

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

Aymeric HISTACE¹, Vincent COURBOULAY², Christine CAVARO-MÉNARD¹, Michel MÉNARD²

¹Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés
69, avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France

²Laboratoire 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,
christine.menard@univ-angers.fr, michel.menard@univ-lr.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 isotrope 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 in 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 isotropic parametrized 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 fournit donc des paramètres du 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 [11](détection des altérations naissantes de la fonction myocardique, détection d'éventuelles zones contractiles dans la région infarctée).

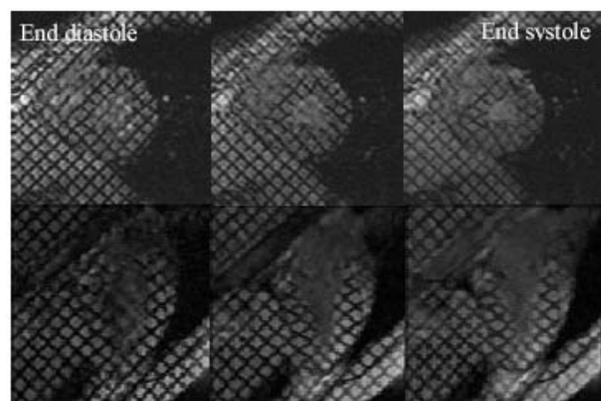


FIG. 1: Coupes Petit Axe (PA) et Grand Axe (GA) IRM cardiaques marquées acquises au CHU d'Angers

De nombreux travaux concernant le suivi de la grille de tags sur les images PA utilisent les contours actifs (ou snakes) [1, 7, 9]. 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 [8], 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* [12] 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 [13],
- 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 la méthode est automatique, et dont la précision ne nécessite pas de modifications par les experts radiologues. Les résultats présentés dans [8] montrent, en terme de comparaison avec les méthodes précédentes, un meilleur comportement vis-à-vis des problèmes cités plus haut.

Reste que néanmoins, la méthode nécessite une estimation précise des poids donnés aux énergies d'attraction et de régularisation (α , β , χ , δ). 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 [10]. 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 Diffusion isotrope non-linéaire paramétrée

Dans le cadre de notre étude, l'extraction de l'information tag s'effectue, à proprement parlé, par une diffusion isotrope non linéaire paramétrée par la différence entre les directions principales de la grille (45° et 135°), et les directions estimées localement des lignes de tags à partir de la matrice Hessienne. 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 images IRM marquées, caractérisées par un rapport signal/bruit médiocre.

L'équation de diffusion associée à ce modèle s'écrit de la manière suivante:

$$u(x, 0) = u_0(x)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(g(|diff|)\nabla u) + \lambda(u - u_0)^2 \quad (2)$$

où *diff* est une fonction par morceau, dont la valeur en un point fixé de l'image est dépendante de l'écart angulaire entre l'information détectée localement via la matrice Hessienne, et l'information *a priori* (c.f. equ.(3)),

$$\begin{aligned} \phi &= ((\text{angle estime} - \text{angle a priori}) - \frac{\pi}{4}) \bmod \frac{\pi}{2} \\ diff &= 0 \quad \text{si} \quad \phi = 0 \\ diff &= \phi \quad \text{si} \quad \phi \in]0, \frac{\pi}{4}[\\ diff &= \frac{\pi}{2} - \phi \quad \text{si} \quad \phi \in [\frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{2}[\end{aligned} \quad (3)$$

g une fonction de pondération de diffusion décrite par l'équation (4),

$$g(s) = \frac{1}{1 + e^{\frac{1}{s^2}}} \quad (4)$$

et λ un coefficient de pondération permettant de s'assurer que la solution finale est une bonne approximation de l'image initiale.

Cette diffusion se dérive 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 [6]. 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 Shrödinger 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 Couplage diffusion-écart-type : échelle optimale

Bien que la méthode de diffusion précédente constitue un bon traitement permet la détection de l'information tag, elle ne peut se suffire à elle-même, dans le sens où elle n'autorise pas la prise en compte d'une propriété particulière des séquences IRM marquées : l'effacement progressif des tags. Comme le montre l'équation (5), cette disparition se caractérise par un écrasement du profil gaussien des tags, fonction du temps de relaxation longitudinal T_1 , ainsi que d'une diminution de leur largeur initiale (l'écart-type σ_{tag} est une fonction décroissante du temps).

$$s(x) = 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} e^{-\frac{4Ln2 \cdot x^2}{\sigma_{tag}(t)^2}} \quad (5)$$

Afin donc, de prendre en compte ces éléments particuliers, une optimisation de la méthode de détection présentée en section (2.1) est nécessaire. Les travaux concernant l'analyse multi-échelle des images nous permettent d'exploiter les propriétés de la grille de tag sous forme d'une diffusion à l'échelle optimale.

La détermination de cette échelle optimale et la spécificité de la grille de tags, nous imposent la mise en place d'un modèle de diffusion, assurant une bonne préservation des contours, une bonne stabilité de la solution déterminée, et enfin un paramétrage sur l'écart-type σ de l'espace multi-échelle.

Le modèle que nous utilisons (c.f. equ. (6)), s'articule donc autour d'une diffusion non linéaire anisotrope [3] couplée sur l'écart-type [4].

$$\begin{aligned} u(x, 0) &= u_0(x) \\ \frac{\partial u}{\partial t} &= \text{div}(h(|\nabla G_\sigma * u|)\nabla u) \end{aligned} \quad (6)$$

La fonction $G_\sigma(x, y)$ représente un opérateur gaussien de lissage, paramétré par un écart-type σ pré-spécifié, et a pour expression générale :

$$G_\sigma(x, y) = \frac{1}{4\pi\sigma} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\pi\sigma^2}} \quad (7)$$

où h est une fonction réelle décroissante tendant vers une constante à l'infini.

Le couplage sur l'écart-type σ se fait par la mise en place du système d'équation différentielle suivant :

$$\begin{aligned} \frac{\partial u}{\partial t} &= -\nabla E_v(u, \sigma) \\ \frac{\partial \sigma}{\partial t} &= -c_1 e^{-c_2 |\nabla E_v(u, \sigma)|} \end{aligned} \quad (8)$$

où $E_v(u, \sigma) = \int \int g(v)|\nabla u| dx dy$ est l'énergie associée au modèle de diffusion et $v = \nabla G_\sigma * u$.

Pour un couple initial (u_0, σ_0) éloigné de la solution, $\nabla E_v(u, \sigma)$ prend alors une valeur importante alors que $-c_1 e^{-c_2 |\nabla E_v(u, \sigma)|}$ est petite. Ainsi, l'équation (8) est résolue à une échelle quasiment constante, jusqu'à ce que une solution à cette échelle y soit déterminée. Une fois qu'une solution est obtenue, elle satisfait donc, $\frac{\partial u}{\partial t} = 0$ et $\frac{\partial \sigma}{\partial t} = -c_1$. De ce fait, l'équation (8) peut être utilisée pour traquer la solution à des échelles plus fines.

Ce prétraitement de la détection de la grille de tags sous forme de diffusion à l'échelle optimale, permet d'optimiser l'extraction de l'information présentée en section 2, de manière idéale directement à son échelle caractéristique, et de prendre en compte la disparition progressive des tags.

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.(2)).

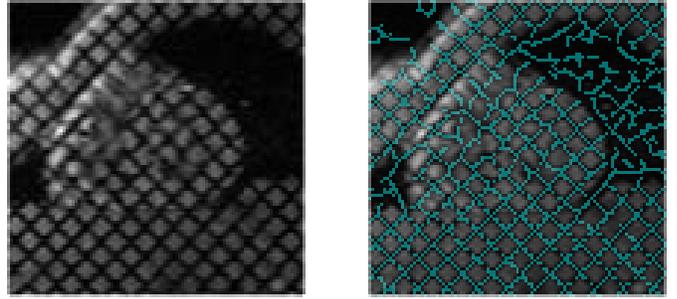


FIG. 2: Image originale et détection des tags sur la première image de la séquence

Néanmoins, au cours du temps, nous notons que certaines lignes de tags ne sont pas complètement détectées dans certaines zones (cf. fig. (2)) 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. (3)).

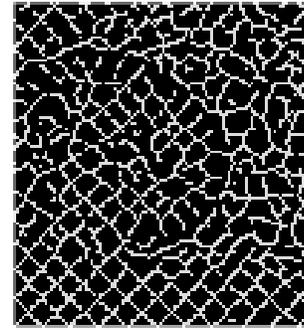


FIG. 3: Image énergie à $t=3$

La minimisation d'énergie utilisée pour la détection de la grille de tags se base sur la méthode développée dans [8]. 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. (9)).

$$E_{total} = \alpha.E_{alignement}^{interne} + \beta.E_{espacement}^{interne} + \chi'.E_{tags}^{externe} \quad (9)$$

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 multicoupes 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 à la méthode précédente en terme de précision (cf. fig. (4)). Cette approche permet cependant de ramener l'énergie image à un unique terme (cf. equ. (9)) 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.

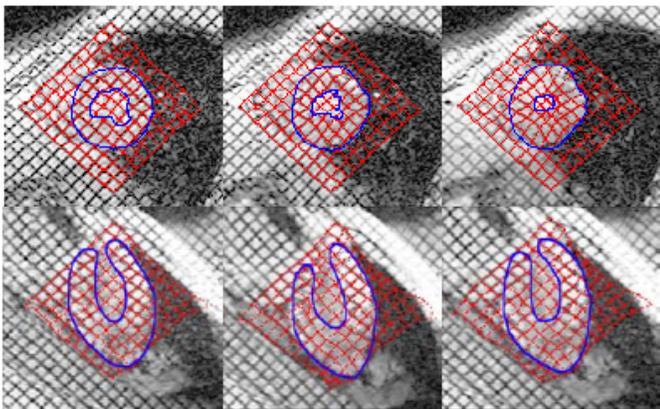


FIG. 4: Détection et suivi de la grille de tags sur des séquences PA et GA IRM cardiaque marquée (en bleu apparaissent les contours cardiaques)

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] B.R. Frieden. *Physics from Fisher Information*. Cambridge University Press, 1998.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] T. Lindeberg. Edge detection and ridge detection with automatic scale detection. *Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 465–470, 1996.
- [11] N. Reichek. Mri myocardial tagging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 10:609–616, 1999.
- [12] 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.
- [13] 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.