Les contours actifs basés région avec a priori de bruit et de forme.

F. Lecellier[1], J. Fadili[1], S. Jehan-Besson[2], G. Aubert[3], M. Revenu[1], E. Saloux[4]
1: GREYC UMR CNRS 6072, 6 bd MARECHAL JUIN, 14050 CAEN CEDEX, FRANCE
2: LIMOS UMR CNRS 6158, 63173 AUBIERE CEDEX, FRANCE
3: Laboratoire J.A. Dieudonné UMR CNRS.6621, 06108 NICE CEDEX, FRANCE
4: CHU de CAEN, 14000 CAEN, FRANCE

2009-03-24

1. Résumé accepté aux journées : RITS 2009

1 Introduction

Le GREYC, en partenariat avec le CHU, travaille sur la segmentation de l'endocarde sur des images d'échographie cardiaque. La segmentation de ce type d'image est un sujet d'étude ouvert et a été l'objet de nombreuses recherches [3, 5]. Ces travaux utilisent pour la plupart une modélisation des régions à extraire, que ce soit par l'intermédiaire de la forme ou de la texture du ventricule gauche du coeur. Nous avons utilisé pour cette tâche une méthode par contours actifs basés région[4]. Cette méthode nous a paru adéquate pour la possibilité de combiner des termes photométriques (tels que le bruit ou la texture) et des termes géométriques (tels que la forme). Nous avons ainsi modélisé de manière la plus formelle possible l'ajout d'un a priori de bruit et de forme dans les contours actifs basés région, ce qui, à notre connaissance n'avait jamais été réalisé de cette manière.

2 La méthode utilisée

La méthode des contours actifs utilise à la base des termes uniquement basés contours et ne prend donc pas en compte des descripteurs des régions de l'image à segmenter. Cette méthode a été complétée par l'utilisation des contours actifs basés région [4] qui permettent d'utiliser cette fois, non seulement les termes contours (qui ont prouvé leur efficacité) et les termes régions (qui autorisent les descripteurs plus complexes de région). Nous utilisons deux critères pour obtenir l'équation globale d'évolution du contour actif, le premier un critère sur le bruit et le seconde un critère sur la forme.

- Un a priori de bruit Pour modéliser notre terme d'attache aux données (l'a priori de bruit), nous avons utilisé une densité de probabilité (pdf) appartenant à la famille exponentielle. Le choix de la famille exponentielle a été guidé en grande partie par le fait que les pdf de cette famille permettent de prendre en compte une grande partie des bruits générés par les capteurs (Gaussien, Poisson, Rayleigh...). Une fois cette famille choisie, nous avons ensuite cherché à démontrer un résultat général de dérivation du critère d'attache aux données. La dérivation de ce critère a mis en évidence un point particulièrement important dans la dérivation de la fonctionnelle. En effet, les paramètres de la pdf, dépendent du domaine et nécessitent donc toujours d'être dérivés également.

- Un a priori de forme Pour modéliser la forme, nous nous sommes basés sur les travaux de thèse d'Alban Foulonneau [2]. Cette méthode utilise les moments de Legendre normalisés pour ajouter un a priori de forme dans les contours actifs basés région. La normalisation permet d'inclure les invariances utiles (translation, homothétie, rotation ...) directement dans la modélisation et donc dans la dérivation.

Les deux critères obtenus sont ensuite combinés au sein d'un algorithme de minimisation alternée.

3 Expérimentations

Nous avons cherché dans cette phase à valider nos modèles et à les appliquer aux images échocardiographiques. Pour valider le modèle de bruit, nous avons utilisé une simulation de Monte-Carlo sur une image de synthèse. Des images bruitées ont été générées pour différentes distances de Battacharya (ie rapport signal sur bruit). Ensuite nous avons segmenté ces images en utilisant différentes pdf et calculé les taux de faux positifs et de vrais positifs en fonction de la distance de Battacharya. Nous pouvons voir clairement que, pour une image bruitée par un bruit de Rayleigh, segmenter en utilisant l'a priori de Rayleigh donne le meilleur compromis entre faux positifs et vrais positifs. En considérant le bruit de Poisson, le résultat est le même, c'est à dire que segmenter un bruit de Poisson avec l'a priori de Poisson permet d'obtenir le meilleur compromis entre faux et vrais positifs.

Dans le cadre de l'a priori de forme, nous avons généré une image de synthèse avec des occlusions simulées. Et le résultat de la segmentation montre clairement que notre a priori de forme permet d'outrepasser ces occlusions. Cela même dans le cas de la segmentation d'une image bruitée.

Enfin pour la segmentation d'images échocardiographiques, Notre algorithme de segmentation donne de bons résultats par rapport à la segmentation experte. Nous avons par ailleurs calculé la distance de Hamming de notre méthode, par rapport à la segmentation experte. Et ensuite nous avons utilisé les Modèles Actifs de Mouvement et d'Apparence (AAMM) [6] pour comparer notre approche à une autre classiquement utilisée. Et nous avons pu observer que sur une séquence d'échographie, nous obtenons une distance de Hamming moitié moindre que les AAMM.

4 Conclusion et discussion

Les résultats obtenus sont très intéressants et permettent de démontrer l'applicabilité d'une méthode générale à des images aussi complexes que les images échocardiographiques. On peut dégager deux axes principaux d'avancée pour ces résultats théoriques et pratiques.

Sur le plan théorique, nous avons montré que l'ajout d'un modèle de bruit général dans les contours actifs basés région est possible et nous avons également élucidé l'impact des paramètres du modèle considéré sur la vitesse d'évolution obtenue. Ces deux apports permettent d'utiliser des fonctions diverses afin de modéliser au mieux le type de bruit présent dans les images et de ne pas nous cantonner au cas classique de la vraisemblance.

Sur le plan pratique, l'utilisation de l'algorithme de minimisation alternée permet d'éviter une divergence brutale du contour et donc une segmentation mal adaptée aux images. Ce type d'algorithme paraît nécessaire pour la segmentation d'images médicales qui peuvent être fortement bruitées et présenter des occlusions ou des variations importantes de luminosité. Nous voyons d'ailleurs clairement sur les résultats présentés qu'il est nécessaire pour obtenir une segmentation correcte d'une image échographique de combiner au sein d'une même méthode un modèle d'attache aux données (bruit) et un modèle de forme.

Nous avons également développé un modèle générique de texture pouvant se combiner avantageusement avec le modèle de forme pour permettre l'introduction d'autres critères d'attache aux données. En effet, l'évolution des systèmes d'acquisition échographiques permettent de voir directement les fibres musculaires et donc d'utiliser cette texture pour segmenter les images. Une validation expérimentale sera menée sur ce point.

5 Bibliographie

[1] G. Aubert, M. Barlaud, O Faugeras, and S. Jehan-Besson, « Image segmentation using active contours : Calculus of variations or shape gradients », SIAM, vol. 63, pp 2128-2154, 2003

[2] Alban Foulonneau, Pierre Charbonnier, Fabrice Heitz : « Affine-Invariant Geometric Shape Priors for Region-Based Active Contours », IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence vol.28, n°8, pp. 1352-1357, 2006.

[3] G. Hamarneh, T. Gustavsson : « Combining Snakes and Active Shape Models for Segmenting the Human Left Ventricle in Echocardiographic Images », IEEE Computers in Cardiology, vol.27, pp. 115-118, 2000.

[4] S. Jehan-Besson, M. Barlaud, and G. Aubert, « Dream2s : Deformable regions driven by an eulerian accurate minimization method for image and video segmentation », IJCV, vol. 53, no.1, pp. 45-70, 2003.

[5] G. Jacob, J. Noble, C. Behrenbruch, A. Kelion, A. Banning : « A Shape-Space-Based Appraoch to Tracking Myocardial Borders and Quantifying Regional Left-Ventricular Function Applied in Echocardiography », IEEE Trans-

action on Medical Imaging, vol.21, n°3, pp. 226-238, 2002.

[6] J. Lebossé, F. Lecellier, M. Revenu, E. Saloux : « Segmentation du contour de l'endocarde sur des séquences d'images d'échographie cardiaque », GRETSI pp. 537-540, 2005.

[7] P. Martin, P. Réfrégier, F. Goudail, F. Guérault : « Influence of the noise model on level set active contour segmentation », IEEE PAMI, vol. 26, pp. 799-803, 2004.

[8] L. A. Vese, T. F. Chan : « A Multiphase Level Set Framework for Image Segmentation using the Mumford and Shah Model », IJCV, vol. 50, pp. 271-293, 2002.

[9] Song Chun Zhu, Tai Sing Lee, Alan L. Yuille : « Region Competition : Unifying Snakes, Region Growing, Energy/Bayes/MDL for Multi-band Image Segmentation », ICCV, pp. 416-425, 1995