

Segmentation et analyse de séquences IRM par la méthode des courbes de niveaux

Kaouthar HILA BENHAJEL, Éric DELÉCHELLE, Éric PETIT

Laboratoire d'Étude et de Recherche en Instrumentation Signaux et Systèmes
Université Paris 12 Val-de-Marne, 61 bd du général de Gaulle, 94010, Créteil, cedex, France

hila@univ-paris12.fr, delechelle@univ-paris12.fr
petit@univ-paris12.fr

Résumé – Nous présentons une application de l’approche eulérienne des ensembles de niveaux dans le cadre de la segmentation et l’analyse des déformations du ventricule gauche sur des séquences IRM cardiaques. Nous réalisons dans un premier temps une segmentation volumique quasi automatique des données en 2D+t avec l’introduction d’une contrainte sur les niveaux de gris qui améliore le résultat de segmentation. Nous effectuons par la suite une mise en correspondance temporelle des contours afin d’en déduire les mesures des déformations globales et locales du ventricule gauche.

Abstract – We present an application of the eulerian approach of level set for segmentation and deformation analysis of left ventricle in MRI cardiac sequences. We start by segment cardiac cine-MRI sequences by combining contour-based and region-based constraints in the equation of evolution of level set. Then contour matching process is carried out, and local and global measurements of myocardial deformations are derived from.

1 Introduction

Nous nous intéressons ici à l’analyse des séquences d’images acquises par résonance magnétique (IRM). Ces séquences d’images, ou ciné-IRM, sont très utiles aux spécialistes afin d’évaluer cliniquement la fonction cardiaque. Cette évaluation repose principalement sur l’étude de la dynamique du ventricule gauche (VG), pompe cardiaque responsable de près de 80% de la fonction cardiaque totale. Plus particulièrement, le diagnostic établie s’appuiera sur des mesures globales telles que la fonction de contraction (ou d’expansion) ou la torsion, mais également sur des mesures locales comme les mesures d’énergie ou de taux de déformation en chaque point du muscle cardiaque, le myocarde. Il se pose alors le problème de la segmentation de la partie interne du myocarde, l’endocarde, étape initiale à toute extraction et analyse des paramètres cliniques. Nous présentons ici une méthode de segmentation et d’analyse des déformations de l’endocarde par une approche basée sur les ensembles de niveaux. Nous exploitons la représentation spatio-temporelle (2D+t) des données image obtenues à partir de l’acquisition de séquences ciné-IRM cardiaques. Le résultat de la segmentation pseudo-volumique est alors utilisé afin de procéder à une mise en correspondance temporelle des contours 2D. Le principe de la méthode de suivi de contours, au cours du cycle cardiaque, repose sur une procédure d’alignements successifs suivie d’une mise en correspondance finale obtenue à la suite d’une procédure de morphisme. La mise en correspondance entre les contours successifs permet d’extraire les mesures utiles à la caractérisation de la fonction cardiaque, à savoir, des mesures aussi bien globales que locales. Le modèle de segmentation présenté

ici est le modèle des ensembles de niveaux initialement proposé par Osher et Sethian [10]. Les méthodes de segmentation basée sur l’évolution de courbes ont été initiées par Kass, Witkin et Terzopoulos [6]. Reformulées par Malladi, Sethian *et al* [8], Caselles, Kimmel et Sapiro [2], ou encore par Kichenassamy *et al* [7]. Nous donnons ci-après un rappel sur les courbes de niveaux.

2 Les courbes de niveaux

Osher et Sethian [10] ont proposé de résoudre une équation aux différences finies par la méthode des courbes de niveaux (level set). Ceci consiste à considérer le contour actif comme l’évolution d’un front se propageant dans la direction de sa normale. Ce front est représenté par le niveau zéro d’une surface. Cette méthode permet de mettre en œuvre de manière efficace le processus d’évolution des contours tout en gérant automatiquement d’éventuels changements de topologie durant la déformation.

Considérons C une courbe fermée qui se propage à une certaine vitesse F dans la direction de sa normale. Osher et Sethian [10] considère les interfaces comme l’intersection d’une 3D surface avec le plan xy de l’image.

L’équation de propagation de la courbe est donnée par : $C_t = FN$.

Nous pouvons alors facilement déduire les propriétés géométriques de la courbe, κ et N , tel que :

- le vecteur normal à la courbe φ est donné par :

$$N = -\frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|}$$

- et la courbure :

$$\kappa = -\nabla \left(\frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|} \right) = \frac{\varphi_y^2\varphi_{xx} - 2\varphi_x\varphi_y\varphi_{xy} + \varphi_x^2\varphi_{yy}}{(\varphi_x^2 + \varphi_y^2)^{\frac{3}{2}}}$$

Afin d'entreprendre la résolution de l'équation d'évolution, Osher et Sethian [10] ont proposé d'utiliser une représentation implicite de la courbe C à l'aide d'une fonction $\varphi : \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$ telle que $\forall t, \varphi(C, t) = 0$. Par différentiation, l'expression de $\varphi(C, t)$ permet d'obtenir l'équation de Hamilton-Jacobi $\varphi_t = F |\nabla\varphi|$ où les conditions initiales sont données par $\varphi(\cdot, 0) = \varphi_0(\cdot)$.

La propagation est réglée par la force d'évolution F . Cette équation est résolue au moyen des opérateurs de différence finies comme suit : $\varphi^{n+1} = \varphi^n - \Delta t \cdot F \cdot |\nabla\varphi|$

Les avantages des courbes de niveaux sont multiples. Citons par exemple le fait que :

- la courbe de niveau zéro $\varphi = 0$ peut changer de topologie, se briser ou fusionner sans avoir besoin de prendre numériquement ces changements en compte.
- les éléments géométriques intrinsèques tel que le vecteur normal et la courbure peuvent être facilement exprimés.
- la formulation des courbes de niveaux peut être étendue et peut être appliquée à n'importe quelle dimension.

Toutefois, ces méthodes présentent quelques inconvénients tels que le nombre de paramètres à régler et un temps de calcul important. Afin de réduire la complexité calculatoire de ce schéma, des approches rapides telles que narrow band [1, 9] et fast marching [11] ont été proposées.

3 Segmentation des séquences IRM

Dans le cas des séquences ciné-IRM traitées ici, nous avons procédé à l'élaboration d'un modèle adapté à la segmentation d'un pseudo-volume de données constitué par l'empilement 2D+t des images d'une même séquence cardiaque. L'axe temporel étant considéré de la même manière que les deux axes spatiaux, à la résolution près. Il s'agit ici de faire évoluer une surface fermée initiale S_0 dans l'espace 3D des données à l'aide d'une représentation implicite de cette surface par une fonction φ dont la valeur initiale est donnée par $\varphi(X, t = 0) = \varphi_0(X) = \pm \text{dist}(X, S_0)$ où $\text{dist}(X, S_0)$ est la distance du point X à la surface S_0 . L'EDP associée à l'évolution de l'ensemble de niveau est donnée par :

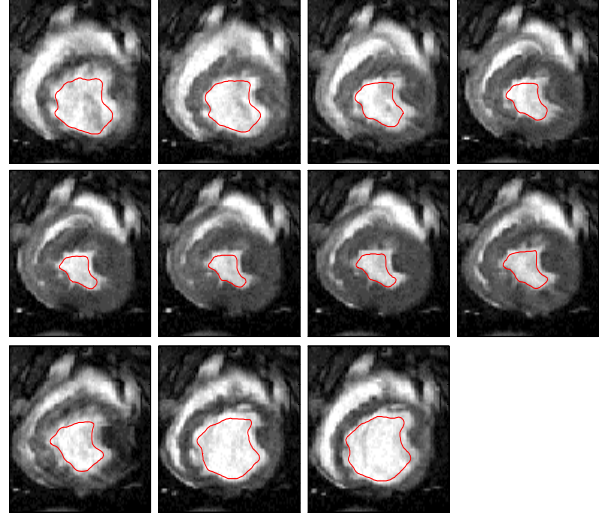
$$\frac{\partial\varphi}{\partial t} = g(|\nabla I|) (v_0 + \varepsilon\kappa) |\nabla\varphi| + \langle \nabla g, \nabla\varphi \rangle + \beta [f(I - c_{ext}) - f(I - c_{int})] \quad (1)$$

où

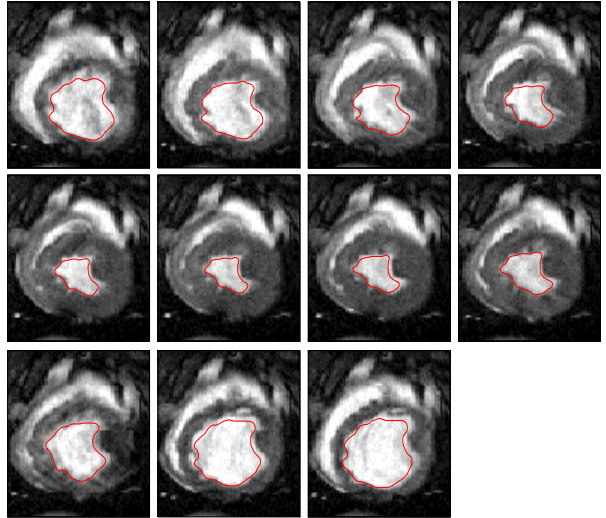
- v_0 est un terme de vitesse constante imposant, suivant le signe, une expansion ou une contraction de la surface,
- $\kappa = -\text{div} \left(\frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|} \right)$ est la courbure de la surface,
- ε une pondération ($0 \leq \varepsilon \leq 1$).

L'attachement aux données de l'image est obtenu d'une part par la fonction indicatrice de contours $g(|\nabla I|)$ à valeurs dans $[0, 1]$ et minimale dans les régions de forts gradients, i.e. sur les frontières des objets, et d'autre part

par le terme de rappel $\langle \nabla g, \nabla\varphi \rangle$ qui permet d'attirer le modèle vers les régions de fort gradient. Enfin, les deux derniers termes, $f(|I - c_{\cdot}|) = |I - c_{\cdot}|^2$, permettent d'introduire une contrainte d'homogénéité des niveaux de gris [3, 4, 5]. Les valeurs c_{int} et c_{ext} estiment à chaque instant de l'évolution les moyennes des niveaux de gris respectivement à l'intérieur et à l'extérieur de la surface $S(t)$. Le terme β est une pondération de la contrainte d'homogénéité. La résolution numérique de l'équation d'évolution est basée sur un schéma de différences finies proposé par Osher et Sethian [10].



(a)



(b)

FIG. 1: Segmentation 2D+t de séquence ciné-IRM cardiaques. (a) Résultat obtenu sans contrainte d'homogénéité ($\beta = 0$). (b) Résultat obtenu avec une contrainte d'homogénéité ($\beta = 10$).

Les figures 1a et 1b illustrent les résultats de la segmentation 2D+t obtenus pour une séquence ciné-IRM. Dans tous les cas, la surface initiale est définie par une surface sphérique de quelques pixels de diamètre située à l'intérieur du ventricule gauche. Le premier résultat (fi-

gure 1a) correspond à la détection de l'endocarde obtenue pour des valeurs des paramètres de l'équation d'évolution donnée par : $v_0 = -1$, $\varepsilon = 1$ et $\beta = 0$ (pas de contrainte sur les niveaux de gris). Le résultat suivant (figure 1b), montre le contour obtenu en tenant compte du terme d'homogénéité, avec cette fois $\beta = 10$. La comparaison des deux résultats nous permet de remarquer que le contour détecté dans le deuxième cas se situe plus près de la paroi interne du ventricule. De plus, la convergence est obtenue plus rapidement que dans le premier cas et l'on note également une réduction des oscillations du contour autour de sa position finale.

4 Appariement géométrique de deux courbes basé sur les ensembles de niveaux

La procédure suivante consiste à réaliser l'appariement temporel des contours obtenus à la suite de la segmentation précédente. L'approche adoptée ici est constituée de deux étapes principales :

- (1) une phase d'alignement de deux contours consécutifs
- (2) une mise en correspondance finale par morphisme d'un contour vers le contour suivant.

La phase d'alignement a pour finalité de réduire l'écart de position entre deux contours par une transformation géométrique de type affine. Les paramètres du modèle de transformation sont estimés par minimisation de l'erreur quadratique entre les couples de points appariés. Cette procédure est menée de manière itérative en réalisant successivement l'appariement et la transformation jusqu'à convergence.

L'appariement entre les points, de deux contours successifs, est obtenu en élaborant une mesure de la dissimilarité donnée par l'expression :

$$D_{p_2(k)}(p_1(j)) \equiv D_{j,k} = d_{j,k} \cdot (\kappa_{j,k})^{\gamma_\kappa} \cdot (n_{j,k})^{\gamma_n} \quad (2)$$

avec $D_{j,k} > 1$, où γ_κ et γ_n sont des facteurs qui permettent de renforcer les termes de courbure et d'orientation par rapport à la distance.

Les différents termes de l'équation 2 sont donnés par :

- (i) la distance euclidienne entre deux points :

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

- (ii) la différence de courbures locales en ces deux points :

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

- (iii) la différence de direction entre les normales en ces points aux deux contours :

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

Les courbures locales sont estimées à partir de la représentation spatio-temporelle de la surface. La figure 2 donne un exemple de l'appariement entre deux contours.

L'étape suivante consiste après alignement des contours à déformer par une procédure de morphisme le premier

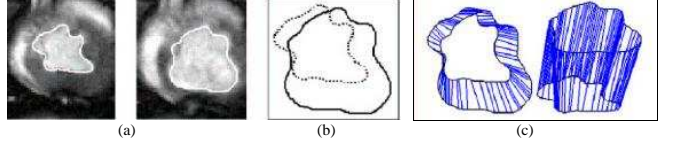


FIG. 2: Illustration de l'appariement de contours sur une séquence d'IRM. De gauche à droite, les deux images et les contours endocardiques issus de la segmentation, la représentation des deux contours superposés, résultat de l'appariement des deux contours (vues planaire et 3D).

contour vers le suivant. La déformation est régie par une EDP agissant sur la représentation implicite φ des contours respectifs. L'équation d'évolution est donnée par :

$$\varphi_t = (\varphi_D - \varphi) |\nabla \varphi|$$

où φ_D et φ_S représentent les ensembles de niveaux respectifs des deux contours. $\varphi(X, t = 0) = \varphi_S(X)$ constitue l'ensemble de niveau source à propager vers l'ensemble de niveau destination φ_D . Le terme de vitesse $F = \varphi_D - \varphi$ s'annulant lorsque $\varphi = \varphi_D$. Le champ de déformation, $V = (u, v)$, associé à l'équation de déformation précédente est donné par le système d'équations :

$$u_t = \frac{(\varphi_D - \varphi) \varphi_x}{|\nabla \varphi|}, v_t = \frac{(\varphi_D - \varphi) \varphi_y}{|\nabla \varphi|}$$

Après convergence de la procédure de morphisme, le champ de déformation permet de suivre les lignes de déformation reliant un point du contour source, C_S , au point correspondant sur le contour destination, C_D . La figure 3 illustre un exemple du champ de déplacement obtenu avec et sans alignement préalable des deux contours.

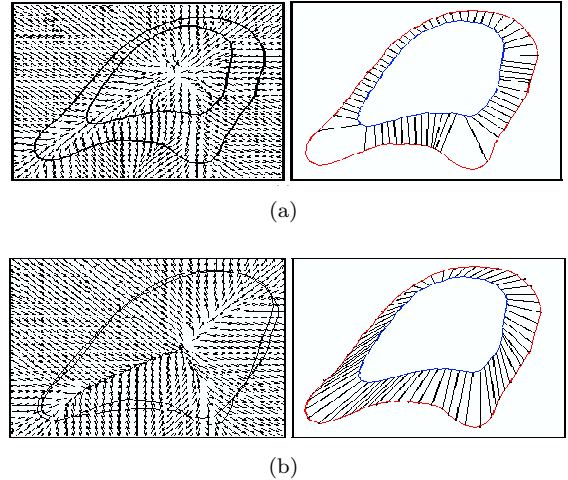
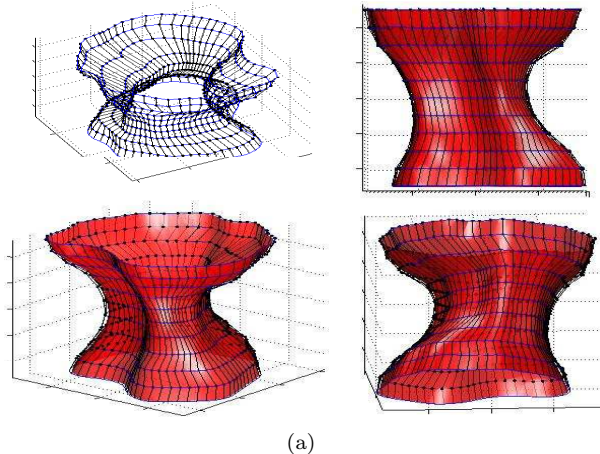


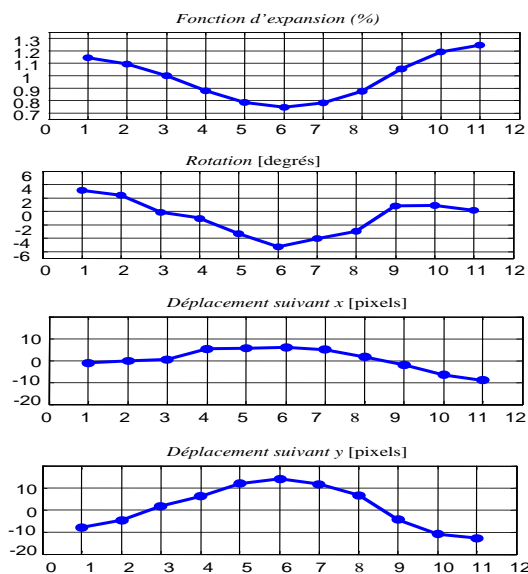
FIG. 3: Illustration de la procédure de morphisme entre deux contours. (a) champ de déformation et mise en correspondance finale obtenue sans alignement préalable des deux contours. (b) champ de déformation obtenu après l'alignement des deux contours et mise en correspondance finale. Dans les deux cas, l'appariement est réalisé sur 64 points.

Finalement, nous donnons le résultat de la segmentation et de la mise en correspondance pour une séquence

complète d'IRM (coupe petit axe). Un modèle affine simplifié (modèle de Helmert) permet d'estimer l'expansion, la rotation et les translations entre deux instants. Des mesures de déformations locales sont également obtenues en exploitant le maillage, de la représentation spatio-temporelle, issue de la mise en correspondance point à point.



(a)



(b)

FIG. 4: Segmentation 2D+t et mise en correspondance de contours sur une séquence ciné-IRM cardiaque. La séquence est constituée de 11 images couvrant un cycle cardiaque. (a) Représentations pseudo-volumiques de la surface endocardique et du maillage issu de la mise en correspondance des contours. (b) Mesures globales de la déformation.

5 Conclusion

Nous avons présenté une application des courbes de niveaux dans le cadre de la segmentation et l'analyse des déformations du ventricule gauche sur des séquences IRM cardiaques. L'objectif étant d'obtenir un modèle automatique pour la segmentation d'images médicales et l'extraction d'informations utiles par les cliniciens. Nous avons

utilisé la formulation des courbes de niveaux pour segmenter des séquences (2D+t) d'images à résonance magnétique. Cette formulation est de plus en plus populaire en segmentation d'images vu sa robustesse, sa stabilité et sa capacité à s'adapter aux changements de topologie des formes en imagerie médicale.

L'originalité de la méthode repose sur l'utilisation des courbes de niveaux pour :

- réaliser une segmentation volumique de données 2D+t
- une mise en correspondance automatique des contours

Nous avons par ailleurs amélioré le résultat de la segmentation du ventricule gauche en introduisant une contrainte portant sur les niveaux de gris. Le résultat de la segmentation pseudo-volumique est alors utilisé afin de procéder à une mise en correspondance temporelle des contours 2D.

Références

- [1] D. Adalsteinsson and J. Sethian. A fast level set method for propagating interfaces. *Journal of computational physics*, 118:269–277, 1995.
- [2] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro. Geodesic active contours. *International journal of computer vision*, 22(1):61–79, 1997.
- [3] T. Chan and L. Vese. An active contour model without edges. *International Conference on Scale-Space Theories in Computer Vision, Corfu Greece*, pages 141–151, september 1999.
- [4] T. Chan and L. Vese. Image segmentation using levels set and the mumford-shah model. april 2000.
- [5] T. Chan and L. Vese. A level set algorithm for minimizing the mumford-shah functional in image processing. *IEEE Workshop on Variational and Level Set Methods in computer Vision*, pages 161–168, 2001.
- [6] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. Snakes: Active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1:321–331, 1988.
- [7] S. Kichenassamy, A. Kumar, P. Olver, A. Tannenbaum, and A. Yezzi. Gradient flows and geometric active contour models. *Proceedings of the 5th International Conference on Computer Vision, Boston. IEEE Computer Society Press.*, june 1995.
- [8] R. Malladi, J.A. Sethian, and B.C. Vemuri. Evolutionary fronts for topology-independent shape modeling and recovery. *Proceedings for the 3rd European Conference on Computer Vision*, 800:3–13, mai 1994.
- [9] R. Malladi, J.A. Sethian, and B.C. Vemuri. Shape modeling with front propagation: a level set approach. *IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17:158–175, February 1995.
- [10] S. Osher and J. Sethian. Fronts propagating with curvature dependent speed: algorithms based on the hamilton-jacobi fomulation. *Journal of computation physics*, 79:12–49, 1988.
- [11] J. Sethian. A fast marching level set method for monotonically advancing fronts. *In Proc. Nat. Ac. Science*, 93:1591–1694, 1996.