

Analyse d'images IRM cardiaques marquées

Cardiac tagged MR images analysis

Laurent HERMAND¹, Aymeric HISTACE¹, Christine CAVARO-MENARD¹

¹LISA (UPRES-EA 2168) – Equipe Signal Image – Université d'Angers
62 avenue Notre Dame du Lac 49000 ANGERS

`christine.menard@univ-angers.fr`

Résumé - L'évaluation non invasive de la fonction cardiaque présente un intérêt majeur pour le diagnostic et le suivi de pathologies cardio-vasculaires. L'IRM cardiaque marquée (ou taggée) permet de mesurer des paramètres anatomiques et fonctionnels du myocarde. Ce protocole fait apparaître sur les images d'une séquence temporelle petit-axe une grille se déformant avec le myocarde. Le suivi de cette grille permet ainsi d'estimer le déplacement intra-myocardique. L'objectif de notre étude est d'automatiser le suivi de la grille et la détection des contours myocardiques sur des séquences temporelles petit-axe.

La méthode que nous avons développée pour le suivi de la grille utilise un modèle de contour actif et donne des résultats plus satisfaisants que ceux présentés dans la littérature (méthode plus robuste au bruit et aux discontinuités dues à la cavité cardiaque). La détection des contours endocardique et épicaudique est entièrement automatique et satisfaisante alors que la littérature fait toujours état de détection manuelle des contours lors de l'analyse des IRM cardiaques marquées.

Abstract - *The noninvasive evaluation of the cardiac function presents a big interest for the diagnosis of cardiovascular diseases. Cardiac tagged MRI allows the measurement of anatomical and functional myocardial parameters. This protocol generates a dark grid which is deformed with the myocardium on short-axis frames in a time sequence. Tracking the grid allows the displacement estimation in the myocardium. The work described in this paper aims to automate the grid tracking and the myocardial contours detection on short-axis time sequences.*

With regard to the grid tracking, the method we developed uses an active contour model and gives more satisfying results than those of previously reported methods (our method is less sensitive to noise and to discontinuities near the cardiac cavity). Endocardial and epicardial contours detection is entirely automated and correct, whereas previous published works always used manual contours detection in cardiac tagged MR images analysis.

I. Introduction

L'évaluation non invasive de la fonction cardiaque présente un intérêt majeur pour le diagnostic et le suivi de pathologies cardio-vasculaires. L'imagerie médicale constitue donc un outil privilégié d'investigation car elle peut donner accès à des informations à la fois morphologiques et dynamiques.

L'étude fonctionnelle du cœur a pour objectif la mesure de paramètres cliniques de nature anatomique (masse, volume...) ou de nature fonctionnelle (fraction d'éjection, déformation pariétale...) caractérisant principalement le ventricule gauche (VG), qui assure à lui seul 80% de la fonction cardiaque. L'évaluation tridimensionnelle de ces paramètres à l'échelon global et régional intéresse le clinicien pour le suivi des cardiopathies, notamment en présence d'infarctus du myocarde.

Plusieurs méthodes (impliquant différentes modalités d'imagerie) ont été développées afin de mesurer le mouvement intra-myocardique. Certaines méthodes exigent l'implantation chirurgicale de marqueurs dans la paroi myocardique et sont donc beaucoup trop invasives pour fonctionner en routine. Certaines modalités telles que l'échocardiographie ou l'angiographie permettent d'évaluer la cinétique pariétale, mais ne donnent pas d'information réelle de mouvement intra-myocardique. L'IRM de contraste de phase calcule la vitesse en un point de l'espace 3D, mais nécessite quatre acquisitions (une référence et 3 dimensions du mouvement). Ce procédé est peu exploité à cause de sa durée d'acquisition et sa sensibilité au bruit et aux erreurs de phase.

Le marquage tissulaire ou tagging est un protocole d'acquisition IRM proposé parallèlement par les équipes de E.Zerhouni (Johns Hopkins University, Baltimore) en 1988 et de L.Axel (University of Pennsylvania, Philadelphie) en 1989. Il présente l'avantage d'éviter les problèmes rencontrés par les techniques précédentes, mais son utilisation requiert obligatoirement un traitement informatique des séquences d'images. Un certain nombre de travaux ont été effectués concernant ce traitement, mais aucun n'a encore abouti à une automatisation complète de la mesure des paramètres cliniques.

Notre objectif consiste donc à développer une méthode visant à rendre cette mesure automatique par une localisation et un suivi entièrement automatique des lignes de tag et des contours myocardiques sur des séquences temporelles petit-axe d'images IRM marquées.

II. L'IRM cardiaque marquée

II.1 Principe de l'IRM cardiaque marquée

L'IRM cardiaque marquée (ou taggée) permet d'examiner le mouvement et la déformation intra-myocardique et donc d'évaluer la contraction régionale du myocarde. Cette technique d'acquisition est basée sur la superposition de plans de présaturation avant l'acquisition d'une séquence

temporelle d'images du myocarde. Etant donné que l'effet de saturation est une propriété des protons d'hydrogène, ces plans, appelés surfaces de tags, sont incrustés dans le tissu et vont se déformer avec le myocarde au cours du cycle cardiaque.

Sur une image, chaque ligne de tag est en fait l'intersection du plan de coupe avec une surface de tags. Elles apparaissent sous la forme de bandes sombres (fig.1). Le suivi temporel des tags sur une série de coupes obtenues à différentes phases du cycle cardiaque fournit donc les paramètres du mouvement intra-myocardique (fig.1), apportant de nouvelles informations à propos de la physiologie cardiaque normale et surtout permettant un diagnostic plus précis en cas de cardiopathies, comme le montre [Reichek99] (détection des altérations naissantes de la fonction myocardique, détection d'éventuelles zones contractiles dans la région infarctée).

Le processus de marquage créant les plans de saturation se fait juste avant l'acquisition de la première image de la série, en fin de diastole, afin de suivre au mieux la contraction durant la systole. Le contraste et la persistance du tag sont limités par le temps de relaxation T1.

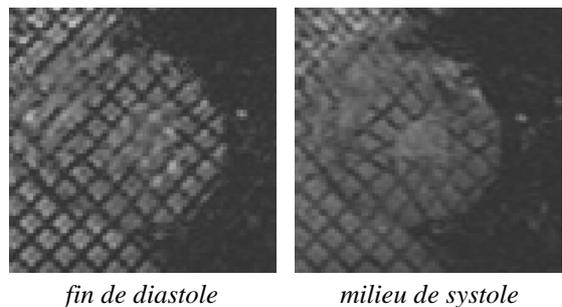


Figure 1 : Coupes petit-axe acquises au CHU d'Angers.

Le système d'acquisition du CHU d'Angers emploie la méthode SPAMM (SPAtial Modulation of Magnetization). Actuellement, le système permet une acquisition petit-axe sur 19 phases du cycle cardiaque pour chaque niveau de coupe. 7 niveaux de coupe sont généralement nécessaires pour étudier l'ensemble du VG. Deux ensembles orthogonaux de plans de saturation sont créés, eux-mêmes orthogonaux aux plans de coupe. Les lignes de tags sont approximativement orientées à 45° et à 135°, définissant sur chaque image un quadrillage (grille de tags) comme le montre la figure 1.

Toutes les coupes n'ont pas la même qualité ; les lignes de tag ne peuvent être observées correctement que sur les premières images de la séquence temporelle de par leur effacement rapide.

II.2 Etat de l'art sur le traitement des images IRM cardiaques marquées

II.2.1 Localisation et suivi de la grille de tags

De nombreux travaux concernant le suivi de la grille de tags sur les images petit-axe utilise les contours actifs (ou

snakes) [Amini98] [Kraitchman95] [Kumar94] [Radeva97] [Stuber98] [Urayama00] [Young95]. Les inconvénients communs à toutes ces méthodes utilisant la minimisation d'énergie pour la déformation du contour actif sont :

- leur sensibilité au bruit et à l'effacement des tags,
- leur mauvaise adaptation quand les tags sont proches d'un contour,
- la difficulté de suivi quand les tags se déforment beaucoup d'un instant t à l'instant $t+1$.

II.2.2 Localisation et suivi des contours

La seule étude concernant la détection automatique des contours endocardique et épicaudique a été réalisée sur des acquisitions avec des marquages radiaux [Guttman94]. Le marquage radial (fig.2) facilite la détection des tags de par les propriétés de rotation autour du centre de la cavité.

La détection automatique des contours myocardiques proposée par Guttman se fait en deux étapes. Un prétraitement élimine les tags grâce à un élément structurant agissant orthogonalement aux tags, pour obtenir une image proche d'une acquisition classique non marquée. La localisation précise des contours fait ensuite intervenir une recherche des contours par programmation dynamique.

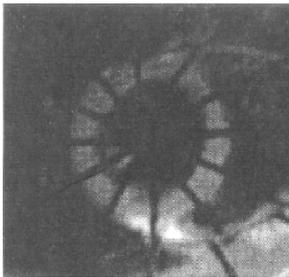


Figure 2 : Marquage radial

Cette méthode a été testée sur les images marquées en grille obtenues au CHU d'Angers en modifiant l'élément structurant, mais le marquage en grille n'est pas adapté à cette fermeture morphologique locale.

II.2.3 Logiciels existants

FINDTAGS

Un logiciel de segmentation et de suivi semi-automatique, FINDTAGS [Gutman97], a été développé par Guttman et al. à la Johns Hopkins University à Baltimore. Ce logiciel est gratuit et fonctionne sur station Silicon Graphics avec des images aux tags unidirectionnels (fig.3). Mais l'extraction correcte des données demande plusieurs heures de travail pour d'une part tracer manuellement les contours endocardique et épicaudique du VG, et d'autre part corriger les erreurs dans le suivi des plans de tags. Cette très forte interaction ne permet pas une utilisation en routine clinique de ce type de logiciel.

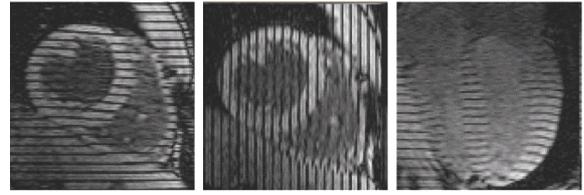


Figure 3 : 1^{ères} images de séries acquises à Johns Hopkins University à Baltimore

SPAMMVU

SPAMMVU [Kraitchman95] est un logiciel de segmentation et de suivi semi-automatique des intersections de la grille de tags développé sur station Silicon Graphics à la Pennsylvania University à Philadelphie. Ce logiciel n'est pas disponible. Cependant, notons que le fait de suivre uniquement les points d'intersections réduit la complexité algorithmique.

III. Méthodes développées

III.1 Localisation et suivi de la grille de tags

Les paramètres nécessaires en entrée du programme sont :

- l'espace initial en pixels entre deux lignes de tag parallèles (valeur donnée dans l'en-tête DICOM),
- la position des contours myocardiques sur chaque image (méthode développée en III.2).

Le suivi de la grille de tags que nous avons mis en œuvre est basé sur une grille de contours actifs (B-snakes) qui présente l'avantage de ne déplacer que les points d'intersections et de permettre l'intégration de propriétés de régularité par la définition d'une énergie interne, avec une modélisation continue et paramétrique [Amini98].

La grille de B-snakes est construite par interpolation par splines cubiques entre les points d'interpolation, qui sont également ses points d'intersection. Par la suite, nous les numérotions (i,j) : i est le numéro de la ligne, j est le numéro de la colonne dans la grille. Un modèle de contour actif (snake) permet alors de suivre dans le temps la grille de tags par minimisation d'énergie en modifiant la position de ces points d'interpolation.

III.1.1 Expression de l'énergie

L'énergie E associée à la position de la grille est exprimée comme la somme d'une énergie interne $E_{interne}$ et d'une énergie image E_{image} .

$$E = E_{interne} + E_{image}$$

Energie interne

L'énergie interne impose la régularité de l'ensemble de la grille. Pour notre application, nous avons choisi une somme

pondérée de deux termes définis par Urayama et al. [Urayama00].

$$E_{interne} = E_{esp} + E_{align}$$

- L'énergie E_{esp} assure un espacement régulier entre chaque point d'intersection (i,j) de la grille.

$$E_{esp} = \sum_{(i,j)} w_{esp}(i,j) \cdot \left[\left(\frac{1-r_1^2(i,j)}{1+r_1^2(i,j)} \right)^2 + \left(\frac{1-r_2^2(i,j)}{1+r_2^2(i,j)} \right)^2 \right] \text{ avec}$$

$r_k(i,j)$: rapport entre les distances séparant le point d'intersection (i,j) avec ses deux intersections connexes dans la direction k (k=1 pour 45° et k=2 pour 135°).

Nous pouvons noter que cette expression passe par un minimum (valeur 0) quand $r_1(i,j)=r_2(i,j)=1$ quelque soit (i,j), c'est-à-dire quand les points d'intersection sont régulièrement espacés.

- L'énergie E_{align} assure l'alignement des points d'intersection connexes sur chaque ligne de la grille.

$$E_{align} = \sum_{(i,j)} w_{align}(i,j) \cdot \left[\cos^2 \left(\frac{\theta_1(i,j)}{2} \right) + \cos^2 \left(\frac{\theta_2(i,j)}{2} \right) \right]$$

avec $\theta_k(i,j)$: angle formé par le point d'intersection (i,j) et ses deux points d'intersection connexes dans la direction k (k=1 pour 45° et k=2 pour 135°).

Nous pouvons noter que cette expression passe par un minimum (valeur 0) quand $\theta_1(i,j)=\theta_2(i,j)=180^\circ$ quelque soit (i,j), c'est-à-dire quand les points d'intersection situés sur une même ligne sont alignés.

Energie image

L'énergie image contrôle une attraction cohérente de la grille de splines vers la grille de tags. Nous l'avons définie comme étant la somme pondérée de deux termes.

$$E_{image} = E_{intensité} + E_{centre}$$

- L'énergie $E_{intensité}$ contrôle l'attraction de la grille de splines vers la grille de tags. Son évaluation nécessite donc une caractérisation des lignes de tag.

Afin de rendre la localisation des lignes de tags robuste au bruit et aux discontinuités dues à la cavité cardiaque, nous réalisons un filtrage dans l'espace de Fourier [Zhang96] [Groot99]. En effet, la visualisation dans l'espace de Fourier (par FFT) d'une image IRM marquée en grille, montre plusieurs pics correspondant à la fréquence des tags, ainsi que d'autres pics parasites (figure 4). Un filtrage dans cet espace (conservation uniquement des pics caractéristiques de la grille) et le retour dans l'espace image par FFT inverse permet d'obtenir des informations propres à la grille.

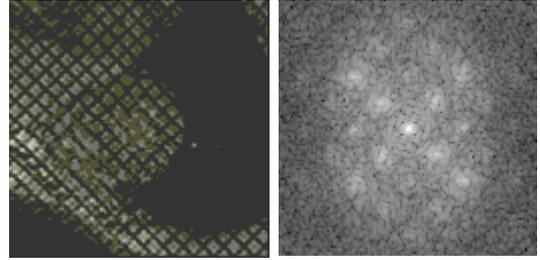


Figure 4 : Calcul de la FFT de l'image initiale (après fenêtrage de Hanning)

Afin d'intégrer ce filtrage dans l'expression de l'énergie image, nous avons défini les étapes suivantes d'extraction des tags (sur chaque image d'une séquence temporelle) :

- Une simple égalisation d'histogramme constitue un bon prétraitement avant le calcul de la FFT, évitant ainsi les problèmes de pics parasites et de brouillage entre les pics (fig.4 et 5).
- Le passage dans l'espace de Fourier fait apparaître les pics correspondant aux tags.

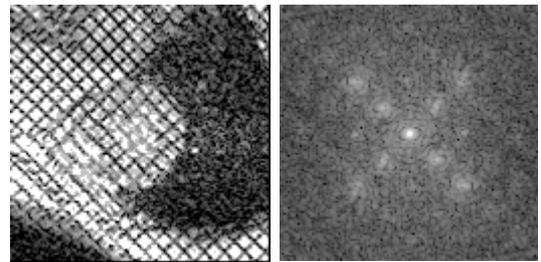


Figure 5 : Calcul de la FFT de l'image initiale après égalisation d'histogramme (et fenêtrage de Hanning)

- Le filtrage de la transformée de Fourier a été réalisé par deux masques établis automatiquement : Ces masques sont constitués d'ellipses contenant les pics dus aux tags, ainsi que du pic central. Les ellipses doivent avoir une taille suffisante pour contenir toutes les informations apportées par les tags, mais pas trop élevée pour n'extraire idéalement que les tags. De plus, la déformation des tags au cours de la séquence rend les pics de plus en plus larges dans le domaine fréquentiel. Comme dans [Zhang96], les axes des ellipses sont déterminés en ajustant des gaussiennes aux profils orientés à 45° et à 135° dans le spectre de Fourier. Le grand-axe et le petit-axe prennent chacun comme valeur quatre fois l'écart-type de la gaussienne correspondante, sans toutefois être inférieur à 12 pixels. Ces ellipses (1 à l'intérieur des ellipses, 0 ailleurs) sont lissées par un filtre passe-bas 3x3 pour éviter le phénomène de Gibbs.
- La FFT inverse permet de revenir dans l'espace image (fig.6b).
- Afin de mettre en évidence les tags (lignes sombres à 45° et à 135°), les images obtenues sont convoluées avec un masque de type dérivée seconde, dirigé orthogonalement aux lignes de tag extraites. Les valeurs les plus faibles sur les images I_1 et I_2 obtenues (fig.6c)

correspondent alors aux tags, ce qui permet la minimisation d'énergie.

L'énergie $E_{intensité}$ se base donc sur les intensités des images I_1 , I_2 et également $I_S=I_1+I_2$ (les intensités faibles de I_S déterminent alors la position des intersections de tags).

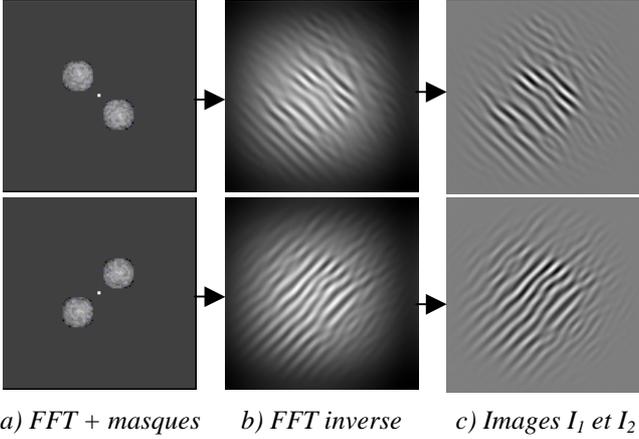


Figure 6 : Extraction des tags

$$E_{intensité} = \sum_{(i,j)} \left(w_{int1}(i,j) \cdot I_S(i,j) + w_{int2}(i,j) \cdot \left(\int I_1(\alpha_{i,j}(u)) du + \int I_2(\beta_{i,j}(v)) dv \right) \right)$$

avec $I_S=I_1+I_2$

$\alpha_{i,j}(u)$ arc de spline centré sur (i,j) et de direction 45°
 $\beta_{i,j}(v)$ arc de spline centré sur (i,j) et de direction 135°

Cette expression tient compte :

- de l'intensité de $I_S=I_1+I_2$ à la position des points d'intersections. Is possède en effet des intensités faibles au niveau des intersections des lignes de tags des images I_1 et I_2 . Minimiser le terme d'énergie $w_{int1} \cdot I_S(i,j)$ va ainsi attirer les intersections de la grille de B-snakes vers les intersections de la grille de tags.
- de l'intensité de I_1 (resp. I_2) le long des lignes interpolées de la grille orientées à 45° (resp. 135°). Nous utilisons donc les informations obtenues sur l'ensemble des lignes de tags grâce au terme pondéré par w_{int2} .

➤ L'énergie E_{centre} , que nous avons définie, va intégrer une connaissance « à priori » de la déformation du myocarde durant la systole : le mouvement de contraction (chaque point du myocarde est attiré vers le centre de la cavité).

$$E_{centre} = \sum_{(i,j)} w_{centre}(i,j) \cdot distance(\text{centre de la cavité}, (i,j))$$

L'expression de cette énergie tient donc compte de la distance des points d'intersection au centre de la cavité, défini comme le barycentre du contour endocardique.

III.1.2 Pondération des énergies

Toutes ces énergies $E_{intensité}$, E_{centre} , $E_{espacement}$ et $E_{alignement}$ possèdent dans leur expression des coefficients w_{int1} , w_{int2} , w_{centre} , $w_{espacement}$ et $w_{alignement}$, fonctions de (i,j) . Ces coefficients sont donc localement adaptatifs.

Comme nous pouvons déterminer si un point appartient au myocarde en utilisant les contours myocardiques, il devient possible de différencier les coefficients des points d'intersection appartenant au myocarde des coefficients des autres points. Dans la région intra-myocardique, les tags sont normalement visibles et se déforment, ce qui nous conduit à privilégier l'énergie image. En revanche, à l'extérieur du myocarde, la prépondérance de l'énergie interne permettra de conserver une forme correcte de la grille de B-snakes, même quand les tags ne sont pas visibles, notamment dans la région très sombre à droite du VG (correspondant au poumon).

Concernant les coefficients $w_{centre}(i,j)$, ce sont les connaissances de la contraction interne du myocarde pour un cœur sain qui nous permettent d'adapter leurs valeurs pour les points (i,j) du myocarde. Chaque point du myocarde est attiré vers le centre de la cavité d'autant plus fortement qu'il se trouve proche de l'endocarde. Les points d'intersections proche de l'endocarde auront alors un poids plus fort.

III.1.3 Minimisation d'énergie

L'énergie totale définie précédemment est exprimée comme la somme des valeurs d'une "fonction d'énergie" (égale à la somme pondérée des termes d'énergies de base) calculées en tous les points d'interpolation (i,j) de la grille.

Pour chacun des points d'interpolation, la fonction d'énergie s'exprime par $E(i,j)$:

$$E(i,j) = w_{esp}(i,j) \cdot E_{esp}(i,j) + w_{align}(i,j) \cdot E_{align}(i,j) + w_{int1}(i,j) \cdot E_{int1}(i,j) + w_{int2}(i,j) \cdot E_{int2}(i,j) + w_{centre}(i,j) \cdot E_{centre}(i,j)$$

$$\text{avec } E_{esp}(i,j) = \left(\frac{1-r_1^2(i,j)}{1+r_1^2(i,j)} \right)^2 + \left(\frac{1-r_2^2(i,j)}{1+r_2^2(i,j)} \right)^2$$

$$E_{align}(i,j) = w_{align}(i,j) \cdot \left[\cos^2\left(\frac{\theta_1(i,j)}{2}\right) + \cos^2\left(\frac{\theta_2(i,j)}{2}\right) \right]$$

$$E_{int1}(i,j) = I_S(i,j)$$

$$E_{int2}(i,j) = \int I_1(\alpha_{i,j}(u)) du + \int I_2(\beta_{i,j}(v)) dv$$

$$E_{centre}(i,j) = distance(\text{centre de la cavité}, (i,j))$$

La recherche de la position optimale des points d'interpolation à l'instant $t+1$ à partir des points solutions à l'instant t consistera à minimiser $E(i,j)$ en chaque point d'interpolation (i,j) .

Soit $P_t(i,j)$ la position d'un point d'interpolation (i,j) solution à l'instant t , donc correspondant idéalement à la position d'une intersection de tags à l'instant t . L'objectif est de déterminer $P_{t+1}(i,j)$ en se déplaçant à partir de $P_t(i,j)$:

- La recherche de $P_{t+1}(i,j)$ commence par le calcul des valeurs des énergies E_{int1} , E_{int2} , E_{centre} , E_{esp} et E_{align} en chaque point d'un voisinage $N \times N$ constituant une fenêtre de recherche autour de $P_t(i,j)$ sur l'image à l'instant $t+1$, N étant paramétrable. Pour notre étude, N a été fixé de façon empirique à 5. La valeur $N=3$ est trop faible : la fenêtre de recherche ne contient alors pas toujours les pixels qui attireraient $P_t(i,j)$ vers $P_{t+1}(i,j)$, surtout si les tags se déforment beaucoup. La valeur $N=7$ donne sensiblement les mêmes résultats que la valeur $N=5$, mais augmente le temps de calcul.
- Pour chaque énergie, une normalisation locale suivie d'une inversion est effectuée. L'étalement local des valeurs entre 0 et 100 permet aux énergies de base (E_{int1} , E_{int2} , E_{centre} , E_{esp} et E_{align}) de prendre des valeurs comparables. L'inversion des valeurs permet d'augmenter la robustesse au bruit de la méthode en passant de la recherche par minimisation à la recherche d'un optimum (étape d).
- La somme pondérée des cinq énergies est calculée pour chaque point du voisinage.
- Le point d'interpolation, initialement à la position $P_t(i,j)$, prend alors la position du barycentre $B(i,j)$ du voisinage $N \times N$, ce qui augmente la robustesse de la méthode par rapport à un déplacement habituel vers le maximum.

Le déplacement de tous les points d'interpolation de la grille vers le barycentre associé constitue une itération de minimisation d'énergie de la grille. Pour définir la position optimale des points d'interpolation à l'instant $t+1$, il faut effectuer plusieurs itérations jusqu'à la quasi-stabilisation de la grille, qui correspondra idéalement à la grille de tags.

III.1.4 Localisation des tags sur la première image de la séquence

La première image de la séquence ne peut se servir de la solution de l'image précédente pour initialiser la grille de B-snakes avant de la déformer par minimisation d'énergie. Il nous a donc fallu développer une méthode qui nous donne une initialisation correcte. Cette méthode est basée sur l'utilisation d'une grille régulière qui sera déformée par minimisation d'énergie de façon à définir précisément les lignes de tags. Cette méthode ne peut s'appliquer qu'à la première image de la séquence temporelle. Les lignes de tags sont alors bien visibles et peu déformées.

Après seuillage de l'image, la transformée de Hough nous donne l'orientation exacte des tags. De plus, nous connaissons également l'espace en pixels entre deux tags consécutifs, noté L , ainsi que la position du myocarde dans l'image (paramètres d'entrée du programme). Toutes ces informations sont suffisantes pour construire une grille régulière, orientée suivant les tags et contenant le myocarde. Afin de la faire correspondre à peu près aux tags, mais sans la déformer, la grille est translatée de un à

$L/2$ pixels dans l'une des directions des tags. Pour chacune des positions, la somme des intensités des pixels de l'image situés sur cette grille est calculée, et la position correspondant au minimum est conservée. Le même traitement est effectué dans la direction orthogonale.

Cette translation rigide vers les intensités faibles permet d'approximer la position de la grille de tags par une grille régulière. Cette grille peut alors être considérée comme une initialisation avant les itérations de la minimisation d'énergie définie précédemment, c'est-à-dire comme une solution d'une image précédente fictive qui aurait été acquise au même moment que la création des plans de tags.

III.2 Localisation et suivi des contours myocardiques

Les propriétés observées sur une séquence temporelle IRM marquée telles que l'effacement rapide des tags dans la cavité cardiaque (dû à l'écoulement sanguin) et la mauvaise visibilité de l'épicarde au niveau du septum interventriculaire nous conduisent à localiser et suivre l'endocarde différemment de l'épicarde. Les deux méthodes développées ont pourtant un point commun : elles utilisent une "localisation approximative" en coordonnées polaires. Les paramètres d'entrée de l'algorithme sont :

- la position du centre de la cavité sur la première image de la séquence, déterminé de manière automatique,
- un angle d'ouverture vers le poumon, définissant une partie bien visible du contour épicaudique (à droite, du côté du poumon) et ayant pour sommet le centre de la cavité.

III.2.1 Localisation approximative des contours

La localisation approximative des contours myocardiques permet d'initialiser :

- le suivi par contour actif du contour épicaudique,
- la segmentation par croissance de région de l'endocarde.

Les différentes étapes que nous avons définies pour la localisation approximative des contours sont les suivantes :

- L'image originale est lissée en appliquant successivement deux filtrages gaussiens importants (masques 7×7 ou 9×9) dirigés suivant les orientations des tags. L'objectif de ce traitement consiste à éliminer presque totalement les tags (fig.7a).
- L'image lissée est représentée en coordonnées polaires (r,θ) , avec pour origine ($r=0$) le centre de la cavité. L'image obtenue subit ensuite un lissage dans la direction verticale (fig.7b).
- Les contours verticaux sont détectés par la méthode 'Shift+XOR', réalisant un OU exclusif (XOR) entre l'image originale et l'image décalée d'un pixel vers la gauche. L'opération logique XOR est effectuée sur la valeur binaire de l'intensité de chaque pixel (fig.7c).
- Un seuillage de l'image résultat permet d'obtenir une détection complète au niveau de l'endocarde, alors que l'épicarde n'est obtenu que dans sa partie définie par

l'angle d'ouverture vers le poumon. La partie non détectée est interpolée par une droite (fig.7c).

- e) Il suffit de revenir en coordonnées cartésiennes pour connaître la position (x,y) des points des contours alors détectés. Le contour épicaudique est alors échantillonné et modélisé par une spline afin d'optimiser son suivi par contour actif.

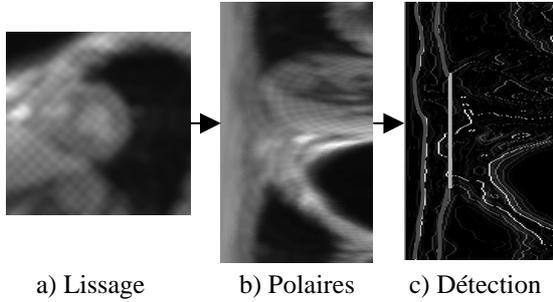


Figure 7 : Détection approximative des contours

III.2.2 Suivi du contour épicaudique

Le suivi du contour épicaudique sur les images de la séquence utilise un contour actif modélisé par une spline. Comme pour la grille de B-snakes, le contour est initialisé sur chaque image avec la solution de l'image précédente, et seuls les points d'interpolation se déplacent pour minimiser l'énergie. Dans notre application et pour la première image, c'est la détection approximative présentée dans le paragraphe précédent qui sert d'initialisation. Chaque point d'interpolation $P(i)$ étant défini par un numéro i , l'énergie s'exprime par :

$$E = E_{interne} + E_{image}$$

L'énergie interne $E_{interne}$ assure que le snake ne se déforme pas trop par rapport à sa position initiale avant minimisation. En effet, le contour épicaudique bouge peu lors d'une contraction.

$$E_{interne} = \sum_i w_{interne}(i) \text{distance}(P(i), P_{initiale}(i))$$

L'énergie image E_{image} assure une attraction cohérente de la spline vers le contour épicaudique.

$$E_{image} = \sum_i w_{image}(i) \int I_F(\alpha_i(u)) du$$

avec $\alpha_i(u)$ arc de spline centré sur $P(i)$

Cette énergie est basée sur l'intensité de l'image I_F obtenue après les traitements suivants :

- Une égalisation d'histogramme permet de rehausser les contrastes.
- Une fermeture morphologique en niveaux de gris, par un masque de taille égale à l'espace entre les lignes de tags (ici 5x5), permet d'éliminer les tags et de rendre le contour épicaudique continu, tout en le dégradant le moins possible du côté du poumon.

- Un lissage réduit les artefacts en blocs, apparus après la fermeture morphologique.
- Un filtrage gradient suivi d'une inversion des valeurs (méthode largement employée pour définir l'énergie image des contours actifs) donne des valeurs d'intensités faibles au niveau des discontinuités de niveaux de gris.

Les pondérations $w_{interne}$ et w_{image} s'adaptent localement :

- Pour les points d'interpolation à l'intérieur de l'angle d'ouverture vers le poumon est privilégié w_{image} car le contour est bien visible à cet endroit de l'image.
- Pour les autres points est privilégié $w_{interne}$ du fait de la mauvaise visibilité du contour (les gradients élevés ne correspondent pas forcément à l'épicaudique).

La minimisation d'énergie utilisée pour la détection de l'épicaudique se base sur la méthode développée pour le suivi de la grille de tags, sauf que la fenêtre de recherche pour chaque point d'interpolation est cette fois un segment 1D dirigé vers le centre de la cavité, afin d'éviter que les points ne se déplacent inutilement de façon circouférentielle.

III.2.3 Détection du contour endocardique

La détection du contour endocardique tient compte d'une propriété importante des images de la séquence : à l'intérieur de la cavité cardiaque, les tags s'effacent rapidement à cause de l'écoulement du sang. Sur la première image acquise juste après la phase de marquage, ils sont encore visibles, mais disparaissent dès la seconde image de la séquence. La cavité cardiaque est alors de plus en plus visible parce que le sang a une intensité forte sur les images. Nous allons donc exploiter cette particularité pour détecter le contour endocardique.

Sur la première image, les tags sont encore présents dans la cavité et ne permettent pas de réaliser une détection par croissance de région. Sur cette image, le contour endocardique sera donc celui obtenu par la détection approximative.

Pour les instants suivants, les tags ayant disparu, détecter la cavité (donc le contour endocardique) revient à détecter une région homogène de forte intensité. Un algorithme utilisant la croissance de région semble donc tout à fait approprié. Pour chaque image, les étapes de détection sont les suivantes :

- La position approximative du centre de la cavité est calculée en prenant le barycentre du contour endocardique détecté à l'instant précédent.
- Une détection approximative du contour en coordonnées polaires (paragraphe III.2.1) est réalisée à partir de ce centre.
- La région interne au contour détecté est érodée afin de servir de région initiale (germe) à la croissance de région.
- Un algorithme de croissance de région est appliqué à partir du germe défini précédemment. L'appartenance d'un pixel connexe est déterminé en calculant la

différence entre l'intensité du pixel et la moyenne de la région. Le critère d'appartenance est vérifié si cette différence est inférieure à un seuil d'appartenance. Tous les pixels connexes à la région sont inspectés avant d'inclure ceux qui vérifient le critère. A chaque itération (analyse des points connexes à la région précédente), la moyenne de la région est recalculée. Le seuil d'appartenance est calculé comme un pourcentage de la moyenne des intensités des pixels appartenant à la région. Il a été fixé empiriquement à 25% de la moyenne des intensités des pixels de la région. Un seuil à 20 ou 30% ne change pas le résultat.

IV. Résultats

IV.1 Localisation et suivi de la grille de tags

Implémenté sous Pv-Wave, le suivi de la grille de tags sur les 6 premières images de la séquence (fig.8) est d'environ 2 minutes sur un Pentium 933MHz à 512Mo RAM.

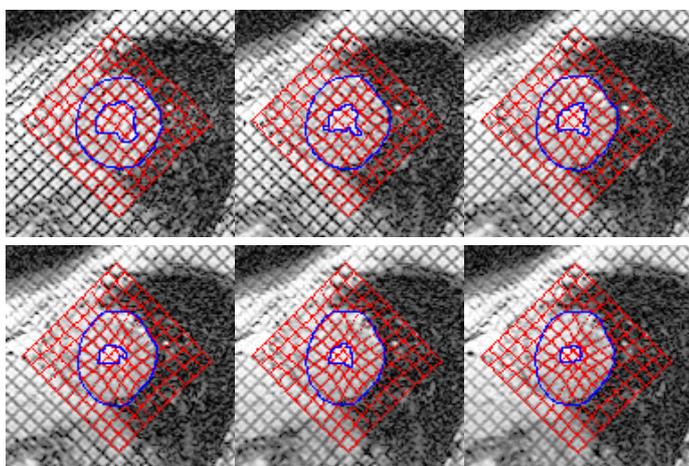


Figure 8 : Résultat du suivi de la grille de tags

Les valeurs des paramètres de pondération ont été définies de manière empirique en respectant néanmoins les règles suivantes : les points à l'intérieur du myocarde privilégient l'énergie image, alors que les points à l'extérieur du myocarde privilégient l'énergie interne.

Le suivi de la grille de tags est correct à l'intérieur du myocarde sur les 7 premières images de la séquence. A l'extérieur du myocarde, l'énergie interne assure une bonne régularité de la grille.

IV.2 Localisation et suivi des contours myocardiques

Concernant le contour endocardique, le seuil d'appartenance pour la croissance de région constitue la seule valeur numérique à fournir. Il a été fixé empiriquement à 25% de la moyenne des intensités des pixels de la région (un seuil à 20 ou 30% ne change pas le résultat). La détection du contour endocardique sur 8 images de la séquence prend

12s de temps de calcul sur un Pentium 933MHz à 512Mo RAM.

Implémentés sous Pv-Wave, la détection et le suivi du contour épicaudique sur 8 images de la séquence prend 30s de temps de calcul sur un Pentium 933MHz à 512Mo RAM.

La figure 9 affiche les contours détectés en rouge sur une série de 8 images dont l'histogramme a été égalisé afin d'améliorer la visibilité.

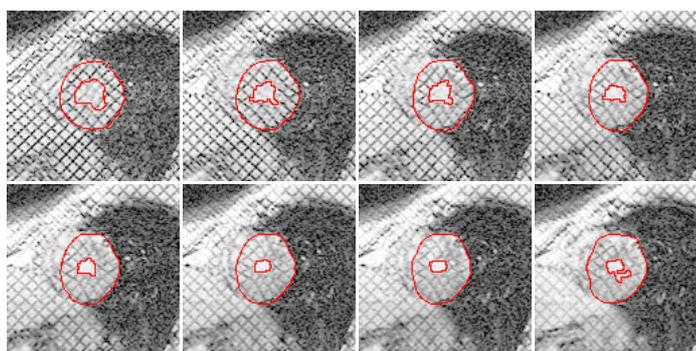


Figure 9 : Suivi des contours sur 8 images

La segmentation sur la première image semble bonne même si elle fait apparaître des contours lissés (endocarde) ou interpolés (épicaudique). Aux instants suivants, la détection du contour endocardique délimite une région homogène et de forte intensité correspondant à la cavité, ce qui est satisfaisant. La méthode, utilisant la croissance de région, montre pourtant ses limites lorsqu'elle est appliquée aux images plus bruitées, où les tags s'effacent et donc où les intensités de la cavité et des pixels non marqués du myocarde sont très similaires. Sur la figure 8, à partir de la 8ème image, la croissance de région n'est plus adaptée.

Le contour épicaudique a une déformation beaucoup plus limitée que le contour endocardique. Son suivi au cours de la séquence s'en trouve facilité, et il est tout à fait correct dans sa partie visible du côté du poumon. Au niveau du septum (du côté gauche sur les images), les résultats obtenus sont cohérents, mais restent à être évalués par un spécialiste sur des images de patients sains et pathologiques.

V. Discussion

Les premiers résultats obtenus sont très encourageants. Les tags sont toujours bien détectés sur les 7 premières images de la séquence, et la proximité des contours endocardique et épicaudique ne pose pas de problèmes particuliers au suivi. Ils restent néanmoins à faire évaluer ces résultats sur un nombre plus important d'acquisitions (de patients sains et pathologiques) par un cardiologue.

Les algorithmes de localisation et de suivi des contours myocardiques que nous avons développés sont

automatiques et adaptés à une acquisition classique d'IRM marquée (marquage suivant une grille et non pas unidirectionnel).

La définition de l'énergie image de la grille de contours actifs constitue un point sensible dans l'algorithme. Cette énergie mérite d'être complétée ou revue, notamment à cause des difficultés rencontrées quand les tags sont très déformés. Pour améliorer le résultat, une définition adaptative (en fonction du temps) du masque employé pour le filtrage de la FFT permettrait d'adapter sa forme à l'amplitude de la déformation des tags. De même, les pondérations n'ont pour l'instant été adaptées que localement et de façon empirique dans notre application. La mise en place d'un protocole de définition automatique des coefficients (fonction de la pathologie par exemple) en constituerait une amélioration.

Dans ce travail, la localisation et le suivi des tags et des contours ne s'appliquent qu'à des acquisitions petit-axe. Le calcul de paramètres locaux de déformation 3D passe pourtant nécessairement par l'analyse automatique des coupes grand-axe. Si le suivi des tags horizontaux sur ces images semble largement faisable, la détection des contours myocardiques paraît beaucoup plus complexe. Après la reconstruction 3D ou 4D, la collaboration avec les cardiologues sera capitale pour la définition des paramètres de déformation et surtout leurs modes de représentation, ainsi que pour une validation clinique des résultats.

VI. Conclusion

La méthode que nous avons développée pour le suivi de la grille utilise un modèle de contour actif et donne des résultats plus satisfaisants que ceux présentés dans la littérature (méthode plus robuste au bruit et aux discontinuités dues à la cavité cardiaque). La détection des contours endocardique et épicaudique est entièrement automatique et satisfaisante alors que la littérature fait toujours état de détection manuelle des contours lors de l'analyse des IRM cardiaques marquées.

Lors d'une validation clinique, les spécialistes devront évaluer ses résultats sur des acquisitions réalisées sur des cœurs pathologiques.

VII. Références

[Amini98] A.Amini, Y.Chen, R.Curwen, V.Mani et J.Sun, "Coupled B-snake grids and constrained thin-plate splines for analysis of 2-D tissue deformations from tagged MRI", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol.17, n°3, pp.344-356, 1998.

[Guttman94] M.Guttman, J.Prince et E.McVeigh, "Tag and contour detection in tagged MR images of the left ventricle", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol.13, n°1, pp.74-88, 1994.

[Guttman97] M.Guttman, E.Zerhouni et E.McVeigh, "Analysis of cardiac function from MR images", *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol.17, n°1, pp.30-38, 1997.

[Groot99] M.Groot Koerkamp, G.Snoep, A.Muijtjens, G.Kemerink, "Improving contrast and tracking of tags in cardiac magnetic resonance images", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol.41, pp.973-982, 1999.

[Kraitchman95] D.Kraitchman, A.Young, C.Chang et L.Axel, "Semi-automatic tracking of myocardial motion in MR tagged images", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol.14, n°3, pp.422-433, 1995.

[Kumar94] S.Kumar et D.Goldgof, "Automatic tracking of SPAMM grid and the estimation of deformation parameters from cardiac MR images", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol.13, n°1, pp.122-132, 1994.

[Radeva97] P.Radeva, A.Amini et J.Huang, "Deformable B-solids and implicit snakes for 3D localization and tracking of SPAMM MRI data", *Computer Vision and Image Understanding*, vol.66, pp.163-178, 1997.

[Reichek99] N.Reichek, "MRI Myocardial Tagging", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol.10, pp.609-616, 1999.

[Stuber98] M.Stuber, E.Nagel, S.Fischer, M.Spiegel, M.Scheidegger et P.Boesiger, "Quantification of the local heartwall motion by magnetic resonance myocardial tagging", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol.22, n°3, pp.217-228, 1998.

[Urayama00] S.Urayama, T.Matsuda, N.Sugimoto, S.Mizuta, N.Yamada et C.Uyama, "Detailed motion analysis of the left ventricular myocardium using an MR tagging method with a dense grid", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol.44, pp.73-82, 2000.

[Young95] A.Young, D.Kraitchman, L.Dougherty et L.Axel, "Tracking and finite element analysis of stripe deformation in magnetic resonance tagging", *IEEE transactions on medical imaging*, vol.14, n°3, pp.413-421, 1995.

[Zhang96] S.Zhang, M.Douglas, L.Yaroslavsky, R.Summers, V.Dilsizian, L.Fananapazir et S.Bacharach, "A Fourier based algorithm for tracking SPAMM tags in gated magnetic resonance cardiac images", *Medical Physics*, vol.23, n°8, pp.1359-1369, 1996.