardial perfusion and brain SPECT. *Computerized Medical Imaging and graphics* (25), 153–164.
- Staib, L., Duncan, J., 1996. Model-based deformable surface finding for medical images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 15 (5), 720–731.
- Storvik, G., 1994. A bayesian approach to dynamic contours through stochastic sampling and simulated annealing. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 16 (10), 976–986.
- Streeter, D., Spotnitz, H., Patel, D., Ross, J., Sonnenblick, E., 1969. Fiber orientation in the canine left ventricle during diastole and systole. *Circulation research* 24, 339–347.

- Tai, Y.-C., Lin, K., Hoh, C., Huang, S., Hoffman, E., 1997. Utilization of 3-D elastic transformation in the registration of chest X-ray CT and whole body PET. *IEEE Trans. Nucl. Med* 44 (4), 1606–1612.
- Terzopoulos, D., Metaxas, D., July 1991. Dynamic 3-D models with local and global deformations : Deformable superquadrics. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 13 (7), 703–714.
- Thévenaz, P., Ruttimann, U. E., Unser, M., 1998. A pyramid approach to subpixel registration based on intensity. *IEEE Transactions on Image Processing* 7 (1), 27–41.
- Thévenaz, P., Blu, T., Unser, M., 2000. Image interpolation and resampling. In : Bankman, I. (Ed.), *Handbook of Medical Imaging, Processing and Analysis*. Academic Press, San Diego CA, USA, Ch. 25, pp. 393–420.
- Thévenaz, P., Unser, M., 2000. Optimisation of mutual information for multiresolution image registration. *IEEE Trans. Med. Imaging* 9 (12), 2083–2099.
- Turkington, T., DeGrado, T., Hanson, M., R.E.Coleman, 1997. Alignment of dynamic cardiac PET images for correction of motion. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 44 (2), 235–242.
- Unser, M., Aldroubi, A., Eden, M., 1993a. B-Spline signal processing : Part I—Theory. *IEEE Transactions on Signal Processing* 41 (2), 821–833.
- Unser, M., Aldroubi, A., Eden, M., 1993b. B-Spline signal processing : Part II—Efficient design and applications. *IEEE Transactions on Signal Processing* 41 (2), 834–848.
- Vincent, F., 2001. Gabarits déformables élastiques pour la segmentation et le suivi de mouvement du coeur en imagerie par résonance magnétique. Ph.D. thesis, INSA Lyon.
- Vray, D., Discher, A., Lefloch, J., Mai, W., Clarysse, P., Pham, Q. C., Montagnat, J., Janier, M., 2002. 3-D quantification of ultrasound images : Application to mouse embryo imaging in vivo. In : *Proceedings of the IEEE International Ultrasonics Symposium*, in press. München, Germany.
- Waiter, G. D., Al-Mohammad, A., Norton, M. Y., Redpath, T. W., Welch, A., Walton, S., 2000. Regional myocardial wall thickening assessed at rest by ECG gated (18)F- FDG positron emission tomography and by magnetic resonance imaging. *Heart* 84, 332–333.
- Wells, W., Viola, P., Atsumi, H., Nakajima, S., Kikinis, R., 1996. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Med. Image Anal.* 1 (1), 35–51.
- Weng, J., Singh, A., Chiu, A., 1997. Learning-based ventricle detection from cardiac MR and CT images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 16 (4), 378–391.

- Woods, R., Cherry, S., Mazziotta, J., 1992. Rapid automated algorithm for aligning and reslicing PET images. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 17 (4), 620–633.
- Woods, R., Mazziotta, J., Cherry, S., 1993. MRI-PET registration with automated algorithm. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 17 (4), 536–546.
- Xu, C., Prince, J. L., March 1998. Snakes, shapes, and gradient vector flow. *IEEE Trans. Image Proc.* 7 (3), 359–369.
- Yu, J. N., Fahey, F. H., Gage, H. D., Eades, C. G., Harkness, B. A., Pelizzari, C. A., 1995. Intermodality, retrospective image registration in the thorax. *J. Nucl. Med.* 36 (12), 2333–2338.
- Zerhouni, E., Parish, D., Rogers, W., Yang, A., Shapiro, E. P., 1988. Human heart : tagging with MR imaging-a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology* 169, 59–63.
- Zienkiewicz, O., Taylor, R., 1987. *The Finite Element Method*. McGraw Hill Book Co.