

باستناد



کوآبی ارائه مقاله

بدین وسیله کوآبی می شود که مقاله:

یک مرز فعال جدید برای ناحیه بندی تصاویر شدید مغناطیسی قلبی

(مدی ساداتمند طرزجان، حسن قاسمیان)

در میستین کنفرانس مهندسی برق ایران (ICEE 2012) که از ۲۶ لغایت ۲۸ اردیبهشت ماه ۱۳۹۱ در دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، پردیس دانشکده های فنی دانشگاه تهران برگزار شده، توسط خانم آقای مدی ساداتمند طرزجان ارائه گردیده است.

جلیل راشد محصل

دبیر میستین کنفرانس مهندسی برق ایران

ورئیس دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

2012

ICEE

یک مرز فعال جدید برای ناحیه‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی

مهدی سعادت‌مند طرزجان^۱ و حسن قاسمیان^۲

^۱ استادیار گروه برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران. saadatmand@kiaeee.org

^۲ استاد دانشکده برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران. ghassemi@modares.ac.ir

چکیده - در این مقاله، یک مرز فعال جدید برای ناحیه‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی (CMR) پیشنهاد شده است. در حقیقت، مدل فرم‌پذیر پیشنهادی (ECV)، شکل توسعه یافته روش مرز فعال هندسی بدون لبه (CV) می‌باشد. به این ترتیب که به منظور افزایش قدرت نفوذ CV، نواحی داخل و خارج منحنی تا آنجا توسعه داده می‌شوند که این دو ناحیه دارای یک برهم‌افتادگی با طول مشخص گردند. سپس، با استفاده از فرمول‌بندی CV، منحنی تکامل می‌یابد. ما برای ارزیابی ECV در مقایسه با CV و مرز فعال خودنمایی از دو مجموعه تصاویر CMR مربوط به فازهای انتهایی سیستول و دیاستول استفاده نموده‌ایم. نتایج تجربی بیانگر آن است که پاسخ‌های روش پیشنهادی بهترین تطبیق را با نتایج ناحیه‌بندی دستی (مربوط به متخصصین قلب) داشته است.

کلیدواژه- ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی، تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی، مرزهای فعال هندسی، روش سطح تراز

۱- مقدمه

تصویربرداری تشدید مغناطیسی قلبی روشی غیرتهاجمی برای تصویربرداری از قلب است. داده‌های حاصل از این روش ۱+۳ بعدی بوده (سه بعد مکان + یک بعد زمان) و شامل برش‌های متقاطع قلب در زمان‌های مختلف سیکل قلبی است. در مطالعه کلینیکی تصاویر تشدید مغناطیسی قلب^۱ (CMR)، با مشاهده برخی توالی‌های تصاویر، اطلاعات کیفی درباره عملکرد قلب بدست می‌آید. به منظور اضافه نمودن معیارهای کمی برای اندازه‌گیری عملکرد فیزیکی قلب، باید مرز مخزن خون داخل بطن چپ استخراج گردد. انجام این وظیفه به صورت دستی بسیار زمانبر و خسته‌کننده می‌باشد. استفاده از یک روش استخراج مرز قابل اعتماد و خودکار (یا حداقل با کمترین ارتباط با کاربر) برای این منظور می‌تواند راه‌گشا باشد [۱]. به این ترتیب، قلب را می‌توان به صورت فیزیکی در کل سیکل قلبی توصیف نمود؛ در حالی که در روش دستی، این وظیفه معمولاً تنها در سیستول و دیاستول انجام می‌شود. همچنین، می‌توان مرزهای استخراج شده را با استفاده از گرافیک کامپیوتری در قالب سطوح گرافیکی قلبی درآورد [۲-۳]. از دیدگاه کلینیکی می‌توان سه کاربرد عمده برای ناحیه‌بندی مرز بطن چپ و

استخراج مخزن خون بیان نمود [۴]: اندازه‌گیری حجم ضربانی، اندازه‌گیری بازده قلبی و مطالعه حرکت دیواره بطنی طی یک سیکل کامل قلبی. بعلاوه، اخیراً راه‌گیری نقطه به نقطه دیواره بطنی به عنوان یک ابزار کمک تشخیصی مورد توجه قرار گرفته است [۵].

مرزهای فعال فرم‌پذیر روشی کارآمد برای حل مشکلات فوق در ناحیه‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی (به طور خلاصه، تصاویر قلبی) می‌باشند. مرزهای فعال منحنی‌هایی هستند که در حوزه تصویر تعریف شده و می‌توانند تحت تأثیر نیروهای داخلی و خارجی حرکت کنند. نیروهای داخلی برای هموار نگه داشتن مدل در طول فرآیند تکامل طراحی شده؛ در حالی که نیروهای خارجی برای بردن مدل به سمت مرز یک شی یا ویژگی‌های دیگری در تصویر تعریف شده است [۶]. به عنوان مثال، Ranganath [۲] از اولین کسانی است که از مدل‌های فرم‌پذیر (مدل مارها) برای ناحیه‌بندی قلب استفاده کرده است. Makowski و همکارانش [۳] با ترکیب مدل بالون و مدل مارها، مدل فرم‌پذیر جدیدی شامل دو فاز، برای ناحیه‌بندی تصاویر قلبی ارائه داده‌اند. همچنین، آنها از نتایج ناحیه‌بندی برای بازسازی سطح سه‌بعدی بخش‌های مختلف قلب استفاده نموده‌اند. Mishra و همکارانش [۴] برای تشخیص مرز بطن چپ در تصاویر اکوکاردیوگراف از ترکیب روش مرز فعال و الگوریتم‌های ژنتیکی استفاده نموده‌اند. به این ترتیب که مسأله

^۱ Cardiac magnetic resonance (CMR) images

با مشتقات جزئی در روش CV را می‌توان برای محدوده باند باریک (حول منحنی) چنین نوشت:

$$\frac{\partial \phi(x)}{\partial t} = \alpha \kappa + v_{CV} \quad (1)$$

که κ انحنای تابع سطح تراز ϕ و v_{CV} تابع سرعت می‌باشد؛ به طوری که:

$$\kappa = \nabla \cdot \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} = \frac{\phi_{xx}\phi_y^2 - 2\phi_x\phi_y\phi_{xy} + \phi_{yy}\phi_x^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{3/2}} \quad (2)$$

$$v_{CV} = -\lambda^+(I(x) - c^+)^2 + \lambda^-(I(x) - c^-)^2 \quad (3)$$

که c^+ و c^- متوسط روشنایی پیکسل‌های به ترتیب درون ($\phi^+ = \{x | \phi(x) \geq 0\}$) و بیرون ($\phi^- = \{x | \phi(x) < 0\}$) منحنی در تصویر I بوده و داریم:

$$c^+ = \frac{\int_{x \in \phi^+} I(x) dx}{\int_{x \in \phi^+} dx} \quad (4)$$

$$c^- = \frac{\int_{x \in \phi^-} I(x) dx}{\int_{x \in \phi^-} dx} \quad (5)$$

همچنین، λ^+ و λ^- نیز به ترتیب ضرایب اهمیت نواحی ϕ^+ و ϕ^- می‌باشند. یک روش مناسب برای تنظیم این دو پارامتر، استفاده از آنها برای نرمالیزه نمودن تابع سرعت v_{CV} است:

$$\lambda^- = \lambda^+ = \frac{1}{\max_{x \in \Omega} |(I(x) - c^-)^2 - (I(x) - c^+)^2|} \quad (6)$$

هدف روش CV، تکامل منحنی بطوری است که شباهت بین تصویر و یک تابع دو سطحی با مقادیر c^+ و c^- (به ترتیب در داخل و خارج منحنی) بیشینه شود. به عبارت دیگر، پاسخ‌های CV تنها زمانی مناسب خواهد بود که روشنایی ناحیه مطلوب یکنواخت و متمایز از سایر نواحی همجوار باشد. محدودیت فوق سبب تضعیف عملکرد CV در ناحیه‌بندی تصاویر با روشنایی غیریکنواخت یا دارای نویز می‌شود [۱۱].

۳- روش پیشنهادی

در شکل ۱، پاسخ‌های CV و SAS برای یک تصویر CMR نشان داده شده است. به طور کلی، در این تصویر، قلب را می‌توان به سه بخش تقسیم نمود: ناحیه مرکزی بطن (پیش‌زمینه)، حاشیه بطن و عضله قلب (پس‌زمینه). ناحیه مرکزی بطن تنها از خون تشکیل شده و دارای روشنایی بسیار زیادی در مقایسه با

تشخیص مرز برپایه روش مرز فعال به صورت یک مسأله بهینه‌سازی با چندین قید فرمولبندی شده و سپس توسط الگوریتم‌های ژنتیکی بهینه‌سازی گردیده است. مسیوی و همکارانش [۵] از روش مش فعال سه بعدی برای استخراج دیواره بطن چپ و ره‌گیری نقطه به نقطه آن استفاده کرده‌اند. مش فعال در حقیقت یک حجم فرم‌پذیر با المان محدود است. آنها برای اولین بار، از یک مدل ذاتا سه بعدی برای استخراج حجم بطن چپ استفاده نموده‌اند. همچنین، Lynch و همکارانش [۷] روشی جدید برپایه یک زوج مرز فعال متصل ارائه داده‌اند. در این روش، برای بهبود عملکرد مرز فعال، اطلاعات پیشین^۲ (در قالب یک تابع احتمال) و ناحیه نیز بخدمت گرفته شده است. در نهایت، Pluempitiwiriwawej و همکاران [۸] روش تصادفی^۳ STACS را برای ناحیه‌بندی قلب پیشنهاد نموده‌اند. در این روش، اطلاعات تصادفی مبتنی بر لبه و ناحیه، اطلاعات پیشین درباره شکل قلب و خصوصیات محلی منحنی با یکدیگر ترکیب شده‌اند. بعلاوه، برای تنظیم دینامیکی وزن هریک از اجزای فوق در تابعی انرژی، از روش بازپخت شبیه‌سازی شده^۴ استفاده گردیده است.

در این مقاله یک مرز فعال جدید برای ناحیه‌بندی تصاویر CMR ارائه شده است. در حقیقت، روش پیشنهادی نسخه توسعه‌یافته مرز هندسی بدون لبه (CV)^۵ [۹] بوده و قادر به استخراج فرورفتگی‌های مرز بطن چپ بویژه در اطراف ماهیچه پاپیلاری^۶ و وترهای دیواره بطنی^۷ است. همچنین، در مقایسه با نظر متخصص قلب، پاسخ‌های روش پیشنهادی بسیار بهتر از CV و مرز فعال خودنسیبی^۸ (SAS) [۱۱] بوده است.

در ادامه در بخش ۲، مرز فعال هندسی بدون لبه معرفی می‌گردد. بخش ۳ به شرح روش پیشنهادی اختصاص یافته است. بخش ۴ به بررسی نتایج تجربی پرداخته و در نهایت بخش ۵ به نتیجه‌گیری می‌پردازد.

۲- مرز فعال هندسی بدون لبه

مرز فعال هندسی بدون لبه (CV) [۹] اولین مرز هندسی مبتنی بر ناحیه می‌باشد که در حقیقت یک پاسخ تکه‌ای-ثابت^۹ برای تابعی مامفورد-شاه [۱۰] بدست می‌آورد. معادله دیفرانسیل

² Apriori information
³ Stochastic
⁴ Simulated annealing
⁵ Chan-Vese (CV)
⁶ Papillary muscle
⁷ Left ventricle trabeculae
⁸ Self-affine snake (SAS)
⁹ Piecewise constant solution



شکل ۲: سه ناحیه متداول پیش‌زمینه، پس‌زمینه و حاشیه برای یک شی.

$$\hat{c}^- = \frac{\int_{x \in \hat{\phi}^-} I(x) dx}{\int_{x \in \hat{\phi}^-} dx} \quad (10)$$

و از آنجا می‌توان معادله دیفرانسیل الگوریتم CV توسعه یافته^{۱۱} (ECV) را به صورت ذیل نوشت:

$$v_{ECV}(x) = \frac{(I(x) - \hat{c}^-)^2 - (I(x) - \hat{c}^+)^2}{\max_x |(I(x) - \hat{c}^-)^2 - (I(x) - \hat{c}^+)^2|} \quad (11)$$

باید توجه داشت که در الگوریتم پیشنهادی تنها در محاسبه تابع انرژی و در نتیجه متوسط روشنایی نواحی داخل و خارج مرز از نواحی دارای همپوشانی استفاده شده است. به عبارت دیگر، تکامل مرز در ECV، بر اساس روش سطح تراز (level set) بوده و در هر مرحله، مرز با محاسبه سطح تراز رویه ϕ بدست می‌آید. الگوریتم ECV یک مرز هندسی مناسب برای ناحیه‌بندی اشیائی با حاشیه مبهم و غیریکنواخت می‌باشد. به عنوان مثال، مطابق شکل ۱، ECV بخوبی توانسته حاشیه بطن را ناحیه‌بندی نموده و ماهیچه پاپیلاری را نیز استخراج نماید.

۴- نتایج تجربی

برای ارزیابی عملکرد روش پیشنهادی، از دو مجموعه تصاویر سه بعدی قلبی (هر مجموعه ۳ تصویر) استفاده شده است. این تصاویر به ترتیب مربوط به زمان‌های (فازهای) انتهای دیاستول و انتهای سیستول قلب می‌باشد. تصاویر مذکور مربوط به بیماری می‌باشد که اولین انفارکتوس خود را تجربه نموده است. علائم بالینی این بیمار درد سینه و افزایش سطح آنزیم creatine-kinase به دو برابر مقدار نرمال بوده است. تصاویر از نوع گرادیان-اکو^{۱۲} بوده و توسط یک دستگاه اسکنر ۱/۵ تسلا اخذ گردیده است. همچنین، دو متخصص قلب تصاویر فوق را به صورت دستی ناحیه‌بندی نموده‌اند.

نواحی دیگر است. عضله قلب نیز تنها از بافت میوکارد تشکیل شده و تیره می‌باشد. اما، هر وکسل^{۱۰} از ناحیه حاشیه بطن به صورت توأم شامل خون و عضله بوده و در نتیجه، روشنایی آن بین دو ناحیه قبلی قرار می‌گیرد (ناحیه نشان داده شده با بیضی نقطه‌چین در شکل ۱-CV). همانطور که مشاهده می‌شود، CV تنها ناحیه مرکزی بطن را ناحیه‌بندی نموده است. SAS نیز دلیل ویژگی عدم نفوذ به داخل گسستگی‌های مرز [۱۱]، نتوانسته ماهیچه پاپیلاری را در بخش حاشیه‌ای بطن استخراج نماید. این در حالی است که ناحیه حاشیه‌ای نیز جزئی از حفره بطنی بوده و باید استخراج گردد.

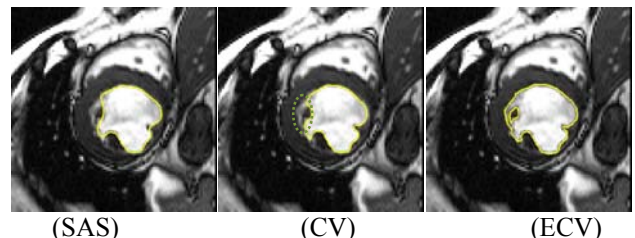
همچنین، مطابق شکل ۲، همواره می‌توان نواحی مربوط به یک شی در تصویر را به سه بخش پیش‌زمینه، حاشیه و پس‌زمینه تقسیم نمود. CV معمولاً تنها ناحیه پیش‌زمینه را ناحیه‌بندی می‌نماید؛ در حالی که معمولاً ناحیه حاشیه نیز جزئی از شی بوده و باید همراه با پیش‌زمینه استخراج گردد. ما برای حل این مشکل، نواحی ϕ^+ و ϕ^- را چنان تعریف می‌کنیم که در ناحیه حاشیه دارای همپوشانی باشند. به این ترتیب، CV ملزم به ناحیه‌بندی حاشیه براساس نزدیکی روشنایی آن به پیش‌زمینه یا پس‌زمینه خواهد شد. با توجه به اینکه ϕ یک تابع فاصله می‌باشد، می‌توان ϕ^+ و ϕ^- را مطابق معادله‌های ذیل توسعه داد تا دارای ناحیه همپوشانی با عرض $2d_\phi$ باشند:

$$\hat{\phi}^- = \{x | \phi(x) < d_\phi\} \quad (7)$$

$$\hat{\phi}^+ = \{x | \phi(x) \geq -d_\phi\} \quad (8)$$

با جایگذاری $\hat{\phi}^-$ و $\hat{\phi}^+$ به ترتیب بجای ϕ^- و ϕ^+ در معادله‌های (۴) و (۵) داریم:

$$\hat{c}^+ = \frac{\int_{x \in \hat{\phi}^+} I(x) dx}{\int_{x \in \hat{\phi}^+} dx} \quad (9)$$

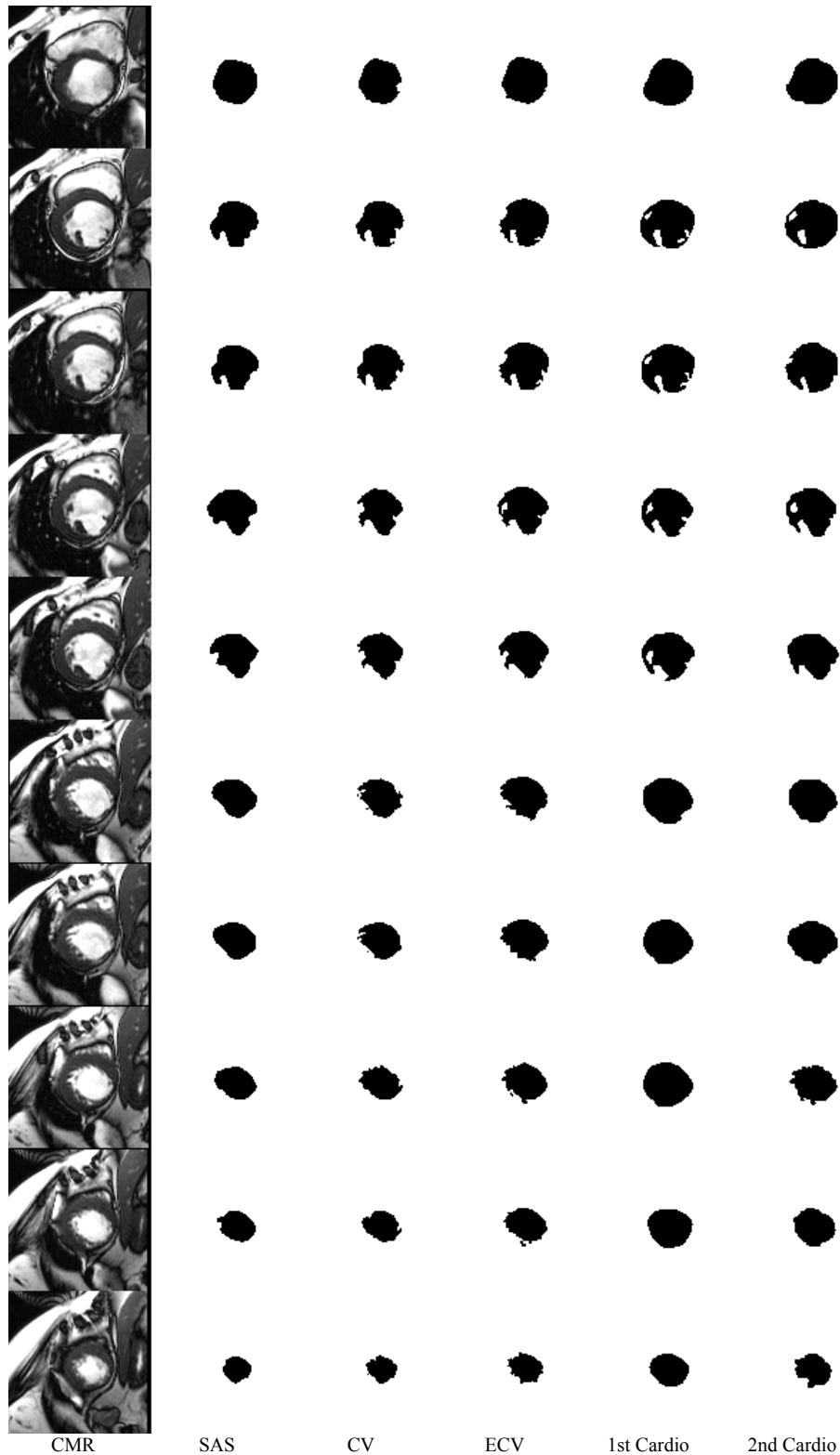


شکل ۱: پاسخ سه مرز فعال SAS، CV و ECV به یک تصویر CMR.

¹¹ Extended CV (ECV)

¹² Gradient-echo

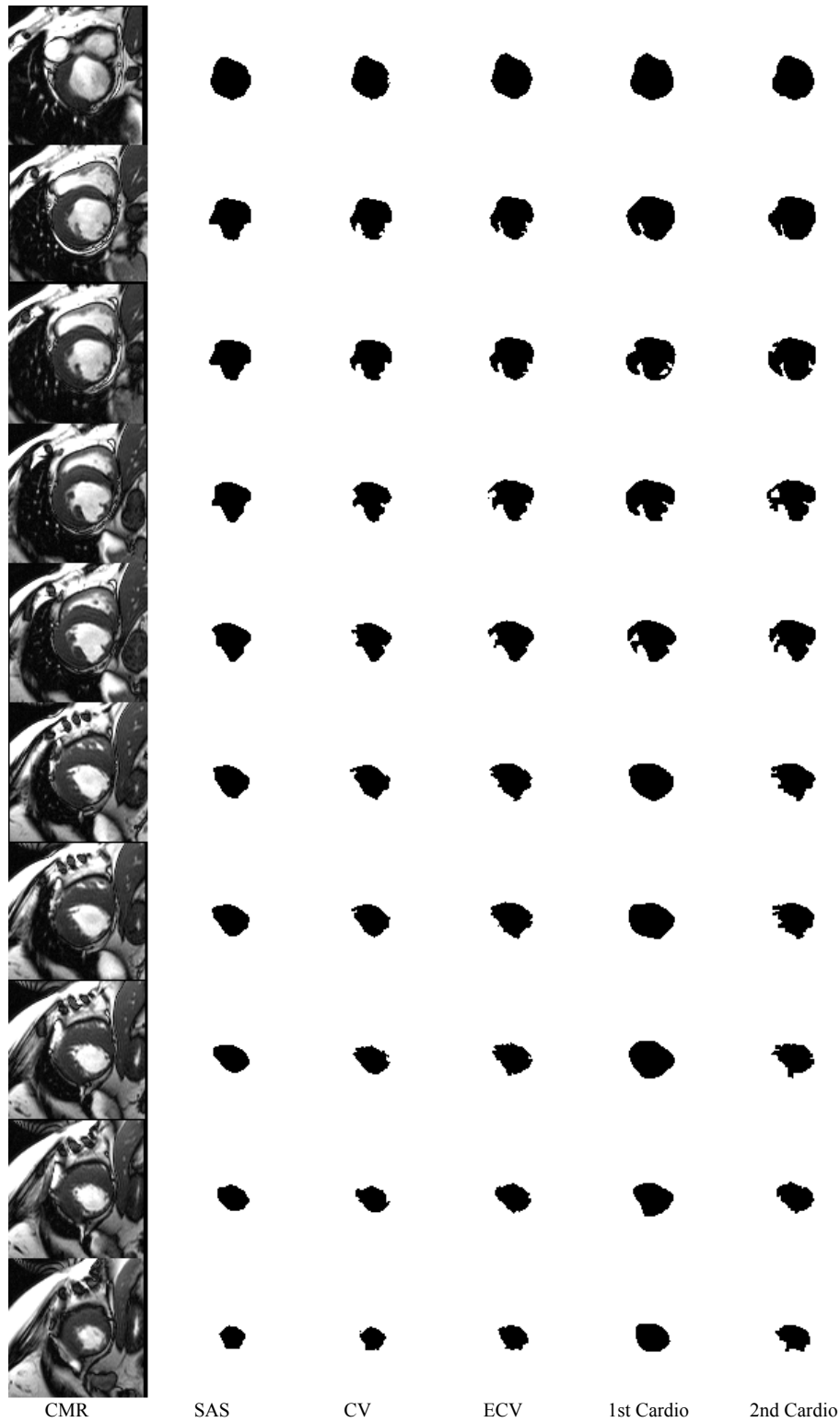
¹⁰ Voxel



شکل ۳: پاسخ‌های SAS، CV و ECV برای تصاویر CMR در فاز انتهایی دیاستول، در مقایسه با نتایج ناحیه‌بندی دستی توسط دو متخصص قلب.

پاسخ‌های ECV و نتایج مربوط به متخصص دوم بسیار مشهود است. در نتیجه، ECV در استخراج دیواره داخلی بطن چپ موفق بوده است.

نتایج فازهای انتهایی دیاستول و سیستول به ترتیب در شکل‌های ۳ و ۴ نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود، در مقایسه با نتایج SAS و CV، پاسخ‌های ECV تطبیق بیشتری با ناحیه‌بندی دستی دارد. خصوصاً که شباهت بین



شکل ۴: پاسخ‌های SAS، CV و ECV برای تصاویر CMR در فاز انتهایی سیستول، در مقایسه با نتایج ناحیه‌بندی دستی توسط دو متخصص قلب.

نواحی داخلی و خارجی مرز و ایجاد یک ناحیه مشترکین آنها، عملکرد مرز فعال CV را بهبود می‌بخشد. به این ترتیب، منحنی مجبور به نفوذ به داخل فرورفتگی‌های مرز می‌شود. نتایج تجربی بر روی ۲۰ تصویر CMR (در قالب دو مجموعه مجزا مربوط به

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، یک روش جدید بنام ECV برای ناحیه‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی ارائه گردید. در حقیقت، ECV با توسعه

image sequences,” *Image and Vision Computing*, vol. 21, pp. 967–976, 2003.

- [5] P. Mosayebi, H. Abrishami Moghaddam, and M. Giti, “A fully 3D active mesh model for motion tracking in cardiac MRI,” *1st Int’l Workshop Computer Vision for Intravascular and Intracardiac imaging*, 2006, pp. 131–138.
- [6] C. Xu and J.L. Prince, “Snakes, shapes, and gradient vector flow,” *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 7, no. 3, pp. 359–369, 1998.
- [7] M. Lynch, O. Ghita, and P.F. Whelan, “Left-ventricle myocardium segmentation using a coupled level-set with a priori knowledge,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 30, pp. 255–262, 2006.
- [8] C. Pluempitiwiriyaewej, J.M.F. Moura, Y.-J. L. Wu, and C. Ho, “STACS: new active contour scheme for cardiac MR image segmentation,” *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 24, no. 5, pp. 593–603, 2005.
- [9] T.F. Chan and L.A. Vese, “Active contours without edges,” *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 10, no. 2, pp. 266–277, 2001.
- [10] D. Mumford and J. Shah. “Optimal approximations of piecewise smooth functions and associated variational problems,” *Communications on Pure and Applied Mathematics*, vol. 42, pp. 577–685, 1989.
- [11] M. Saadatmand-Tarzjan, H. Ghassemanian, “A novel active contour for medical image segmentation,” *IEICE Electronics Express*, vol. 6, no. 23, pp. 1683–1689, 2009.

فازهای ED و ES)، بیانگر عملکرد قابل قبول روش پیشنهادی بوده است؛ به طوری که پاسخ‌های ECV در مقایسه با CV و SAS، تطبیق بیشتری با نتایج ناحیه‌بندی دستی توسط دو متخصص قلب داشته است.

منابع

- [1] A. Fernández-Caballero, J. M. Vega-Riesco, “Determining heart parameters through left ventricular automatic segmentation for heart disease diagnosis,” *Expert Systems with Applications*, vol. 36, pp. 2234–2249, 2009.
- [2] S. Ranganath, “Contour extraction from cardiac MRI studies using snakes,” *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 14, no. 2, pp. 328–338, 1995.
- [3] P. Makowski, T.S. Sørensen, S.V. Therkildsen, A. Materka, H. Stødkilde-Jørgensen, and E.M. Pedersen, “Two-phase active contour method for semiautomatic segmentation of the heart and blood vessels from MRI image for 3D visualization,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 26, pp. 9–17, 2002.
- [4] A. Mishra, P.K. Dutta, and M.K. Ghosh, “A GA based approach for boundary detection of left ventricle with echocardiographic