

Evaluation des déformations du myocarde sur des séquences temporelles d'images IRM par estimation contrainte du flot optique

Solofohery RANDRIANARISOLO¹, Eric DELÉCHELLE¹, Eric PETIT¹, Yasmina CHENOUNE¹, Jérôme GAROT², Alain RAHMOUNI²

¹Laboratoire Images, Signaux et Systèmes Intelligents
Université Paris 12 Val-de-Marne, 61 Av du Général de Gaulle, 94010 Créteil, France

²Unité INSERM 400, Hôpital Henri Mondor
8 Av du Général Sarrail, 94000 Créteil, France

s.randria@univ-paris12.fr, petit@univ-paris12.fr
delechelle@univ-paris12.fr, jerome.garot@hmn.ap-hop-paris.fr

Résumé – Ce travail a pour objectif l'estimation du champ de déformation du myocarde sur des séquences d'images IRM non marquées en vue de l'évaluation de la fonction cardiaque. Nous évaluons, par une méthode de segmentation et de mise en correspondance des contours du myocarde, un champ de vitesse épars utilisé comme contrainte dans le calcul du flot optique. Une validation clinique de la méthode d'estimation des déformations myocardiques à partir de ciné IRM standard a permis d'envisager l'évaluation précise de la viabilité du tissu cardiaque en routine clinique.

Abstract – This work aims to estimate the myocardial strain on MR sequences for evaluating cardiac function. We assess, by a segmentation and myocardial contours mapping method, a sparse velocity field used like constraint in calculation of the optical flow. A clinical validation of the myocardial strain estimating method from standard cine-MR image made it possible to consider the accurate evaluation of the viability of cardiac tissue in clinical routine.

1 Introduction

Une meilleure quantification de la déformation du myocarde au cours de sa contraction aiderait considérablement le médecin à établir un pronostic de viabilité du tissu cardiaque dans les problèmes d'infarctus. La visualisation des déformations cardiaques est possible par la technique d'imagerie IRM de marquage tissulaire [1], [2] ou IRM « taggée », qui n'est pas disponible en routine clinique. Le principe de cette modalité d'imagerie est d'appliquer au myocarde une impulsion radiofréquence pendant la phase diastolique pour créer des lignes parallèles de saturation magnétique avant d'effectuer une acquisition ciné-IRM standard. De nombreux travaux de recherche ([3], [4], [5], [6] et [7]) se sont intéressés à la détection et au suivi des lignes de « tags » afin d'estimer, en particulier, les déformations du ventricule gauche qui joue un rôle prépondérant dans l'activité cardiaque. La méthode HARP-MRI [1] pour Harmonic Phase MRI, a été validée d'un point de vue clinique (voir [8], [9] et [10]) et permet à un médecin expert d'obtenir de manière semi-automatique des mesures de déformation cardiaque à partir d'IRM marquées. L'objectif de nos travaux est de quantifier ces déformations cardiaques en utilisant une méthode automatique qui exploite les séquences temporelles d'images IRM standards ou ciné-IRM, afin d'obtenir ces mesures dans un contexte de routine clinique. L'utilisation de ces images standards présente également 2 avantages : d'une part on peut effectuer des mesures de déformations sur un voire plusieurs cycles cardiaques complets ce qui n'est pas possible en IRM marquée en raison de la disparition rapide (500ms environ) de la magnétisation des tissus et d'autre part on peut

obtenir des mesures dont la résolution spatiale n'est pas limitée par la résolution du réseau de marquage (lignes espacées de 6mm). Nous proposons de déduire les mesures de déformations de l'estimation d'un champ de vecteur vitesse que nous estimons par une méthode de flot optique contraint. A la contrainte classique de lissage proposée par Horn et Schunck [11], nous adjoignons, pour résoudre le problème d'ouverture, une contrainte apportée par la détermination des vitesses au niveau des contours cardiaques. Ces vitesses initiales sont déduites d'une segmentation des ciné-IRM, suivie d'une mise en correspondance des contours successifs. Les images traitées étant des séquences 2D temporelles (images 2D + t), les mesures de déformations obtenues correspondent aux mouvements de cisaillement concentrique du cœur dans un plan horizontal mais pas au mouvement de raccourcissement vertical qui pourra être pris en compte dans l'extension 3D de la méthode proposée.

2 Segmentation du VG

La segmentation du contour interne du myocarde appelé endocarde est généralement l'étape préalable à toute extraction automatique ou assistée des paramètres cliniques. Nous présentons ici une méthode de segmentation et d'analyse des déformations de l'endocarde par une approche fondée sur les ensembles de niveaux.

2.1 Méthode des ensembles de niveaux

La segmentation de l'endocarde est réalisée en développant à l'intérieur de la cavité ventriculaire une hyper-surface qui viendra épouser la forme des contours. Le suivi de cette hyper-surface repose sur le formalisme des ensembles de niveaux introduit par Osher-Sethian [12], qui présente des avantages majeurs dans la segmentation du VG. Elle fournit une solution lisse, peut être étendue en 3D ou 4D et permet d'évaluer aisément des paramètres intrinsèques à la courbe tels que la courbure locale. Cette méthode fait évoluer des hyper-surfaces d'un espace (généralement 2D ou 3D) par l'intermédiaire d'une fonction implicite phi dite fonction de distance qui encode l'hyper-surface par ses passages par zéro. Les coordonnées des points l'hyper-surface vérifient donc la relation suivante :

$$\varphi(x(t), t) = 0 \quad (1)$$

En dérivant (1) par rapport au temps, on obtient l'équation aux dérivées partielles associée à l'évolution de φ :

$$\varphi_t + \nabla(x(t), t) \cdot x'(t) = 0 \quad (2)$$

Où φ_t désigne la dérivée partielle temporelle de φ .

Si l'on note par F la composante normale aux contours de la vitesse de déploiement de l'hyper-surface, $F = x'(t) \cdot n$, avec $n = -\frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|}$, l'équation (2) devient :

$$\varphi_t + F \cdot |\nabla\varphi| = 0 \quad (3)$$

Après discrétisation et rajout d'une fonction initiale φ_0 égale à la carte de distance d'un contour tracé manuellement, l'équation (3) peut être résolue par un schéma de différences finies itératif [12].

L'expansion de l'hyper-surface est obtenue en utilisant une vitesse constante $F = -v_0$. Et en rajoutant la courbure locale de l'hyper-surface κ , on pourra plus ou moins lisser les contours détectés :

$$F = -v_0 - \varepsilon\kappa \quad (4)$$

L'attachement aux données de l'image est obtenu d'une part en multipliant F par une fonction indicatrice de contours g à valeurs dans $[0,1]$, qui est minimale dans les régions de forts gradients, et d'autre part en rajoutant un terme de rappel $-\nabla g \cdot \frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|}$ qui permet d'attirer l'hyper-surface vers les régions de fort gradient.

$$F = -g(v_0 + \varepsilon\kappa) - \nabla g \cdot \frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|} \quad (5)$$

Dans la littérature, il existe différentes expressions de la fonction g . Celle qui donne un résultat satisfaisant sur nos images est la fonction gaussienne centrée sur l'intensité moyenne des pixels contenus dans l'hyper-surface initiale :

$$g(I) = \exp\left(\frac{-(I - \bar{I}_{init})^2}{2 \cdot \beta^2}\right) \quad (6)$$

La segmentation de l'épicarde est également réalisée avec la méthode des ensembles de niveaux. Celle-ci s'exécute lorsque les contours de l'endocarde sont détectés. Comme la fonction indicatrice de contours g dépend de l'intensité moyenne de l'objet à segmenter (equation 6), \bar{I}_{init} doit donc être recalculée pour annuler g sur les contours de l'épicarde. Pour ce faire,

on a élargi les contours endocardiques de 4 pixels pour obtenir l'hyper-surface initiale, puis évalué l'intensité moyenne \bar{I}_{init} sur les pixels situés entre les contours endocardiques et l'hyper-surface. D'autre part, l'épaisseur du myocarde a été majorée pour ne pas segmenter le ventricule droit. La figure 1 illustre le résultat de la phase de segmentation en affichant une image sur deux d'une séquence de 12 images.

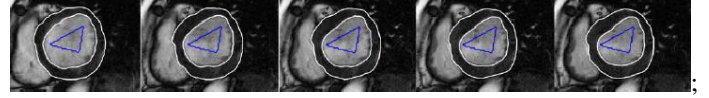


FIG. 1: Résultat de l'extraction des contours par la méthode des ensembles de niveaux. Le triangle bleu représente l'hyper-surface initiale tracée manuellement.

3 Estimation des vitesses des contours

L'estimation des vitesses des contours est nécessaire pour contraindre le flot optique. Cette tâche se divise en deux opérations successives. Les contours sont d'abord alignés par une transformation géométrique afin de gérer les grandes déformations puis mis en correspondance par une méthode de morphing pour affiner le recalage.

3.1 Méthode d'alignement

Soient $C_1 = \{p_1(j), j = 1, \dots, L_1\}$ et $C_2 = \{p_2(k), k = 1, \dots, L_2\}$ deux courbes à apparier. La procédure d'alignement réalise un recalage rigide entre deux contours successifs à l'aide d'une transformation géométrique affine (transformation d'Helmert) commandée par un critère de dissimilarité basé sur trois paramètres :

- la distance euclidienne entre ces deux points :

$$d_{j,k} = 1 + \sqrt{(x_1(j) - x_2(k))^2 + (y_1(j) - y_2(k))^2}$$

- différence de courbure locale calculée au niveau de ces deux points

$$\kappa_{j,k} = 1 + \log\left(1 + \left|\frac{\kappa_1(j) - \kappa_2(k)}{\kappa_1(j) + \kappa_2(k)}\right|\right)$$

où $\kappa_1(j)$ et $\kappa_2(k)$ sont les courbures

- la différence d'orientation des vecteurs normaux aux courbes en ces deux points

$$n_{j,k} = 2 - n_1^T(j) \cdot n_2(k)$$

où $n_1(j)$ et $n_2(k)$ sont les vecteurs normaux.

Finalement, la mesure de dissimilarité entre deux points appartenant à deux contours successifs est donnée par l'expression suivante :

$$D_{p_2(k)}(p_1(j)) \equiv D_{j,k} = d_{j,k} \cdot (\kappa_{j,k})^{\gamma_\kappa} \cdot (n_{j,k})^{\gamma_n} \quad (7)$$

Avec $D_{j,k} \geq 1$ et γ_κ, γ_n sont des facteurs de pondération égale à 4.

En prenant C_1 comme référence, on se doit de trouver pour chaque $p_2(k) = (x_2(k), y_2(k))$ de C_2 , un point $p_1(j) = (x_1(j), y_1(j))$ de C_1 qui minimise la mesure de dissimilarité (Eq. 7). Donc $p_1(j)$ est défini comme suit :

$$p_1^* = \arg \min_{p_1} D_{p_2}(p_1) \quad (8)$$

Nous supposons qu'il existe une transformation T (transformation d'Helmert) telle que $p_2 = T(p_1)$ et exprimée par :

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s \cdot \cos \theta & -s \cdot \sin \theta \\ s \cdot \sin \theta & s \cdot \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \end{pmatrix} \quad (9)$$

En utilisant les coordonnées homogènes, l'équation (9) devient :

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_1 & -\alpha_2 & t_x \\ \alpha_2 & \alpha_1 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (10)$$

Où $\alpha_1 = s \cdot \cos \theta$ et $\alpha_2 = s \cdot \sin \theta$.

Les paramètres (α_1, α_2) et (t_x, t_y) sont estimés par minimisation d'une erreur quadratique calculée sur l'ensemble de points à appairer et définis par :

$$\varepsilon^2 = \sum_{(j,k)} \omega_{j,k} \cdot [p_2(k) - T(p_1(j))]^2 \rightarrow \min$$

Où $\omega_{j,k}$ est un facteur de pondération.

Les valeurs de la pondération $\omega_{j,k}$ de chaque paire de points sont définies en fonction de la mesure de dissimilarité calculée lors de la procédure d'appariement.

Nous prenons $\omega_{j,k} = \Omega \cdot \exp\left(-D_{j,k}^2 / \sigma^2\right)$ où Ω est une constante de normalisation telle que $\sum \omega_{j,k} = 1$ et σ est l'écart-type de D .

3.2 Recalage final par morphing

Basée sur la méthode des ensembles de niveaux, cette opération permet d'effectuer un recalage précis des contours alignés. Le principe de cette opération consiste à considérer deux contours successifs, C_S et C_D , et à faire évoluer C_S (la "courbe source") vers C_D (la "courbe destination") par l'équation d'évolution :

$$\varphi_t = F \cdot |\nabla \varphi| \quad (11)$$

La vitesse F est définie par $F = \varphi_D - \varphi$. Elle s'annule lorsque la courbe intermédiaire en mouvement C initialisée avec C_S atteint C_D . Donc, l'équation d'évolution devient :

$$\begin{cases} \varphi_t = (\varphi_D - \varphi) |\nabla \varphi| \\ \varphi(X, t = 0) = \varphi_S(X) \end{cases} \quad (12)$$

4 Flux Optique

4.1 Méthode de Horn et Schunck

Nous utilisons la méthode de Horn et Schunck [11], pour estimer le champ de vitesse à l'intérieur du myocarde. C'est une méthode différentielle s'appuyant sur la conservation temporelle de l'intensité des points de l'image :

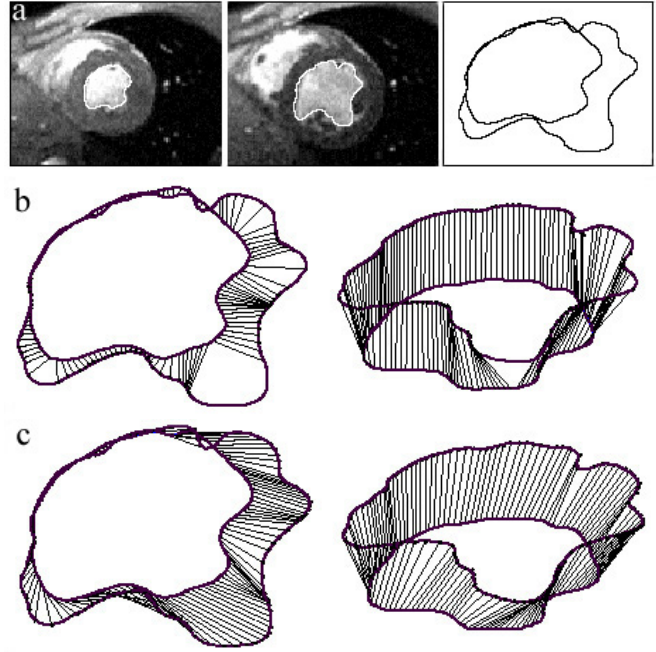


FIG. 2: Appariement des contours endocardiques. (a) Deux images successives et la représentation des contours extraits, (b) résultat de l'appariement obtenu sans d'alignement préalable et (c) résultat de l'appariement obtenu avec l'étape d'alignement préalable.

$$\frac{dI}{dt} = I_x u + I_y v + I_t = 0 \quad (13)$$

où $u = dx/dt$ et $v = dy/dt$ sont les composantes de la vitesse recherchée.

Comme cette équation présente deux inconnues (u et v), une contrainte supplémentaire est nécessaire pour la résoudre. Dans [11], Horn et Schunck ajoutent la contrainte de régularité spatiale

$$\inf \left\{ \|\nabla u\|^2 + \|\nabla v\|^2 \right\} \quad (14)$$

qui permet seulement de résoudre l'équation du flot optique. Pour avoir un résultat correct il a fallu contraindre le flot optique à prendre une valeur fixe et connue en certains points de l'image. Ces vitesses sont celles des contours du myocarde, évaluées par la méthode d'appariement précédente. On les introduit dans le schéma itératif de résolution du flot optique proposé par Gauss-Siedel par l'intermédiaire de cette combinaison linéaire :

$$\begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = \alpha(i, j) \begin{pmatrix} u_{HS} \\ v_{HS} \end{pmatrix} + (\alpha(i, j) - 1) \begin{pmatrix} u_c \\ v_c \end{pmatrix} \quad (15)$$

Où (u_{HS}, v_{HS}) désigne la vitesse obtenue par la méthode de Horn et Schunck et (u_c, v_c) la vitesse éparse des contours myocardiques.

5 Résultats

Les mesures de déformation obtenues sont confrontées aux mesures effectuées semi-automatiquement sur le même ensemble de patients avec la méthode de référence HARP par un cardiologue expert à partir de séquences IRM marquées. Le protocole

consiste à définir 8 secteurs au sein du myocarde (voir figure 3) et à calculer, par les 2 méthodes, l'évolution temporelle de l'allongement moyen dans chaque secteur. Nous avons traité 16 séquences (5 correspondant à des patients sains et 11 à des patients présentant une pathologie). Dans cet article nous présentons à la figure 4, un exemple des résultats de mesures de raccourcissement circonférentiel obtenues par les 2 méthodes pour un patient présentant un infarctus latéral. La séquence d'images IRM traitée est partiellement reproduite à la figure 1.

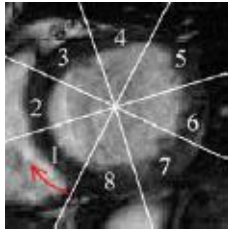


FIG. 3: Sectorisation du myocarde. Le premier secteur est repéré par le point de jointure inférieur du ventricule gauche avec le ventricule droit.

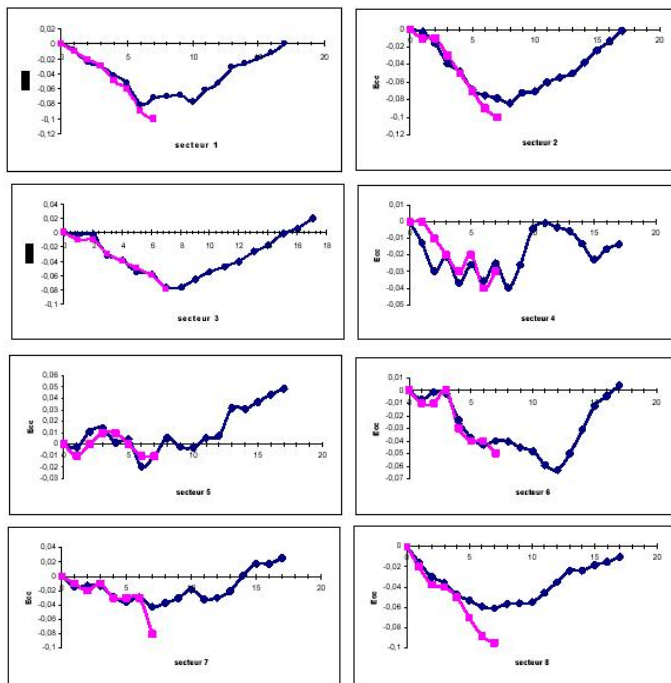


FIG. 4: Représentation graphique du raccourcissement circonférentiel moyen (Ecc) en fonction du temps dans les 8 secteurs myocardiques. Courbes roses : méthode HARP. Courbes bleues : méthode du flot optique contraint.

6 Conclusion

Nous présentons dans ce travail une méthode utilisant les séquences IRM standard pour l'évaluation des champs de déformation du myocarde en routine clinique. Les mesures de déformation sont déduites du champ de vitesse obtenu par une méthode du flux optique différentielle à laquelle nous avons ajouté les vitesses des contours myocardiques comme contrainte supplémentaire. La méthode permet d'obtenir des mesures d'al-

longement sur un cycle cardiaque complet et a été validée cliniquement sur 16 individus (sains et pathologiques).

Références

- [1] L. Axel. Physics and technology of cardiovascular mr imaging. *Cardiology Clinics*, 16(2):125–133, 1998.
- [2] E. R. McVeigh. Regional myocardial function. *Cardiology Clinics*, 16(2):189–206, 1998.
- [3] R. W. Curwen A. A. Amini, Y. Chen. Coupled b-snake grides and constrained thin-plate splines for analysis of 2-d tissue deformations from tagged mri. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17:344–356, 1998.
- [4] W. S. Kerwin and J. L. Prince. Cardiac material markers from tagged mr images. *Medical Image Analysis*, 2(4):339–353, 1998.
- [5] S. N. Gupta and J. L. Prince. On variable brightness optical flow for tagged mri. In *Information Processing in Medical Imaging*, June 1995.
- [6] Jr T. S. Denney and J. L. Prince. Reconstruction of 3-d left ventricular motion from planar tagged cardiac mr images: An estimation theoretic approach. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14:625–635, December 1995.
- [7] J. L. Prince and E. R. McVeigh. Motion estimation from tagged mr image sequences. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11:238–249, 1992.
- [8] McVeigh ER Osman NF, Kerwin WS and Prince JL. Cardiac motion tracking using cine harmonic phase (harp) magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med*, 42:1048–1060, 1999.
- [9] E. Atalar et al S. Sampath, J.A. Derbyshire. Real-time imaging of two-dimensional cardiac strain using a harmonic phase magnetic resonance imaging (harp-mri) pulse sequence. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50(1):154–163, July 2003.
- [10] E. McVeigh N. Osman and J. Prince. Imaging heart motion using harmonic phase mri. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 19(3):186–202, March 2000.
- [11] B.K.P. Horn and B.G. Schunck. Determining optical flow. *Artificial Intelligence*, 17:185–203, 1981.
- [12] J. A. Sethian. *Level Set Methods and Fast Marching Methods*. Cambridge University Press, 2 edition, 1999.