ANALYSE d'IRM CARDIAQUES MARQUÉES : AUGMENTATION DE LA ROBUSTESSE DU SUIVI DE LA GRILLE DE TAG PAR DIFFUSION ANISOTROPE

TAGGED CARDIAC MRI ANALYSIS: INCREASE OF THE ROBUSTNESS OF THE FOLLOW-UP OF THE GRID OF TAGS BY ANISOTROPIC DIFFUSION

A. Histace¹, X. Bâty¹, C. Cavaro-Ménard¹, J-J. Le Jeune²

¹LISA CNRS FRE 2656, 62 avenue Notre Dame du Lac 49000 Angers-France ²CHU d'Angers- Hôpital Larrey-Service de Médecine Nucléaire 49000 Angers-France

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 both Short-Axis (SA) and Long-Axis (LA) frames in a time sequence. Tracking the grid allows the displacement estimation inside the myocardium. The work described in this paper aims to make robust the automatic tracking of the grid of tags on both SA and LA sequences. The method we developed uses an active contour model which energy image is built through an anisotropic parametred diffusion, optimized by a local preservation of the tags at the optimal scale. This approach allows to obtain satisfying results in term of precision but also in term of reproductibility.

INTRODUCTION

L'évaluation non invasive de la fonction cardiaque présente un intérêt majeur pour le diagnostic et le suivi de pathologies cardio-vasculaires. Utilisée en routine clinique, l'IRM cardiaque permet la mesure de paramètres anatomiques et fonctionnels du myocarde. Méthode d'acquisition plus récente, l'IRM cardiaque marquée permet quant à elle d'estimer le déplacement intra-myocardique et donc d'évaluer la contraction régionale du myocarde. Pour se faire, le protocole d'acquisition en IRM marquée fait apparaître sur les images des séquences temporelles Petit-Axe (PA) et Grand-Axe (GA) une grille se déformant avec le myocarde (Figure 1). 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 (Figure 1). Le suivi des tags sur une acquisition multi-coupes multi-phases permet mouvement intramyocardique, d'évaluer le 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 [1] (détection des altérations

naissantes de la fonction myocardique, détection d'éventuelles zones contractiles dans la région infarcie).



Figure 1 : Quelques images acquises en IRM cardiaque marquée.

<u>MÉTHODE</u>

De nombreux travaux concernant le suivi de la grille de tags sur les images PA utilisent les contours actifs (ou snakes) [2]. Les inconvénients communs de 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, et enfin la difficulté de suivi quand les tags se déforment de manière importante d'un instant t à l'instant t+1.

Dans le cadre de notre étude, l'extraction de l'information tag s'effectue par un rehaussement itératif de l'information de tag jusqu'à une échelle optimale. La détermination de cette échelle optimale et la spécificité du protocole d'acquisition en IRM marquées (effacement progressif des tags orientés selon un angle connu), amènent à la mise en place d'un modèle particulier de diffusion anisotrope [3] se dérivant d'un cadre variationnel générique plus large appliqué au traitement d'images bas niveau. Ce formalisme se fonde sur le principe de l'Information Physique Extrême (EPI), récemment développé par Frieden [4], [5] et a pour résultat fondamental l'équation de diffusion générale suivante :

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \frac{1}{2} (\nabla - A) (\nabla - A) I \qquad I(x, y, 0) = I_0(x, y) \quad (1)$$

avec I_0 l'image initiale et A un champ de vecteurs paramétrable.

Afin d'appliquer cette technique de diffusion aux séquences IRM cardiaques marquées acquises au CHU d'Angers, nous paramétrons l'équation (1) de la manière suivante :

$$A = \left(\left| \nabla I \right| \cos(\theta), \left| \nabla I \right| \sin(\theta) \right)^{t}$$
(2)

Le choix effectué pour le champ de vecteur **A** exprimé dans la base (i,j) de l'image, donne le caractère anisotrope de la diffusion. La pondération locale de cette diffusion est assurée par le calcul de la différence entre l'orientation du gradient et celle d'une grille a priori orientée selon les orientations principales θ des gradients des lignes de tag (45°, 135°, 225°, et 315°) et modélisée par le vecteur **A**.

RÉSULTATS

Les résultats de restauration des tags orientés à 45° sont présentés figure 2. Comme on peut le constater, le processus de diffusion entraîne une disparition des motifs non orientés dans la direction des lignes de tags. En revanche, l'information de tag orientée à 45° est préservée.



Figure 2 : Image originale, image préservée à 45°.

L'utilisation de ces images comme carte de potentiels dans un modèle de contours actifs tel que celui présenté dans [6] permet alors l'obtention de résultats de détection et de suivi de la grille de tag entre la télédiastole et la télésystole tout à fait satisfaisants. Cette méthode présente également l'avantage d'être robuste à un changement de séquence, dans le sens où aucune reparamétrisation importante de l'algorithme n'est nécessaire pour son utilisation sur différents patients, ce qui n'était pas le cas précédemment.



Figure 6 : Détection et suivi de la grille de tags entre la télédiastole et la télésystole sur une séquence PA

DISCUSSION

La méthode de détection et de suivi présentée dans cet article a été appliquée à 10 séries d'IRM cardiaques marquées multicoupes multiphases acquises au CHU d'Angers sur une antenne IRM Vision 1,5 Tesla de General Electric, pondérée en T1, pour un TR de 11 ms et un TE de 5,3 ms. L'espace intertags des grilles de marquage est de 1,1 cm.

Les résultats de détection et de suivi obtenus nous ont d'ores et déjà permis de calculer un certains nombres de paramètres de déplacements et de déformations caractérisant la contraction ventriculaire gauche (déplacements radiaux. circonférentiels, longitudinaux, déformations, cisaillement). L'exploitation de ces paramètres peut alors se faire sous forme d'une représentation segmentaire des valeurs moyennes calculées, ou bien sous forme d'une représentation dite en champs denses (Figure 3) permettant de mettre en évidence de manière plus locale les conséquences certaines pathologies cardiagues comme de l'infarctus du myocarde (transmuralité).



Figure 3 : Représentation en champ dense de l'intensité de la contraction radiale entre deux instants consécutifs de la séquence acquise.

<u>RÉFÉRENCES</u>

- [1] N. Reichek, '*MRI Myocardial Tagging*', Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 10, pp 609-616, 1999.
- [2] A. Amini Chen, Y., Elayyadi, M., et Radeva, P., 'Tag Surface Reconstruction and Tracking of Myocardial Beads from Spamm-Mri with Parametric B-Spline Surfaces', IEEE Trans Med Imaging, vol. 20, pp. 94-103, 2001.
- [3] P. Perona and J. Malick. 'Scale-space and edge detection using anistropic diffusion', IEEE Transcations on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12(7):629–639, 1990.
- [4] B.R. Frieden. *Physics from Fisher Information*. Cambridge University Press, 1998.
- [5] A. Histace, V.Courboulay, M. Ménard, C.Ménard, 'A New Paradigm for the Extraction of Information: Application to Enhancement of Visual Information in a Medical Application', Workshop SEIT, December 2003, Shanghaï.
- [6] L. Hermand, A. Histace, C. Cavaro-Ménard, 'Analyse d'images IRM cardiaques marquées', Actes du 13^{ème} congrès RFIA, Vol. 2, pp 443-451, Janvier 2002.