

Segmentation et suivi de l'endocarde dans des séquences IRM 3D par surface active

Julien MILLE, Romuald BONÉ, Pascal MAKRIS, Hubert CARDOT
 Université François Rabelais de Tours, Laboratoire d'Informatique
 64 avenue Jean Portalis, 37200 Tours, France

{julien.mille, romuald.bone, pascal.makris, hubert.cardot}@univ-tours.fr

Résumé – Nous proposons un modèle de surface active 3D+T pour la segmentation et le suivi de la paroi endocardique du ventricule gauche dans des séquences cardiaques 3D. Pour réunir les étapes de segmentation et de suivi, la surface est dotée d'une structure divisée à la fois dans l'espace et le temps. Elle se modélise sous la forme d'une matrice de contours actifs planaires, connectés d'une coupe et d'une phase à l'autre, ce qui permet de maintenir une cohérence temporelle et spatiale. Dans une phase donnée, l'empilement des contours constitue un maillage triangulaire 3D de topologie cylindrique. La paroi ventriculaire est extraite par minimisation d'une énergie qui combine un terme contour et un nouveau terme basé région, exprimé selon le principe de la bande étroite

Abstract – We describe a 3D+T active surface model for segmentation and tracking of the left ventricular endocardium within 3D MRI sequences of the cardiac cycle. In order to perform segmentation and tracking simultaneously, the surface structure is divided through both time and space, and is therefore handled as an array of planar active contours, interconnected between adjacent slices and frames, providing spatial and temporal consistency. In a given frame, the stacking of slice contours constitute a 3D triangular mesh with a cylindrical topology. Extraction of ventricle border is performed by means of energy minimization, using a combination of boundary-based term and a new region-based term, computed with respect to the narrow band principle.

1 Introduction

La segmentation et le suivi du ventricule gauche (VG) en IRM est un problème largement traité ces vingt dernières années. Nous nous plaçons ici dans le cas de séquences 3D, divisées en phases et en coupes. Parmi les recherches relativement récentes, de nombreux travaux s'appuient sur le modèle de contour actif de Kass *et al.* [4]. Dans [10], un suivi de l'endocarde et de l'épicarde a été réalisé à partir de séquences 3D, en déterminant les contours dans la première coupe et première phase et en propageant les contours aux coupes et phases suivantes. Les contours implicites (ensembles de niveaux) ont également été utilisés pour la segmentation [9] et le suivi [7]. Des travaux notables, basés sur les modèles de forme active (*active shape models*), ont été réalisés [11]. Dans [5], les surfaces épicaudiques et endocardiques sont reconstruites à partir d'IRM fixes 3D grâce à un maillage triangulaire couplé avec un modèle de forme active. Dans les travaux cités, les données sont la plupart du temps des séquences 3D. Cependant, les corrélations spatiale et temporelle sont rarement mises à profit pour construire une surface dynamique. Le ventricule est souvent l'objet d'un suivi séquentiel, où le contour final à un instant donné sert d'initialisation à l'instant suivant, technique sujette à la propagation des erreurs. Une alternative consiste à employer une structure 3D évoluant au cours du cycle cardiaque, ce qui favorise la visualisation et l'analyse quantitative. Dans cette optique, nous proposons une surface active 3D+T qui regroupe la segmentation et le suivi dans le même problème

d'optimisation. La surface est divisée dans les domaines temporel et spatial en une matrice de contours actifs planaires, chacun adaptant sa propre géométrie aux données image. Pour assurer la consistance temporelle et spatiale, les contours sont interconnectés entre coupes et phases adjacentes. Dans une phase donnée, l'ensemble des contours ainsi que les connexions intercoupes forment un maillage triangulaire 3D de topologie cylindrique. L'extraction des bords du VG se fait par minimisation d'énergie, où interviennent une énergie interne assurant la régularité spatiale et temporelle de la surface ainsi qu'une énergie externe liant la surface aux contours endocardiques. Notre énergie externe inclut un nouveau terme basé région, calculé dans une bande étroite autour du contour. Les expérimentations sont menées sur des séquences 3D en petit axe (SA) acquises sur divers patients.

2 Modèle déformable pour la segmentation et le suivi

Etant donnée une séquence $I : \mathbb{R}^3 \times \Omega_\tau \rightarrow \mathbb{R}$, où $I(\mathbf{x}, \tau)$ est l'intensité du voxel $\mathbf{x} = (x, y, z)$ à l'instant τ , notre modèle est une surface dynamique $\mathbf{M} : \Omega_u \times \Omega_v \times \Omega_\tau \rightarrow \mathbb{R}^3$. En suivant la philosophie de Paragios [7], la segmentation et le suivi sont effectués simultanément en déterminant \mathbf{M} minimisant l'énergie E . Celle-ci est exprimée en séparant l'énergie 2D d'une part et les énergies 3D et temporelle

d'autre part :

$$E(\mathbf{M}) = \int_{\Omega_\tau} \int_{\Omega_v} E_{contour}(\mathbf{C}_{v,\tau}) dv d\tau \quad (1)$$

$$+ \omega_t E_t(\mathbf{M}) + \omega_s E_s(\mathbf{M})$$

où $\mathbf{C} : \Omega_u \rightarrow \mathbb{R}^2$ est un contour, paramétrisation d'une section de coupe de \mathbf{M} à v et τ fixés. De par la nature des séquences, la résolution en z est beaucoup plus faible que dans les autres dimensions (voir figure 1 à gauche). Pour cette raison, nous nous interdisons de dériver, d'intégrer ou d'interpoler la fonction image par rapport à z . Afin de s'adapter à ce type de données discontinues, nous adoptons une topologie cylindrique pour la surface \mathbf{M} , d'où $M_z(u, v, \tau) = h_z v$, où h_z est la résolution en z . A τ fixé, la surface est un cylindre généralisé dont les sections de coupes horizontales sont des courbes fermées. Dans l'équation précédente, nous avons $\mathbf{M}(u, v, \tau) = (\mathbf{C}_{v,\tau}(u), h_z v)$. Les termes pondérés par ω_s and ω_t sont respectivement la régularité spatiale (intercoupe) et la régularité temporelle (interphase). Le terme de régularisation spatial E_s lisse la surface selon la dimension z .

$$E_s(\mathbf{M}) = \int_{\Omega_\tau} \int_{\Omega_v} \int_{\Omega_u} \left\| \frac{\partial^2 \mathbf{M}}{\partial v^2} \right\| du dv d\tau \quad (2)$$

Le ventricule est considéré comme un objet non-rigide se déformant à faible vitesse, connaissance qui est incorporée dans la fonctionnelle d'énergie à l'aide d'un terme d'inertie. Sans nous baser sur un modèle de mouvement particulier, notre énergie de régularisation temporelle E_t utilise la dérivée seconde par rapport à τ :

$$E_t(\mathbf{M}) = \int_{\Omega_\tau} \int_{\Omega_v} \int_{\Omega_u} \left\| \frac{\partial^2 \mathbf{M}}{\partial \tau^2} \right\| du dv d\tau \quad (3)$$

On pourra remarquer que définir $\omega_t = \omega_s = 0$ supprime toute cohérence spatiale et temporelle, la surface 3D+T se comportant alors comme un ensemble de contours actifs évoluant indépendamment les uns des autres. L'énergie d'un contour 2D s'écrit

$$E_{contour}(\mathbf{C}) = \omega_c E_c(\mathbf{C}) + \omega_e E_e(\mathbf{C}) + \omega_r E_r(\mathbf{C}) \quad (4)$$

L'énergie de courbure E_c est le terme de régularisation :

$$E_c(\mathbf{C}) = \int_{\Omega_u} \left\| \frac{\partial^2 \mathbf{C}}{\partial u^2} \right\| du \quad (5)$$

Une remarque importante est que nous n'utilisons pas de terme de régularisation du premier ordre, car il n'est pas souhaitable de minimiser la longueur de la courbe. Au contraire, nous permettons au contour de se dilater sensiblement. Cependant, une fois discrétisé en polygone, il est nécessaire d'effectuer une re-paramétrisation afin de maintenir les sommets régulièrement espacés. Le terme de frontière E_e attire le contour vers les zones de fort gradient :

$$E_e(\mathbf{C}) = - \int_{\Omega_u} \|\nabla f(\mathbf{C}(u))\| du \quad (6)$$

où f est une coupe 2D de la séquence I , telle que $f(x, y) = I(x, y, h_z v_0, \tau_0)$. Nous introduisons un terme de région calculé dans le voisinage de la courbe, c-à-d dans une bande

interne R_I et externe R_O (figure 1 à droite). Cette énergie ne réalise pas une partition de l'image en régions au sens strict du terme, mais elle prend en compte les caractéristiques région aux alentours du contour, qui sont suffisantes pour segmenter nombre de structures anatomiques en imagerie médicale. Par ailleurs, on évite de calculer le terme de région sur la totalité du domaine et l'arrière-plan au moyen d'algorithme de remplissage [3]. Les bandes sont mises à jour au fur et à mesure de l'évolution, évitant ainsi que la surface finale soit limité à un voisinage de la position initiale. Dans l'idéal, la bande externe de la surface optimale coïncide avec le myocarde. L'énergie de région est formulée de façon à maximiser la différence entre les intensités moyennes des bandes interne et externe. Sachant que le bord cavité ventriculaire, ici représentée par R_I , doit être d'intensité plus élevée que le myocarde, on écrit :

$$E_r(\mathbf{C}) = \frac{1}{\mathcal{A}_O} \iint_{R_O} f(x, y) dx dy - \frac{1}{\mathcal{A}_I} \iint_{R_I} f(x, y) dx dy \quad (7)$$

où \mathcal{A}_I et \mathcal{A}_O sont les aires respectives des bandes interne et externe. Nous proposons une approximation de cette énergie en vue de son implémentation, les intégrales d'aire de f étant approximées en intégrales de contour sur \mathbf{C} . Soit $\vec{\mathbf{n}}$ la normale intérieure unitaire définie en chaque point de la courbe. Etant donnée une épaisseur de bande B , la région R_I est délimitée par \mathbf{C} et sa courbe parallèle $\mathbf{C} + B\vec{\mathbf{n}}$, tandis R_O est délimitée par \mathbf{C} et $\mathbf{C} - B\vec{\mathbf{n}}$. Notre simplification du terme de région s'écrit

$$\iint_{R_I} f(x, y) dx dy \approx \int_0^B \int_{\Omega_u} f(\mathbf{C} + b\vec{\mathbf{n}}) \left\| \frac{d(\mathbf{C} + b\vec{\mathbf{n}})}{du} \right\| du db \quad (8)$$

et de même pour R_O , en remplaçant $\vec{\mathbf{n}}$ par $-\vec{\mathbf{n}}$. Cette approximation part du principe que sommer la fonction image f sur une bande comprise entre deux courbes parallèles [2] revient à sommer f sur toutes les courbes intermédiaires. Grâce au principe de bande étroite, les régions correspondant au ventricule et à l'arrière-plan ne sont pas totalement considérées dans la fonctionnelle d'énergie, elles ne sont donc pas tenues de vérifier un critère d'homogénéité strict. Dans les séquences IRM, le fond n'est pas homogène, ceci étant aux nombreuses structures anatomiques. Le ventricule présente également des disparités aux niveaux des intensités, de par la présence de muscles papillaires.

3 Implémentation et minimisation de l'énergie

Etant donnée la séquence d'images divisée temporellement en T phases et spatialement en Z coupes, le modèle est implémenté en une matrice de contours actifs, chaque contour étant discrétisé en un polygone $[\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \dots, \mathbf{p}_n]$. Soit $\mathbf{p}_{i,z,t}$ le i^{ime} sommet du contour situé en coupe $z \in [1, Z]$ et en phase $t \in [1, T]$. On note $n_{z,t}$ le nombre de sommets de ce contour, quantité variant au fur et à mesure des ré-échantillonnages de la courbe durant son évolution. Comme illustré en figure 2, tout sommet situé en coupe z

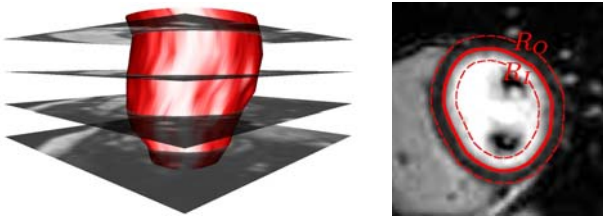


FIG. 1 – Surface déformable de topologie cylindrique et sections de coupes image (gauche) et contour planaire avec bandes interne et externe pour l'énergie de région en bande étroite (droite)

et en phase t est lié à des sommets en coupes $z-1$ et $z+1$ et en phases $t-1$ et $t+1$. Nous notons $\mathcal{S}_{i,z,t}^+$ et $\mathcal{S}_{i,z,t}^-$ les ensembles de voisins du sommet $\mathbf{p}_{i,z,t}$ en coupes respectives $z+1$ et $z-1$. De la même façon, nous notons $\mathcal{F}_{i,z,t}^+$ et $\mathcal{F}_{i,z,t}^-$ les ensembles de voisins de $\mathbf{p}_{i,z,t}$ en phases respectives $t+1$ et $t-1$. A une phase donnée, l'empilement des contours muni des connexions intercoupes forme un maillage triangulaire, représentation qui facilite l'analyse quantitative, comme l'estimation du volume du ventricule. Afin de minimiser la fonctionnelle d'énergie, les contours

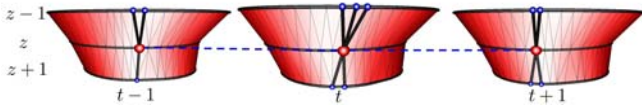


FIG. 2 – Connexions intercoupes et interphases dans la surface 3D+T discrète

sont itérativement déformés à l'aide de l'algorithme glouton [12], qui consiste à atteindre un minimum global de la fonction objectif par minimisation locales successives. A chaque itération, pour chaque sommet \mathbf{p} , une fenêtre carrée de largeur w centrée en \mathbf{p} est considérée. L'énergie est calculée en chaque pixel $\tilde{\mathbf{p}}$ de la fenêtre et le sommet est déplacé à la position pour laquelle l'énergie est minimale. Des travaux antérieurs [6] ont montré la convergence plus rapide de l'algorithme glouton par rapport à celle des méthodes basées sur des descentes de gradient. La qualité de segmentation au sens de la distance de Hausdorff est également meilleure. Pour pouvoir être appliqué, l'algorithme glouton requiert que l'énergie du contour soit discrétisée et exprimée comme une somme d'énergies propres à chaque sommet.

$$E(\mathbf{M}) = \sum_{t=1}^T \sum_{z=1}^Z \sum_{i=1}^{n_{z,t}} E(\mathbf{p}_{i,z,t}) \quad (9)$$

Etant donné l'ensemble de définition des pixels à explorer $\tilde{\mathbf{p}} \in \{\mathbf{p} + \mathbf{r} | \mathbf{r} \in ([-w/2, w/2] \cap \mathbb{Z})^2\}$, l'algorithme glouton se résume par l'équation d'évolution suivante, pour un sommet \mathbf{p} à l'itération k :

$$\mathbf{p}^{(k+1)} = \arg \min_{\tilde{\mathbf{p}}} E(\tilde{\mathbf{p}}^{(k)}) \quad (10)$$

Les énergies décrites précédemment sont distribuées parmi les sommets. L'énergie d'un sommet \mathbf{p} s'écrit donc :

$$E(\mathbf{p}) = \omega_c E_c(\mathbf{p}) + \omega_e E_e(\mathbf{p}) + \omega_r E_r(\mathbf{p}) + \omega_s E_s(\mathbf{p}) + \omega_t E_t(\mathbf{p}) \quad (11)$$

où E_c , E_e et E_r sont les énergies relatives au contour, calculées indépendamment à coupe et phase données, tandis que E_s et E_t utilisent les liens entre les sommets et leurs voisins dans les coupes et les phases adjacentes. Par souci de concision, les indices z et t seront ignorés pour exprimer les énergies propres au contour. Le terme E_c est une approximation de la courbure locale, qui peut être exprimée naturellement comme l'angle formé par \mathbf{p}_i et ses deux voisins.

$$E_c(\tilde{\mathbf{p}}_i) = \frac{(\tilde{\mathbf{p}}_i - \mathbf{p}_{i-1}) \cdot (\tilde{\mathbf{p}}_i - \mathbf{p}_{i+1})}{\|\tilde{\mathbf{p}}_i - \mathbf{p}_{i-1}\| \|\tilde{\mathbf{p}}_i - \mathbf{p}_{i+1}\|} \quad (12)$$

Contrairement à la discrétisation de la dérivée seconde par différences finies, l'angle est indépendant de la distance entre sommets, ce qui rend E_c insensible à l'échantillonnage. Le terme de gradient $E_e(\tilde{\mathbf{p}}_i) = -\|\nabla f(\tilde{\mathbf{p}}_i)\|$ est calculé par application de l'opérateur de Sobel. Le terme de région est basé sur les équations 7 et 8. Sa minimisation pousse le sommet à maximiser l'intensité des pixels le long de sa normale intérieure tout en minimisant celle des pixels sur sa normale extérieure.

$$E_r(\tilde{\mathbf{p}}_i) = \sum_{b=1}^B f(\tilde{\mathbf{p}}_i - b\vec{\mathbf{n}}_i) - \sum_{b=0}^{B-1} f(\tilde{\mathbf{p}}_i + b\vec{\mathbf{n}}_i) \quad (13)$$

Dans une phase donnée, l'énergie intercoupe maintient un maillage dont les sections de coupe varient régulièrement. Elle s'apparente à une courbure dans la direction parallèle à l'axe du cylindre, dans la mesure où elle rapproche un sommet de ses voisins dans les coupes adjacentes, de la même façon que la courbure horizontale E_c rapproche un sommet de ses voisins dans la même coupe.

$$\begin{aligned} \mathbf{s}_{i,z,t}^- &= \frac{1}{|\mathcal{S}_{i,z,t}^-|} \sum_{j \in \mathcal{S}_{i,z,t}^-} \mathbf{p}_{j,z-1,t} \\ \mathbf{s}_{i,z,t}^+ &= \frac{1}{|\mathcal{S}_{i,z,t}^+|} \sum_{j \in \mathcal{S}_{i,z,t}^+} \mathbf{p}_{j,z+1,t} \end{aligned} \quad (14)$$

$$E_s(\tilde{\mathbf{p}}_{i,z,t}) = \left\| \tilde{\mathbf{p}}_{i,z,t} - \frac{1}{2} (\mathbf{s}_{i,z,t}^- + \mathbf{s}_{i,z,t}^+) \right\|$$

L'énergie interphase, qui assure la cohérence de la déformation au cours du temps, est définie de manière similaire. Son expression est obtenue en remplaçant les voisinages intercoupes \mathcal{S} par les voisinages interphases \mathcal{F} dans les équations précédentes.

4 Résultats

La méthode est testée sur des séquences cardiaques 3D en petit axe, divisées en 25 phases et 9 coupes de taille 256×256 , couvrant le ventricule de l'apex jusqu'aux valves. La résolution est de 2mm/pixel en x et y et 9mm/pixel en z (qui correspond à l'épaisseur des coupes). Pour chaque

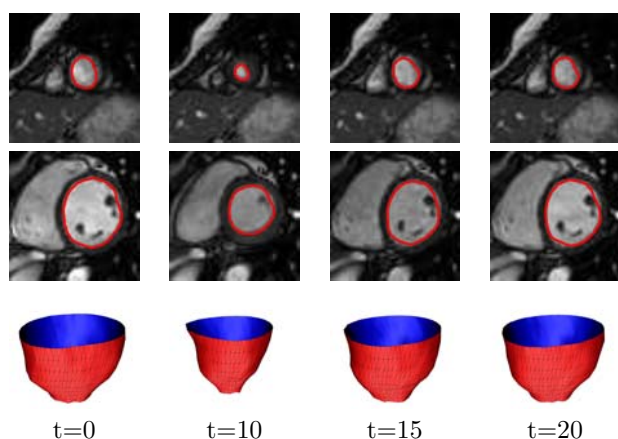


FIG. 3 – Segmentation d’un cœur sain. Coupes 1, 5 et 9 et maillage triangulaire cylindrique

séquence, une segmentation manuelle a été réalisée par un expert. La distance de Hausdorff H_{max} et sa version modifiée H_{mean} [1] mesurent respectivement l’erreur maximale et moyenne entre la surface estimée et la surface réelle, évaluées sur toutes les coupes et phases. Sur chaque jeu de donnée, la surface est initialisée en un mince cylindre dont toutes les sections de coupes se trouvent à l’intérieur du ventricule gauche. Elle est ensuite déformée jusqu’à atteindre la paroi de l’endocarde dans chaque phase. La difficulté de segmentation du ventricule est accrue par la présence de muscles papillaires (ou piliers), qui se traduisent par des taches sombres à l’intérieur du ventricule. Nous incorporons ces piliers dans la surface par un contrôle de la topologie. Lorsque le contour englobe un pilier en se séparant d’un côté et fusionnant de l’autre, les intersections entre arêtes sont détectées. Un changement de topologie a alors lieu [8], de façon à ce que seul le contour extérieur soit conservé. Nous maintenons ainsi un contour valide sans intersection, de topologie circulaire. La figure 3 représente les résultats obtenus sur un cœur sain, segmenté à différents instants, ainsi que la reconstruction 3D du maillage à ces mêmes instants. Le volume minimale est observé à $t = 10$, qui correspond donc à la phase télé-systolique. Les mesures de Hausdorff s’élèvent à $H_{mean} = 0.85$ et $H_{max} = 1.47$, ce qui correspond à des résultats satisfaisants, pour temps de calcul total d’environ 10s sur un P4 2.8GHz 512 Mo RAM avec une implémentation C++.

5 Conclusion

Nous avons décrit une surface déformable 3D+T pour la segmentation et le suivi de l’endocarde en IRM tridimensionnelle. La topologie du modèle est adaptée à des données faiblement échantillonnées, issues d’acquisitions en petit axe. La formulation énergétique assure la régularité de la surface à un instant donné mais aussi durant le cycle cardiaque complet, ce qui permet d’appréhender les problèmes de segmentation et de suivi dans le même processus d’optimisation. A partir d’une position initiale à l’intérieur du ventricule, la surface s’ajuste aux parois de l’endocarde grâce à une combinaison de caractéristiques contour et ré-

gion. Dans la continuité de ces travaux, nous souhaitons incorporer des connaissances supplémentaires dans la déformation, notamment des *a priori*s géométriques, afin de contraindre le mouvement de la surface. En effet, certaines pathologies cardiaques affectent la forme du ventricule de telle façon que la surface ne parvient pas à réaliser un suivi précis de l’endocarde, ce qui nécessite des contraintes de formes plus importantes. Par ailleurs, nous envisageons d’utiliser plusieurs surfaces couplées avec des relations spatiales définies, afin de réaliser la segmentation de l’épicarde et du ventricule droit.

Références

- [1] M-P. Dubuisson and A.K. Jain. A modified Hausdorff distance for object matching. In *12th International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*, pages 566–568, Jerusalem, Israel, 1994.
- [2] A. Gray. *Modern differential geometry of curves and surfaces with Mathematica*. CRC, 2nd edition, 1997.
- [3] J. Ivins and J. Porrill. Active region models for segmenting textures and colours. *Image and Vision Computing*, 13(5) :431–438, 1995.
- [4] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. Snakes : active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1(4) :321–331, 1988.
- [5] M.R. Kaus, J. Von Berg, J. Weese, W. Niessen, and V. Pekar. Automated segmentation of the left ventricle in cardiac MRI. *Medical Image Analysis*, 8(3) :245–254, 2004.
- [6] J. Mille, R. Boné, P. Makris, and H. Cardot. Greedy algorithm and physics-based method for active contours and surfaces : a comparative study. In *IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, pages 1645–1648, Atlanta, USA, 2006.
- [7] N. Paragios. A level set approach for shape-driven segmentation and tracking of the left ventricle. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(6) :773–776, 2003.
- [8] A. Perera, C-L. Tsai, R. Flatland, and C. Stewart. Maintaining valid topology with active contours : theory and application. In *IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, pages 1496–1502, Hilton Head, SC, USA, 2000.
- [9] C. Pluempitwiriyaewej, J. Moura, Y-J. Wu, and C. Ho. STACS : New active contour scheme for cardiac MR image segmentation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(5) :593–603, 2005.
- [10] I-H. Shin, M-J. Kwon, S-T. Chung, and H.W. Park. Segmentation and visualization of left ventricle in MR cardiac images. In *IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, volume 2, pages 89–92, Rochester, New York, USA, 2002.
- [11] H. van Assen, M. Danilouchkine, A. Frangi, S. Ordás, J. Westenberg, J. Reiber, and B. Lelieveldt. SPASM : A 3D-ASM for segmentation of sparse and arbitrarily oriented cardiac MRI images. *Medical Image Analysis*, 10(2) :286–303, 2006.
- [12] D.J. Williams and M. Shah. A fast algorithm for active contours and curvature estimation. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing : Image Understanding*, 55(1) :14–26, 1992.