

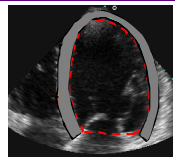
Les contours actifs basés région pour la segmentation d'images : Application à la segmentation du contour de l'endocarde sur des images d'échographie cardiaque

François Lecellier GREYC UMR CNRS 6072 – Équipe image
Stéphanie Jehan-Besson, Jalal Fadili, Marinette Revenu

Mots-clés : Architecture et traitement des images spatio-temporelles

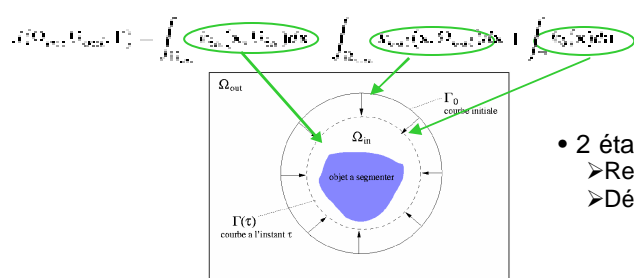
Contexte

- Partenariat GREYC – CHU de Caen (E. Saloux)
- Collaboration Laboratoire J. A. Dieudonné (G. Aubert)
- Objectif applicatif : quantifier la fonction cardiaque



Théorie

- Contours actifs basés région
 - Permettent de prendre en compte des informations globales



- 2 étapes principales
 - Recherche d'un critère
 - Dérivation du critère

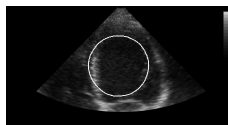
Evolution d'un contour



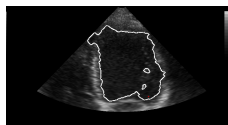
Contour en évolution sur une image non bruitée

Résultats sur une image d'échographie

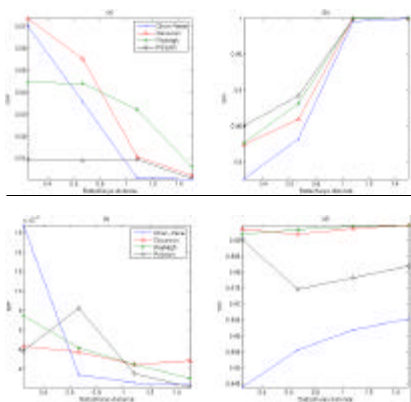
- Image d'échographie initiale



- Image segmentée



Quantification des résultats



Taux de faux positifs et de vrais positifs pour différentes distances de Bhattacharyya
En haut, bruit Poissonien, en bas bruit de Rayleigh

Critère

- Introduction d'un modèle de bruit comme critère d'homogénéité
 - Score de vraisemblance ($F = -\log p$) mesure de similarité
 - Entropie ($F = -p \log p$) mesure de dispersion

$$E(\Omega) = \int_{\Omega} \Phi(p(y(x))) dx$$

- Densités de probabilité utilisées (Famille exponentielle)

$$p(y, \eta) = h(y) \exp[\eta \cdot T(y) - A(\eta)]$$

- Loi de Rayleigh

- Approximation du speckle

$$p(y(x), \theta) = \frac{y(x)}{\theta} \exp\left(-\frac{y(x)^2}{2\theta^2}\right)$$

- 2 estimateurs
 - Maximum de vraisemblance
 - Moments

Dérivation

- Utilisation des outils de dérivation de domaine

$$J(\Omega) = \int_{\Omega} k(x, \Omega) dx$$

$$\langle J(\Omega), \mathbf{V} \rangle = \int_{\Omega} k(x, \Omega, \mathbf{V}) dx = \int_{\Omega} k(x, \Omega) (\mathbf{V} \cdot \mathbf{N}) da$$

- Résultat du calcul général :

$$\langle E(\Omega), \mathbf{V} \rangle = - \int_{\Omega} h(y) (\mathbf{V} \cdot \mathbf{N}) da + \int_{\Omega} h(y) [\nabla \cdot \mathbf{V} T(y) - (\mathbf{V} \cdot \mathbf{N}) \nabla A(\eta)] da$$

- Résultat dans le cas particulier, $F = -\log$ et loi de Rayleigh avec l'estimateur du maximum de vraisemblance

$$\langle E(\Omega), \mathbf{V} \rangle = - \int_{\Omega} \log(p(y(x), \theta)) (\mathbf{V} \cdot \mathbf{N}) da$$

Conclusion

- Nouvelle formulation pour l'ajout d'informations statistiques dans les contours actifs basés région
- Permet une meilleure segmentation d'images fortement bruitées
- Utilisation possible comme premier outil de segmentation d'échocardiographies

Perspectives

- Constat : différence avec segmentation experte trop importante pour le diagnostic
 - Modèle de forme (moments)
 - Apprentissage de forme
 - Modèle de texture
 - Passage au 3D
- Poursuite en thèse

Références

Fadili J., Jehan-Besson S., Region-based active contours with exponential family observations, Tech. Report, GREYC, 2004.
Giachetti A., Gigli G., Torre V., Computer Assisted Analysis of Echocardiographic Image Sequences, CVRMed, Pages 267–271, 1995.
Jehan-Besson S. and al., Regionbased active contours for video object segmentation with camera compensation, Int. Conf on Computer Vision, Vancouver, Pages 353–360, 2001.
Kass M., Snakes : Active Contour Models, International Journal of Computer Vision, 1, Pages 321–332, 1988.
Stagmann M. B., Active Appearance Models : Theory and Cases, Proc. 9th Danish Conference on Pattern Recognition and Image Analysis, Pages 49–57, 2000.
Wagner R. F., Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans, IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 30, Pages 156–163, 1983.