

# Détection et suivi des déformations intra-myocardiques en IRM cardiaque marquée

Aymeric HISTACE<sup>1</sup>, Vincent COURBOULAY<sup>2</sup>, Michel MÉNARD<sup>2</sup>, Christine CAVARO-MÉNARD<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés  
62, avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France

<sup>2</sup>Laboratoire Informatique - Image - Interaction  
Université de La Rochelle, Pôle Sciences et Technologie 17042 La Rochelle Cedex, France  
histace@istia.univ-angers.fr, vcourbou@univ-lr.fr,  
michel.menard@univ-lr.fr, 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 des séquences temporelles cardiaques Petit-Axe (PA) et Grand-Axe (GA) 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 de rendre robuste le suivi automatique de la grille de tags à la fois sur les séquences PA et aussi sur les séquences GA. La méthode que nous avons développée pour le suivi de la grille de tags utilise un modèle de contour actif dont l'énergie image se construit grâce à une diffusion anisotrope non linéaire paramétrée, optimisée par une détection locale des lignes de tags à l'échelle optimale. Cette approche permet l'obtention de résultats satisfaisants à la fois en terme de précision et de reproductibilité.

**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 a non linear anisotropic parametred diffusion, optimized by a local detection of the tags at the optimal scale. This approach allows to obtain satisfying results in term of precision but also in term of reproductibility.

## 1 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. 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 (cf. fig.(1)). Le suivi des tags sur une acquisition multi-coupes multi-phases permet d'évaluer le mouvement intra-myocardique, 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 [13](détection des altérations naissantes de la fonction myocardique, détection d'éventuelles zones contractiles dans la région infarctée).

De nombreux travaux concernant le suivi de la grille de tags sur les images PA utilisent les contours actifs (ou snakes) [1, 8, 10]. Les inconvénients communs de toutes ces méthodes, utili-

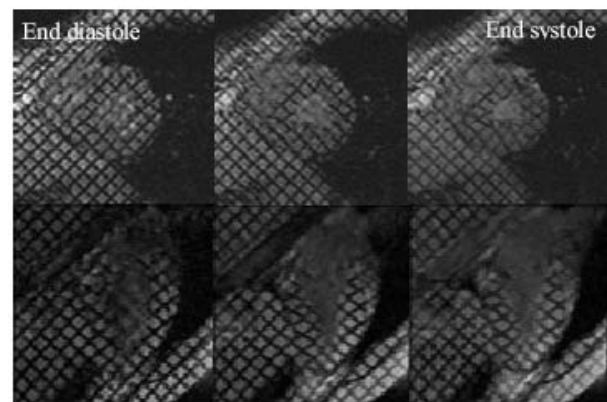


FIG. 1: Coupes Petit Axe (PA) et Grand Axe (GA) IRM cardiaques marquées acquises au CHU d'Angers

sant 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 [9], nous avons présenté une méthode de suivi fondée sur l'utilisation d'une grille de contours actifs à laquelle était associée une énergie particulière (cf. equ.(1)).

$$E_{total} = \alpha.E_{alignement}^{interne} + \beta.E_{espacement}^{interne} + \chi.E_{spectrale}^{externe} + \delta.E_{contraction}^{externe} \quad (1)$$

Les énergies internes imposent la régularité de l'ensemble de la grille. Dans le cadre de notre application, nous avons choisi une somme pondérée de deux termes définis par Urayama *et al* [14] dont la somme passe par un minimum lorsque les points sont alignés et régulièrement espacés.

Les énergies externes quant à elle assurent deux fonctions :

- Une attraction de la grille vers l'information image déterminée par filtrage adaptatif dans le domaine de Fourier [15],
- une cohérence du mouvement global des intersections avec le mouvement de contraction du myocarde, *i.e.* une contraction par rapport au centre de la cavité cardiaque.

L'énergie totale ainsi calculée, permet d'obtenir des résultats satisfaisants pour la détection et le suivi de la grille de tags puisque d'une part la méthode est automatique, et d'autre part la précision ne nécessite pas de modifications par les experts radiologues. Les résultats présentés dans [9] montrent, en terme de comparaison avec les méthodes classiquement citées dans la littérature, une optimisation du comportement vis-à-vis des problèmes cités plus haut.

Néanmoins, la méthode nécessite une estimation précise des poids donnés aux énergies d'attraction et de régularisation ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\chi$ ,  $\delta$ ). A titre d'exemple, une variation de 5% autour de la valeur donnée au poids de l'énergie spectrale conduit à une mauvaise détection en terme de précision et rend les résultats difficilement exploitables. De plus cette estimation est sensible à la séquence d'images traitée. Nous proposons donc dans cet article une approche par contours actifs s'appuyant sur une image énergie caractérisant le plus précisément et correctement possible la localisation des lignes de tags. Pour ce faire les lignes de tags sont estimées à l'échelle optimale, à partir des propriétés locales de la fonction niveaux de gris [11]. L'objectif est d'améliorer le processus de détection et de suivi des lignes de tags par un gain en terme de robustesse vis-à-vis des poids donnés aux énergies.

## 2 Extraction de l'information optimale

### 2.1 Equation générale

Dans le cadre de notre étude, l'extraction de l'information tag s'effectue par une détection de courbure fondée sur le calcul local de la matrice Hessienne et de ses valeurs et vecteurs propres 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 [12, 3, 4] 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 [7], et a pour résultat fondamental l'équation de diffusion générale equ.(2).

$$I(x, y, 0) = I_0(x, y)$$

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \frac{\hbar}{2} (\nabla_x - A_x, \nabla_y - A_y)^t \cdot (\nabla_x - A_x, \nabla_y - A_y)^t I + \phi I \quad (2)$$

avec  $A = (A_x, A_y)^t$  un champ de vecteurs,  $\phi$  un champ scalaire et  $\hbar$  une fonction paramétrable.

Ce nouveau cadre variationnel, élaboré dans le cadre méthodologique de la physique quantique et auquel est associé l'équation de Klein-Gordon avec champs, ou en limite, celle de Schrödinger avec champs [5], nous permet de tirer pleinement parti de l'acquisition IRM cardiaque marquée (plus précisément de la grille de tags) en la soumettant à une contrainte de ressemblance avec un modèle *a priori* (une grille régulièrement espacée). La mise en commun de ces deux sources d'information permet d'être optimal au sens d'un compromis entre imprécision et incertitude.

### 2.2 Application aux IRM marquées

Afin d'appliquer cette technique de diffusion aux séquences IRM cardiaques marquées acquises au CHU d'Angers, nous paramétrons l'équation (2) de la manière suivante :

$$\hbar = g(|\nabla G_{\sigma_{tag}(t)} * I|) \quad (3)$$

$$A_x = \nabla_x \cos(\theta) \vec{i} \quad (4)$$

$$A_y = \nabla_y \sin(\theta) \vec{j} \quad (5)$$

$$\phi I = \lambda(I - I_0) \quad (6)$$

L'équation (equ.(3)) permet de prendre en compte la disparition progressive des tags mise en évidence par l'équation (equ.(7)):

$$p(x) = 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \cdot e^{-\frac{4Ln2 \cdot x^2}{\sigma_{tag}(t)^2}} \quad (7)$$

Cette disparition se caractérise par un écrasement du profil gaussien des tags, fonction du temps de relaxation longitudinal  $T_1$  [6], ainsi que par une diminution de sa largeur initiale (l'écart-type  $\sigma_{tag}$  est une fonction décroissante du temps). Ainsi, en prenant,  $\sigma(t) = \sigma_{tag}(t)$  pour l'écart-type de la gaussienne  $G$  et  $g$  une fonction décroissante du type  $g(s) = \frac{1}{1+s}$ , une diffusion à l'échelle optimale (différente pour chaque temps  $t$  de la séquence IRM marquées) est assurée.

La choix effectué pour le champ de vecteur  $\vec{A}$  exprimé dans la base  $(\vec{i}, \vec{j})$  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  $\theta$  des tags ( $45^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $225^\circ$ , et  $315^\circ$ ) et modélisée par le vecteur  $\vec{A}$ . Pour chacune de ces 4 orientations possibles de  $\vec{A}$ , trois cas de diffusion peuvent alors être distingués : une diffusion isotrope lorsque le gradient local est orienté orthogonalement au vecteur  $\vec{A}$  (c.f. fig.(2a)), une diffusion anisotrope pour un gradient local orienté selon une position intermédiaire aux deux vecteurs (c.f. fig.(2b)), et enfin pas de diffusion pour une orientation similaire des deux vecteurs (c.f. fig.(2c)).

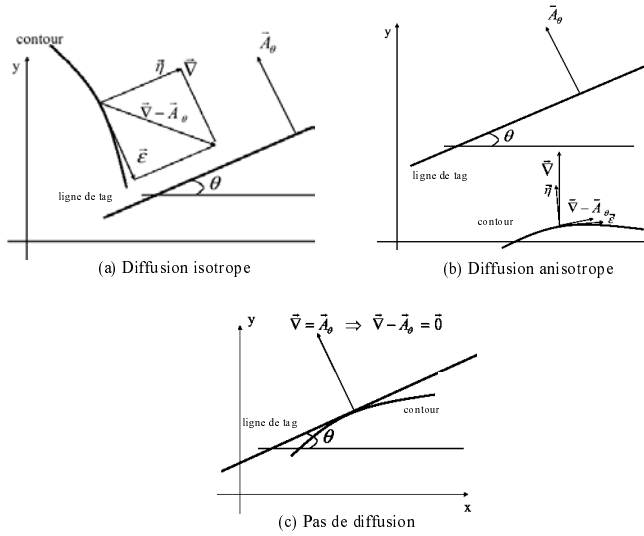


FIG. 2: Pondération de la diffusion

Afin d'effectuer pour chaque gradient local la diffusion adaptée à l'orientation la plus proche de l'information *a priori*, il suffit de choisir parmi les 4 possibilités du vecteur  $\vec{A}$  celle qui possède le plus petit angle avec le gradient.

Enfin, l'équation (equ.(6)) permet l'obtention d'une solution finale qui reste une bonne approximation de l'image initiale. Ce prétraitement fondé sur un formalisme original et récent [5], permet :

- de lisser l'image tout en préservant les structures des tags,
- et de restaurer l'image et les contours sur les IRM marquées, caractérisées par un rapport signal sur bruit médiocre.

### 2.3 Utilisation des contours actifs

L'application de notre méthode à la détection et au suivi des tags permet l'obtention d'une méthode fiable et précise en terme de localisation de la grille (c.f. fig.(3)).

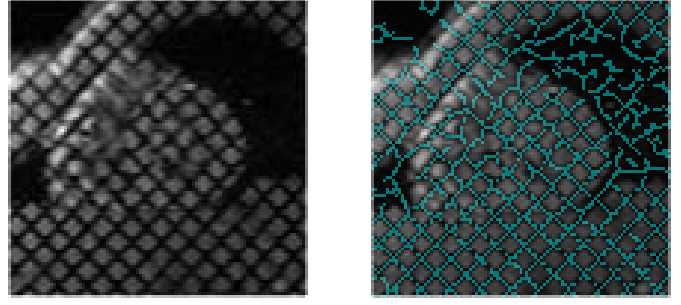


FIG. 3: Image originale et détection des tags sur la première image de la séquence

Néanmoins, au cours du temps, nous notons que certaines lignes de tags ne sont pas complètement détectées dans certaines zones (cf. fig. (4)) de par la qualité moyenne des IRM cardiaques marquées et l'effacement rapide des tags dans la cavité cardiaque (écoulement sanguin). Ceci nous oblige donc à ne considérer l'image résultat que comme une énergie externe [2] afin d'assurer une continuité de la détection des tags sur toute la zone du VG et ce sur toutes les images de la séquence (cf. fig. (5)).

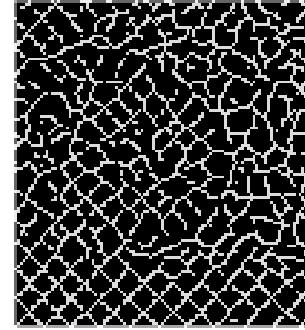


FIG. 4: Image énergie à  $t=3$

La minimisation d'énergie utilisée pour la détection de la grille de tags se base sur la méthode développée dans [9]. Chaque point d'intersection de la grille initiale, représente un point de contrôle sur un voisinage  $N \times N$  à partir duquel sont calculées les valeurs de chaque énergie associée à la grille (c.f. equ. (8)).

$$E_{total} = \alpha \cdot E_{alignement}^{interne} + \beta \cdot E_{espacement}^{interne} + \chi' \cdot E_{tags}^{externe} \quad (8)$$

Après inversion et normalisation de la somme de ces valeurs énergétiques, le nouveau point de contrôle se déplace vers le barycentre de ce voisinage. La grille résultat à un instant  $t$  sert alors d'initialisation à l'instant  $t + 1$ . Le voisinage  $N \times N$  a été fixé de façon empirique pour notre étude à 5. La valeur  $N=3$  s'est avérée trop faible : la fenêtre de recherche ne contient

alors pas toujours les pixels pouvant attirer un point de contrôle de l'instant  $t$  à l'instant  $t + 1$ . La valeur  $N = 7$  donne sensiblement les mêmes résultats que la valeur  $N = 5$ , mais augmente le temps de calcul.

### 3 Résultat, discussion

La méthode de détection et de suivi présentée dans cet article a été appliquée à deux séries d'IRM cardiaques marquées multicoups multiphases acquises au CHU d'Angers, obtenues sur une antenne IRM Vision 1,5 Teslas 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 obtenus pour la détection et le suivi de la grille de tags par la méthode des contours actifs, s'appuyant sur l'énergie que nous avons développée, sont comparables aux résultats obtenus par la méthode présentée dans [9] précédente en terme de précision (cf. fig. (5)). Cette approche permet cependant de ramener l'énergie image à un unique terme (cf. equ. (8)) et de gagner en robustesse vis-à-vis des poids énergétiques. Ainsi, une variation de 15% autour de la valeur donnée au poids de cette énergie ne modifie pas la qualité de la détection de manière significative, au sens où le résultat obtenu reste satisfaisant d'après les experts radiologues.

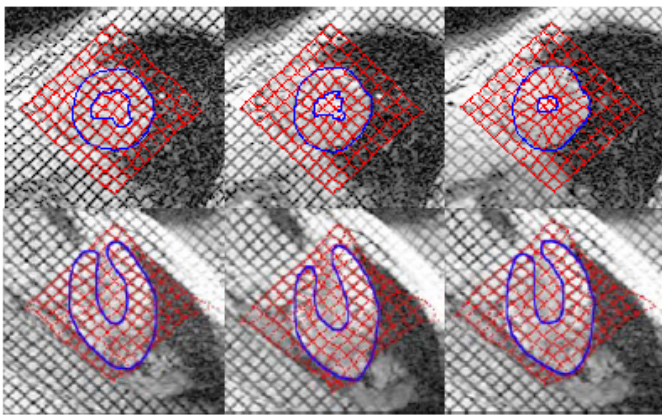


FIG. 5: Détection et suivi de la grille de tags sur des séquences PA et GA IRM cardiaque marquée (en bleu apparaissent les contours cardiaques)

La méthode présentée dans cet article permet donc d'assurer une meilleure stabilité de la solution, ce qui représente un avantage considérable en comparaison de la méthode précédente qui, de par sa faible robustesse vis-à-vis des poids énergétiques, rendait l'appréciation du résultat plus difficile en terme de reproductibilité.

### Références

[1] A. Amini, Y. Chen, M. Elayyadi, and P. Radeva. Tag surface reconstruction and tracking of myocardial beads from spamm-mri with parametric b-spline surfaces. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20:94–103, 2001.

[2] G. Aubert, M. Barlaud, O. Faugeras, and S. Jehan-Besson. Image segmentation using active contours: calculus of variations of shape gradients, 2002.

[3] F. Catte, T. Coll, P. Lions, and J. Morel. Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion. *SIAM Journal of Applied Mathematics*, 29(1):182–193, 1992.

[4] Y. Chen, B.C. Vemuri, and L. Wang. Image denoising and segmentation via nonlinear diffusion. *Computers and Mathematics with applications*, 39:131–149, 2000.

[5] V. Courboulay. *Une nouvelle approche variationnelle du traitement d'images. Application à la coopération détection-reconstruction*. PhD thesis, L3i-Université de La Rochelle, 2002.

[6] T. Denney Jr. Estimation and detection of myocardial tags in mr images without user-defined myocardial contours. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(4):330–344, 1999.

[7] B.R. Frieden. *Physics from Fisher Information*. Cambridge University Press, 1998.

[8] I. Haber, D.N. Metaxas, and L. Axel. Three-dimensional motion reconstruction and analysis of the right ventricle using tagged mri. *Medical Image analysis*, 4:335–355, 2000.

[9] L. Hermand, A. Histace, and C. Cavaro-Ménard. Analyses d'images irm cardiaques marquées. In *13ème Congrès Francophone AFRIF-AFIA de Reconnaissance des Formes et d'Intelligence Artificielle (RFIA)*, 2002.

[10] D. Kraitchman, A. Young, C. Chang, and L. Axel. Semi-automatic tracking of myocardial motion in mr tagged images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14(3):422–433, 1995.

[11] T. Lindeberg. Edge detection and ridge detection with automatic scale detection. *Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 465–470, 1996.

[12] P. Perona and J. Malick. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12(7):629–639, 1990.

[13] N. Reichek. Mri myocardial tagging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 10:609–616, 1999.

[14] S. Urayama, T. Matsuda, N. Sugimoto, S. Mizuta, N. Yamada, and C. Uyama. Detailed motion analysis of the left ventricular myocardium using an mr tagging method with a dense grid. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44(73–82), 2000.

[15] S. Zhang, M. Douglas, L. Yaroslavsky, R. Summers, V. Dilsizian, L. Fananapazir, and S. Bacharach. A fourier based algorithm for tracking spamm tags in gated magnetic resonance cardiac images. *Medical Physics*, 32(8):1359–1369, 1996.