

ناحیه‌بندی بطن چپ در تصاویر تشدید مغناطیسی قلب

مهدی سعادت‌مند طرزجان، حسن قاسمیان

گروه مهندسی پزشکی، بخش برق، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

چکیده

اخیراً مرز فعال خودنسبی برای ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی ارائه شده است. در این روش، برای محاسبه نیروی خارجی مرزهای فعال پارامتری، نگاشت‌های خودنسبی و تبدیل موجک با یکدیگر ترکیب شده‌اند. در این مقاله، فرمولبندی محاسبه زیرنیروهای خودنسبی در مرز فعال پارامتری بهبود یافته است؛ به طوری که فرمول پیشنهادی کاملاً مستقل از گرادیان می‌باشد. بعلاوه، مرز فعال خودنسبی به منظور ناحیه‌بندی تصاویر ۱+۲ بعدی تشدید مغناطیسی قلبی توسعه داده شده است. نتایج تجربی بیانگر کارایی روش پیشنهادی است.

(۱) مقدمه

تصویربرداری تشدید مغناطیسی قلبی^۱ روشی غیرتهاجمی برای تصویربرداری از قلب است. داده‌های حاصل از این روش ۱+۳ بعدی بوده (سه بعد مکان + زمان) و شامل برش‌های متقاطع قلب در زمان‌های مختلف سیکل قلبی است. در مطالعه کلینیکی تصاویر تشدید مغناطیسی قلب، 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 سیستمول 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]: (۱) اندازه‌گیری حجم ضربانی، (۲) اندازه‌گیری بازده قلبی و (۳) مطالعه حرکت دیواره بطنی طی یک سیکل کامل قلبی. بعلاوه، اخیراً ره‌گیری 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 نیروهای 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

¹ Cardiac magnetic resonance imaging

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. Makowsiki 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 تشخیص مرز برپایه روش مرز فعال به صورت یک مسأله بهینه‌سازی با چندین قید فرمولبندی شده و سپس توسط الگوریتم‌های ژنتیکی بهینه‌سازی گردیده است. مسیبی 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.

اخیرا، نویسندگان مقاله روش جدید مرز فعال خودنسبی^۲ را برای ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی ارائه نموده‌اند [۷]. در این روش، به منظور محاسبه نیروی خارجی مرزهای فعال پارامتری، نگاشت‌های خودنسبی و تبدیل موجک با یکدیگر ترکیب شده‌اند. در [۸] با بررسی ویژگی‌های نگاشت‌های خودنسبی، مبانی روش پیشنهادی فوق به صورت تحلیلی اثبات گردیده است. مرز فعال خودنسبی بواسطه ویژگی‌های منحصری چون حساسیت کم به پارامترها [۹]، مقاومت در برابر نویز [۱۰]، بازسازی گسستگی‌ها و فرورفتگی‌های مرز، استخراج مرزهای ضعیف (حتی در مجاورت لبه‌های قویتر) و دامنه جذب وسیع [۱۱]، کاندیدایی مناسب برای ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی می‌باشد. همچنین، روش فوق در مقایسه با چند مرز فعال متداول دیگر با توجه به نظر رادیولوژیست متخصص عملکرد بهتری داشته است [۸]. در این مقاله، فرمول جدیدی برای محاسبه زیرنیروهای خودنسبی ارائه شده است. بعلاوه، مرز فعال خودنسبی برای ناحیه‌بندی تصاویر سه بعدی (دو بعد مکان+زمان) قلبی نیز توسعه داده شده است.

۲) مرز فعال خودنسبی

همانطور که در شکل ۱-a نشان داده شده، مرز فعال خودنسبی شامل شش مرحله می‌باشد: (۱) نرم کردن تصویر، (۲) محاسبه ضرایب موجک، (۳) استخراج نگاشت‌های خودنسبی در هر مقیاس موجک، (۴) محاسبه زیرنیروهای خودنسبی در هر مقیاس موجک، (۵) محاسبه نیروهای خودنسبی با ترکیب زیرنیروهای مربوط به مقیاس‌های مختلف و (۶) همگرایی مرز فعال با استفاده از نیروهای حاصل. در ادامه، مراحل فوق به صورت اجمالی شرح داده می‌شود.

۲-۱) نرم کردن تصویر و محاسبه ضرایب موجک

در روش پیشنهادی، به منظور تضعیف نویز، تصویر ورودی ابتدا با استفاده از یک هسته گوسی با انحراف معیار σ_G نرم می‌گردد. سپس، ضرایب موجک تصویر حاصل در n مقیاس متوالی محاسبه می‌شوند. ما برای این منظور تبدیل موجک اسپیلاین متعامد را به دلیل فشرده بودن، بازسازی دقیق با استفاده از فیلترهای FIR و تقارن به خدمت گرفته‌ایم [۱۲].

² Self-affine snake

۲-۲ استخراج نگاشت‌های خودنسبی

پس از محاسبه ضرایب موجک، در هر مقیاس، یک نگاشت خودنسبی انقباضی به هر پیکسل از زیرماتریس LL تخصیص داده می‌شود. فرض کنید تصویر I با محدوده تعریف $G \subset \mathbb{R}^2$ دارای سطح خاکستری $I(x)$ برای هر $x=(x,y) \in G$ باشد. در این صورت، مطابق شکل ۱-b، نگاشت خودنسبی انقباضی m با محدوده تعریف MCG به صورت ذیل تعریف می‌شود:

$$\mathbf{x}_\omega = m(\mathbf{x}) = r(\mathbf{x} - \bar{\mathbf{x}}_m) + \bar{\mathbf{x}}_\omega, \quad r < 1 \quad (1)$$

که در آن $\bar{\mathbf{x}}_\omega$ و $\bar{\mathbf{x}}_m$ به ترتیب مراکز نواحی M و W می‌باشد:

$$\bar{\mathbf{x}}_\omega = \bar{\mathbf{x}}_m + \boldsymbol{\tau} \quad (2)$$

به منظور استخراج نگاشت‌های خودنسبی، پس از تخصیص نواحی M (یا W)، پارامترهای هر نگاشت با استفاده از الگوریتم تطبیق ناحیه بهینه می‌گردد. در این روش، مؤلفه‌های بردار جابجایی با مقادیر مختلف مقاداردهی شده و در هر مرحله، تابع هزینه ذیل محاسبه می‌گردد. بردار انتقال بهینه از کمینه کردن این تابع هزینه بدست می‌آید:

$$\psi(\boldsymbol{\tau}_{x,y}) = \exp\left(\frac{\|\boldsymbol{\tau}_{x,y}\|}{2k_d^2}\right) \left(1 + \int_{\mathbf{x} \in M_{x,y}} \|I(\mathbf{x}) - I(\mathbf{x}_m)\|_\lambda dx dy\right) \quad (3)$$

که در آن $k_d > 0$ ضریب جریمه طول بردار انتقال و می‌باشد. بردار بهینه معادله عبارت است از:

$$\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{x,y} = \text{index}(\min(\hat{e}_M(\boldsymbol{\tau}_{x,y}))) \quad (4)$$

مطابق شکل ۱-b، در الگوریتم پیشنهادی از نواحی دیسکی به دلیل شباهت در همه جهات استفاده شده است. به عبارت دقیقتر، ناحیه $M_{x,y}$ متناظر با پیکسل $\mathbf{x}=(x,y)$ دیسکی با شعاع R پیکسل و به مرکز \mathbf{x} می‌باشد.

۳-۲ محاسبه زیرنیروها در هر مقیاس موجک

مطابق با رفتار CEP، بردار بهینه مربوط به هر نگاشت انقباضی معمولاً به سوی یک گوشه/لبه در قاب دامنه اشاره می‌کند [۸]. به عبارت دقیقتر، هنگامی که مرکز قاب دامنه بر روی مرز مطلوب قرار گرفته باشد، $\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{x,y}$ صفر خواهد بود و در غیر این صورت، این بردار بهینه جهت مناسب برای حرکت مرز فعال در نقطه $\mathbf{x}=(x,y)$ را معرفی خواهد نمود. لذا، در نسخه قبلی مرز فعال خودنسبی، فرمول ذیل برای محاسبه زیرنیروهای خودنسبی در مقیاس m -ام موجک به صورت تجربی پیشنهاد گردید:

$$\mathbf{f}_m^{(g)}(x,y) = \frac{\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{x,y}^m}{\left| \tilde{\boldsymbol{\tau}}_{x,y}^m \right|} \left(\frac{|LH^m(x,y)| + |HL^m(x,y)|}{\max_{(x,y)} (|LH^m(x,y)| + |HL^m(x,y)|)} \right) \quad (5)$$

که در آن $\tilde{\boldsymbol{\tau}}_{x,y}^m$ بیانگر بردار بهینه (معادله ۴ را ببینید) مربوط به نگاشت انقباضی متناظر با پیکسل $\mathbf{x}=(x,y)$ از زیرماتریس LL در مقیاس m -ام موجک است. همچنین، LH^m و HL^m نیز به ترتیب زیرماتریس‌های LH و HL در مقیاس m -ام موجک هستند. در معادله فوق، عبارت اول برابر با طول نرمالیزه بردار بهینه عمومی و عبارت دوم معادل اندازه نرمالیزه گرادیان تصویر می‌باشد. به عبارت دیگر، در معادله (۵)، هر زیرنیرو هم‌جهت با بردار بهینه عمومی و اندازه آن برابر با گرادیان تصویر می‌باشد. اگرچه پاسخ‌های الگوریتم پیشنهادی با استفاده از رابطه فوق قابل قبول بود، اما استفاده از اندازه

گرادیان تصویر (عبارت دوم در معادله ۵)، مخالف با هدف ما در ارائه یک مرز فعال لبه‌ای مستقل از گرادیان می‌باشد. لذا، لازم است اندازه زیرنیروها نیز با روشی مستقل از گرادیان تعیین گردد.

ما برای این منظور از اندازه بردار بهینه عمومی سود جسته‌ایم. می‌دانیم که در هر مرحله از تکامل مرز فعال، هر نقطه از منحنی فعلی، مرکز قاب دامنه در نگاشت انقباضی متناظر می‌باشد. در این حالت، طول بردار بهینه مربوط به این نگاشت، می‌تواند نشانگر فاصله آن نقطه تا مرز مطلوب باشد. به عبارت دیگر، نگاشت‌های خودنسبی مربوط به نقاط دورتر از مرز مطلوب، دارای بردارهای بهینه عمومی بلندتر می‌باشند و برعکس. همچنین، می‌دانیم که به منظور همگرایی پایدار مرز فعال، باید با نزدیک شدن منحنی به مرز مطلوب، نیروهای خارجی نیز قوی‌تر گردند. لذا، بجای معادله (۵)، به صورت تجربی، فرمول ذیل برای محاسبه زیرنیروها در مقیاس m -م موجک پیشنهادی می‌گردد:

$$f_m^{(g)}(x, y) = \frac{\tilde{\tau}_{x,y}^m}{(1 + \|\tilde{\tau}_{x,y}^m\|)^2} \quad (6)$$

در معادله فوق، قوی‌ترین زیرنیرو به ازای $\|\tilde{\tau}_{x,y}^m\| = 1$ بدست می‌آید؛ در حالی که با افزایش اندازه بردار انتقال بهینه، از قدرت زیرنیروی متناظر کاسته می‌شود. به عبارت دیگر، نقاط نزدیکتر به مرز مطلوب، زیرنیروهای قوی‌تری فراهم می‌آورند و برعکس. بعلاوه، برخلاف معادله (۵)، فرمولبندی فوق در محاسبه زیرنیروهایی که اساساً مبتنی بر خصوصیات لبه‌ها و گوشه‌ها می‌باشند، کاملاً مستقل از گرادیان است. این موضوع در بهبود عملکرد الگوریتم پیشنهادی در برابر نویز تأثیر چشمگیری دارد.

۲-۴) ترکیب زیرنیروها

به منظور محاسبه میدان نیروی خودنسبی باید زیرنیروهای متناظر در مقیاس‌های مختلف موجک به شکلی مناسب با یکدیگر ترکیب شوند. می‌دانیم که مقیاس‌های بالاتر موجک شامل اطلاعات کلی‌تر هستند؛ در حالی که همواره می‌توان جزئیات را در مقیاس‌های پایین‌تر یافت. به عبارت دیگر، زیرنیروهای مقیاس-بالا برای حرکت مرز فعال به سمت مرز، شی از یک فاصله دور مناسب بوده؛ در حالی که زیرنیروهای مقیاس-پایین در تطبیق دقیق مرز کاربرد دارند. این بدان معنا است که ضریب وزندهی زیرنیروهای مقیاس-پایین، باید بزرگتر از ضرایب مربوط به زیرنیروهای مقیاس-بالا باشد. لذا، نیروی خودنسبی در پیکسل x از تصویر را می‌توان به صورت یک برآیند وزن‌دار از زیرنیروهای متناظر، مطابق معادله ذیل، محاسبه نمود:

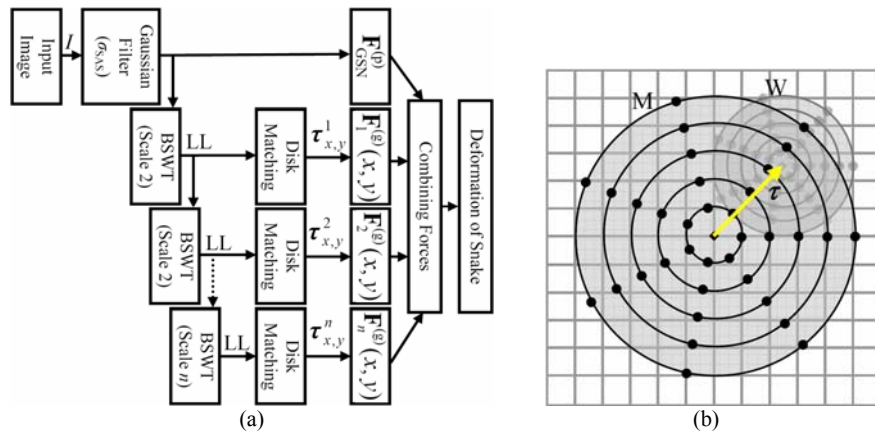
$$f_{SAS}^{(g)}(x, y) = f_{GSN}^{(g)}(x, y) + \sum_{m=1}^n \left(\frac{1}{2}\right)^m f_m^{(g)}\left(\frac{x}{\eta^m}, \frac{y}{\eta^m}\right) \quad (7)$$

که در این معادله، نیروهای عمومی گوسی ($f_{GSN}^{(g)}$) برای بهبود عملکرد الگوریتم پیشنهادی در تعیین محل دقیق مرز بخدمت گرفته شده و با استفاده از معادله ذیل محاسبه می‌شوند:

$$f_{GSN}^{(g)}(x, y) = \begin{cases} \hat{f}_{GSN}^{(p)}(x, y) & \|\hat{f}_{GSN}^{(p)}(x, y)\| > \theta \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (8)$$

که θ آستانه اندازه نیروهای پتانسیل نرمالیزه گوسی ($\hat{f}_{GSN}^{(p)}(x, y)$) بوده و داریم:

$$f_{GSN}^{(p)}(x, y) = -\nabla \left(-\left| \nabla [G_{\sigma_{SAS}}(x, y) * I(x, y)] \right|^2 \right) \quad (9)$$



شکل ۱. (a) نمودار قابی مرز فعال خودنسیبی و (b) یک نگاهت خودنسیبی انقباضی با قاب دیسکی.

۵-۲) تکامل مرز فعال

اکنون می‌توان از نیروهای خودنسیبی، برای تکامل مرز فعال بر اساس فرمولبندی نیروی دینامیکی [۶] سود جست:

$$\mathbf{x}_t(s, t) = \mathbf{f}_{\text{int}} + \mathbf{f}_{\text{SAS}}^{(g)} \quad (10)$$

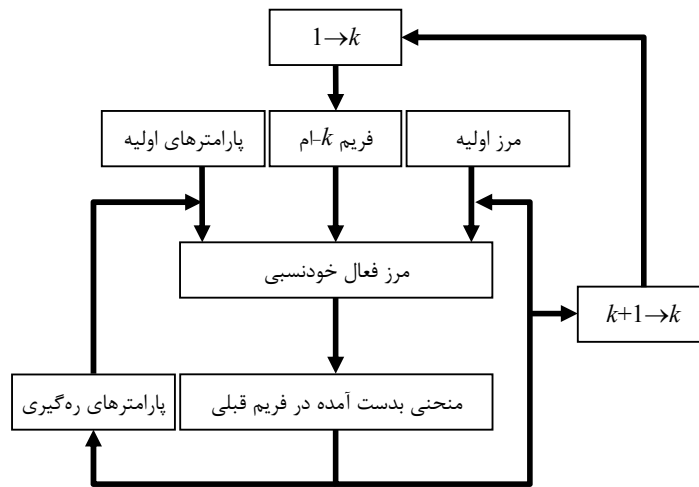
که \mathbf{x}_t مشتق مرتبه اول \mathbf{x} نسبت به زمان (t) می‌باشد. در این معادله، هنگامی که منحنی $\mathbf{x}(s, t)$ پایدار شود، عبارت $\mathbf{x}_t(s, t)$ صفر گردیده و منحنی حاصل پاسخ معادله اولر خواهد بود.

به منظور بهبود عملکرد مرزهای فعال پارامتری (بویژه زمانی که منحنی در فاصله‌ای دور از مرز مطلوب مقداردهی اولیه می‌شود)، بکارگیری یک استراتژی مقداردهی مجدد، برای کنترل فاصله بین اجزای مرز، ضروری است. ما از روش Jacob و همکارانش [۱۳] برای این منظور استفاده نموده‌ایم. در این روش، در هر ν مرحله تکرار، فاصله بین نقاط متوالی منحنی مورد بررسی قرار گرفته و در صورتی که در محدوده مجاز $[A_{\min}, A_{\max}]$ نباشد با اضافه نمودن نقاطی به منحنی یا حذف برخی نقاط از آن، اشکال فوق تصحیح می‌شود.

۳) ناحیه‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی

اگرچه تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی در حقیقت ۱+۳ بعدی (سه بعد مکان+زمان) می‌باشند. اما چنانچه بخواهیم تنها مرز بطن چپ را در یک مقطع مشخص ناحیه‌بندی نماییم، اطلاعات تصویر به ۱+۲ بعد کاهش می‌یابد. می‌توان با ناحیه‌بندی دیواره بطن چپ هر مقطع، سطح جدار بطن چپ را با استفاده از گرافیک کامپیوتری درونبایی نمود.

الگوریتم پیشنهادی ما برای استخراج و ره‌گیری مرز بطن چپ (در تصاویر ۱+۲ بعدی)، در نمودار بلوکی شکل ۲ نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود، الگوریتم پیشنهادی شامل دو فاز می‌باشد: فاز مقداردهی اولیه و فاز ره‌گیری. در فاز مقداردهی اولیه، مرز فعال خودنسیبی با استفاده از یک منحنی اولیه و مجموعه پارامترهای اولیه مقداردهی شده و مرز بطن چپ در فریم اول استخراج می‌گردد. در فاز ره‌گیری، ابتدا، پارامترهای مرز فعال خودنسیبی توسط مجموعه پارامترهای ره‌گیری مقداردهی می‌شود. سپس، در هر مرحله k -ام، از مرز حاصل در مرحله قبل $(k-1)$ -ام، به عنوان منحنی اولیه برای ناحیه‌بندی بطن چپ در فریم فعلی (k) -ام استفاده می‌شود. در ادامه، نتایج حاصل از الگوریتم فوق ارائه خواهد گردید.



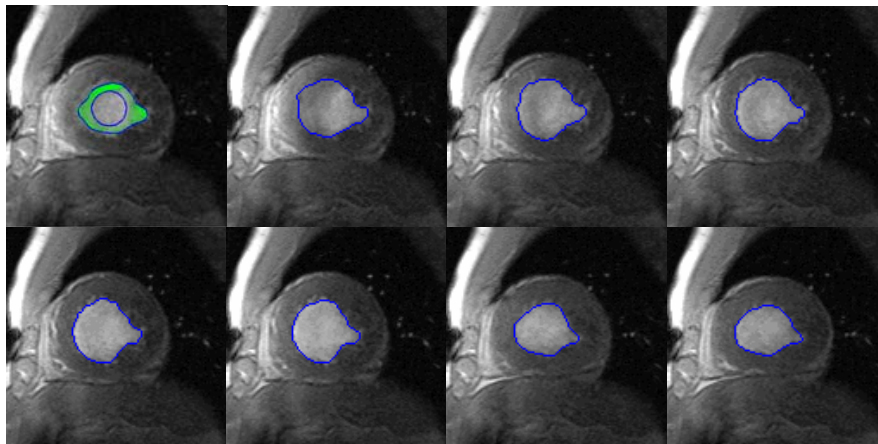
شکل ۲. نمودار بلوکی ناحیه‌بندی تصاویر ۱+۲ بعدی تشدید مغناطیسی قلبی.

۴) نتایج تجربی

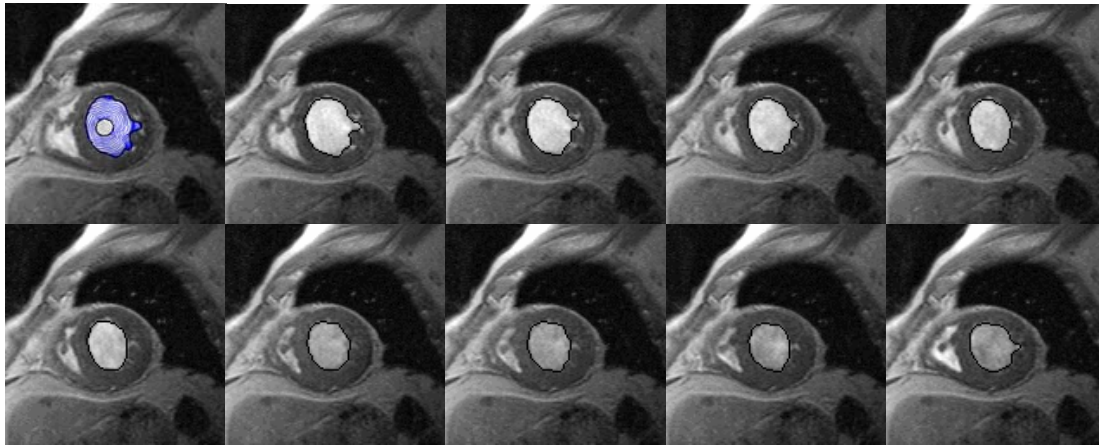
در شکل‌های ۳ و ۴، نتایج الگوریتم فوق برای دو مجموعه تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی ارائه شده است. تصویر بالا-چپ در هر شکل مراحل تکامل منحنی در فاز اولیه را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود، در هر دو شکل، مرز فعال توسط یک دایره در وسط بطن مقداردهی اولیه شده است. الگوریتم پیشنهادی در هر دو مجموعه از تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی (به ترتیب شامل ۸ و ۱۰ فریم متوالی از یک سیکل قلبی) بخوبی توانسته است مرز بطن چپ را استخراج و ره‌گیری نماید. این در حالی است که فرورفتگی‌های مرز نیز در اکثر موارد بخوبی استخراج شده است.

۵) نتیجه‌گیری

در این مقاله، مرز فعال خودنسبی مرور گردیده و یک فرمول جدید برای محاسبه زیرنیروهای خودنسبی پیشنهاد گردید. مزیت اساسی این فرمول، در مستقل بودن آن از عملگر گرادیان می‌باشد. بعلاوه، الگوریتمی جدید برای ناحیه‌بندی تصاویر ۱+۲ بعدی تشدید مغناطیسی قلبی ارائه شد. در این روش، در فاز مقداردهی اولیه، مرز بطن چپ در فریم نخست استخراج گردیده و طی فاز ره‌گیری در فریم‌های بعدی دنبال می‌گردد.



شکل ۳. استخراج بطن چپ در ۸ تصویر یک سیکل کامل قلبی (به ترتیب از چپ به راست و بالا به پایین).



شکل ۴. استخراج بطن چپ در ۱۰ تصویر یک سیکل کامل قلبی (به ترتیب از چپ به راست و بالا به پایین).

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 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. Saadatmand-T. and H. Ghassemian, "Self-affine snake: a new parametric active contour," *IEEE Int'l Conf. Signal Proc. Comm.*, 2007.
- [8] M. Saadatmand-Tarzan, H. Ghassemian, "On analytical study of the self-affine mapping system in the image processing domain," accepted in *17th Iranian Conf. Electrical Engineering*, 2009.
- [۹] م. سعادت‌مند طرزجان، ح. قاسمیان، "بررسی حساسیت مرز فعال خودنسی به پارامترهایش و عملکرد آن در ناحیه‌بندی تصاویر MRI قلبی"، پذیرفته شده در هفدهمین کنفرانس مهندسی برق ایران، ۱۳۸۸.
- [۱۰] م. سعادت‌مند طرزجان، ح. قاسمیان، "بررسی پایداری مرز فعال خودنسی در برابر نویز و اهمیت آن در ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی"، چهاردهمین کنفرانس انجمن کامپیوتر ایران، ۱۳۸۷.
- [۱۱] م. سعادت‌مند طرزجان، ح. قاسمیان، "بهبود مرز فعال خودنسی برای ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی"، چهاردهمین کنفرانس انجمن کامپیوتر ایران، ۱۳۸۷.
- [12] I. Daubechies, "Ten lectures on wavelets", *CBMS, SIAM*, vol. 61, pp. 271–280, 1994.
- [13] M. Jacob, T. Blu, and M. Unser, "Efficient energies and algorithms for parametric snakes," *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 13, no. 9, pp. 1231–1244, 2004.