



روشی جدید در بخش بندی و تشخیص خودکار مرز اندوکارده و اپیکارد بطن چپ در تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی

حمیده عسگریان^۱، مهدی سعادت‌مند طرزجان^۲

^۱ آزمایشگاه تصویربرداری پزشکی، گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد،

h.asgarian@stu-mail.um.ac.ir

^۲ استادیار، آزمایشگاه تصویربرداری پزشکی، گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

Saadatmand@um.ac.ir

چکیده

امروزه تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی (CMRI) یک ابزار غیرتهاجمی توانمند در تشخیص و درمان بیماری‌های قلبی عروقی بشمار می‌رود. در کاربردهای کلینیکی به بطن چپ به دلیل اهمیت بالای آن توجه ویژه‌ای می‌شود. در روش‌های سنتی بخش‌بندی این تصاویر بطور دستی توسط متخصص انجام می‌شود. این روند به دلیل حجم زیاد تصاویر بسیار زمان‌بر و خسته‌کننده و از طرفی تابع دیدمتخصص است. از این‌رو مرزهای فعال به عنوان روش‌هایی خودکار و نیمه خودکار در این حوزه اهمیت ویژه دارند. یکی از چالش‌های موجود توقف مرزفعال اپیکارد است؛ پس‌زمینه اپیکارد بطن چپ از یک طرف با بطن راست با توزیع روشنایی بیشتر و از طرف دیگر با شش‌ها با توزیع روشنایی تیره‌تر از خود مواجه است. تاکنون بسیاری از روش‌ها به تخمین یک فاصله متوسط بین مرزفعال اندوکارده و اپیکارد به منظور توقف تکامل منحنی پرداختند. به عبارت دیگر در این روش‌ها بدون این تخمین، با ادامه تکامل قادر به تشخیص لبه نخواهد بود. در این مقاله برای اولین بار روشی کاملاً خودکار برای توقف مرزفعال اپیکارد ارائه شده است. این روش که تنها از اطلاعات روشنایی تصویر بهره می‌گیرد از روش‌های تطبیق باینری محلی (LBF) و تطبیق توزیع گوسی محلی (LGDF) برای بهبود مقابله با توزیع گسترده سطوح خاکستری پس‌زمینه اپیکارد در دو سطح پردازش عمومی و محلی استفاده می‌کند.

کلمات کلیدی

بخش‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی، مرز فعال، اپیکارد، تطبیق باینری محلی، تطبیق توزیع گوسی محلی.

ارزشمند است.

۱- مقدمه

بررسی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی^۲ (CMRI) یک ابزار غیرتهاجمی برای تشخیص و درمان در بیماری‌های قلبی (CVD) به شمار می‌رود. با وجود کاربرد زیاد تصویربرداری CMRI در تحقیقات مرتبط با CVD، استفاده از این ابزار تصویربرداری به صورت کلینیکی با محدودیت جدی مواجه است. این محدودیت، حجم زیاد این تصاویر و پردازش‌های لازم برای آنها است.

تصاویر CMRI با چالشی اصلی یعنی توزیع متفاوت و گسترده روشنایی به دلیل آناتومی پیچیده و پارامترهای متغیر در طول سیکل قلب

تحقیقات اخیر نشان داده اند بیماری‌های قلبی عروقی^۱ (CVD) عامل بیش از ۳۱ درصد کل مرگ و میر در جهان است که بیش از ۳ میلیون نفر از آن‌ها دارای سنی کمتر از ۶۰ سال بوده‌اند[۱]. تنها در ایالات متحده ۲۵ درصد کل آمار مرگ و میر سالانه را شامل می‌شود[۲]. از این رو هر گونه تلاش برای بهبود فرآیند غربالگری، تشخیص و درمان بیماری‌های قلبی- عروقی می‌تواند موجب کاهش مرگ و میر و عوارض جانبی ناشی از این بیماری‌ها در جامعه بشری شود حائز اهمیت و

² Cardiac Magnetic Resonance Images(CMRI)

¹ Cardiovascular diseases

نزدیکتر خواهد شد. به علاوه در این روش نواحی بیرونی مرز فعال اپیکارد به دو سطح روشنایی مختلف تقسیم شدند. مرز اپیکارد بطن چپ از یک با بطن راست با نواحی روشنتر از خود و از طرف دیگر با بافت شش با روشنایی کمتر از خود مواجه است. این روش راه حلی مناسب برای بیان توزیع پس زمینه متنوع مرز فعال اپیکارد می‌باشد.

باید توجه داشت که تابع چگالی احتمال سطوح خاکستری در نواحی درون و برون مرز اندوکارد لزوماً منطبق بر توزیع گوسی نیست. لذا، عبارت مبتنی بر ناحیه در STACS کارایی لازم را نخواهد داشت. یک راه حل برای حل مشکل فوق، استفاده از مدل‌های فرم‌پذیر مبتنی بر پردازش قابی^۸ (کرنلی) [۱۱-۱۲، ۲۰-۲۲] است. این مدل‌ها با استفاده از یک کرنل محلی، منحنی فرم‌پذیر را تنها بر اساس اطلاعات روشنایی محلی هدایت می‌کنند. از معروف‌ترین این نوع از مدل‌ها، می‌توان به مدل کرنلی "تطبیق باینری محلی"^۹ (LBF) [۱۲] و مدل تطبیق توزیع گوسی محلی (LGDF) [۱۳] اشاره کرد. در روش LBF منحنی فرم‌پذیر بر اساس متوسط محلی روشنایی به سمت بافت مورد نظر هدایت می‌شود. در این مقاله، با جایگزین نمودن تابعی انرژی LBF به جای عبارت مبتنی بر ناحیه در تابعی انرژی، مشکل STACS برطرف شده است. با بکارگیری توزیع گوسی در LGDF به بهبود روش Li پرداخته شده است و منجر به توقف خودکار مرزفعال در اپیکارد و دستیابی به لبه حقیقی و پایدار میوکارد بطن چپ می‌شود.

در ادامه در بخش دوم مروری بر سابقه موضوع و بررسی روش‌های آن پرداخته خواهد شد و در بخش سوم روش پیشنهادی ارائه خواهد شد و در انتها نتایج مورد بحث قرار خواهد گرفت.

۲- پیش زمینه موضوع

به منظور درک بهتر روش پیشنهادی، ابتدا به مرور چندی از سابقه موضوع و تحقیق‌های موثر انجام شده پرداخته می‌شود. به این ترتیب با فراهم آمدن بستری مناسب در طرح مباحث روش پیشنهادی، مقایسه و ارجاع به‌سہولت انجام پذیرد.

۲-۱- مرز فعال STACS

تابعی انرژی STACS به صورت زیر تعریف شده است [۲]:

$$J(\phi) = \lambda_1 J_1(\phi) + \lambda_2 J_2(\phi) + \lambda_3 J_3(\phi) + \lambda_4 J_4(\phi) \quad (1)$$

که در آن ϕ تابع سطح تراز، $J_1(\phi)$ تا $J_4(\phi)$ به ترتیب عبارت‌های مبتنی بر ناحیه، لبه، شکل پیشین و نرم‌کننده است. همچنین، ضرایب λ_i ($i=1,2,3,4$) وزن عبارت متناظر را در تکامل مرز فعال مشخص می‌کند. به طور خاص، عبارت مبتنی بر ناحیه $J_1(\phi)$ متشکل از دو تابع چگالی احتمال گوسی p_1 و p_2 برای توصیف

مواجه است. تاکنون با وجود تحقیقات بسیار صورت گرفته، مسئله بخش‌بندی حفره‌های قلب هنوز مسئله‌ای باز می‌باشد.

مرزهای فعال^۱ (یا مدل‌های فرم‌پذیر^۲) یکی از روش‌های متداول و پرکاربرد برای بخش‌بندی خودکار تصاویر قلبی است [۴، ۵]. به طور کلی، مرزهای فعال منحنی‌هایی هستند که می‌توانند در جهت کمیته‌سازی انرژی‌های داخلی و خارجی در حوزه تصویر تکامل یابند. انرژی داخلی منحنی را نرم و مشتق‌پذیر نگاه داشته در حالی که انرژی خارجی آن را به سمت ویژگی‌های مطلوب در تصویر منتقل می‌کند [۶، ۷]. محققین از ویژگی‌های مختلف شامل لبه [۸]، ناحیه [۹]، شکل [۱۰] و کرنل‌های محلی [۱۱، ۱۲] برای تعریف انرژی خارجی استفاده نموده‌اند. اما به دلیل پیچیدگی‌هایی چون تنوع شکل مرز اندوکارد، ناهمگن بودن روشنایی و حضور عضلات پاپیلاری باید ترکیبی از ویژگی‌های مختلف در بخش‌بندی تصاویر CMR استفاده شود.

به عنوان مثال Paragios [۱۴]، با ترکیب مرز فعال کوتاه‌ترین طول [۸] (مبتنی بر لبه)، شکل پیشین^۳ (دانش پیشین از شکل بطن چپ) و اطلاعات ناحیه، روشی برای بخش‌بندی مرز اندوکارد ارائه کرد. Lynch و همکارانش [۱۵] از دو مرز فعال تزویجی^۴ برای بخش‌بندی همزمان مرزهای اندوکارد و اپیکارد بطن چپ استفاده نموده است. آنها نیز از مرز فعال کوتاه‌ترین و شکل پیشین آماری برای این منظور استفاده نموده‌اند. در کار دیگری، Woo و همکارانش [۱۶] مرز فعال کوتاه‌ترین طول و مرز فعال بدون لبه^۵ (ACWE) [۹] را برای بخش‌بندی مرزهای اندوکارد و اپیکارد به خدمت گرفته‌اند. آنها از اطلاعات ناحیه و شکل پیشین برای تزویج مرزهای فعال استفاده نموده‌اند.

Pluempitiwiriyaew و همکارانش [۲] روش مرز فعال تصادفی^۶ (STACS) را برای تعیین مرز اندوکارد ارائه کرد. آنها در تابعی انرژی از سه عبارت مختلف مبتنی بر روشنایی، لبه و شکل بافت استفاده نموده‌اند. اما، روش مذکور به دلیل استفاده از توزیع گوسی در عبارت مبتنی بر ناحیه (در تابعی انرژی)، منحصراً عملکرد مناسبی در تصاویر با کنتراست کم دارد [۱۷].

Chen و همکارانش [۱۸] روش STACS را با استفاده از یک مدل غیرپارامتری- غیر گوسی بهبود بخشیدند و با موفقیت آن را در تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی نشانه‌گذاری شده با جابجایی^۷ آزمایش کردند. در کار دیگری، Li و همکارانش [۱۹] روشی بسیار جالب برای حل مشکل STACS ارائه دادند. آنها دو مرز فعال را برای بخش‌بندی همزمان اندوکارد و اپیکارد با یکدیگر تزویج نمودند. بعلاوه، برای هر یک از نواحی بیرون و درون مرزهای اندوکارد و اپیکارد، توابع چگالی احتمال متفاوتی در نظر گرفته شد. به این ترتیب با محلی‌تر شدن نواحی، تابع چگالی احتمال سطوح خاکستری در هر ناحیه به توزیع گاوسی

⁶ Stochastic active contour scheme (STACS)

⁷ Cine-displacement-encoded cardiac MR

⁸ Patch-based deformable models

⁹ Local binary fitting

¹ Active contour

² Deformable model

³ Priori shape

⁴ Coupling deformable model

⁵ Active contour without edge (ACWE)

عدم یکنواختی روشنایی تصویر، استفاده از مدل‌های فرم‌پذیر کرنلی مانند LBF می‌باشد.

۲-۲- Li مرز فعال

در تحقیقی Li و همکارانش به بخش‌بندی همزمان مرز فعال اپیکارد و اندوکار بطن چپ در تصاویر CT پرداختند [۱۹]. آنچه در این تحقیق حائز اهمیت است روشی است که برای توصیف ناحیه پس زمینه مرز اپیکارد در ترم ناحیه استفاده شد.

$$J_{epicard\ region}(\phi, \cdot) = \int -\ln(p(u(x, y)) | \Omega_3) dx dy \quad (۸)$$

که $p(u(x, y)) | \Omega_i$ تابع توزیع و Ω_3 ناحیه پس زمینه و خارجی مرز اپیکارد می‌باشد که با استفاده از ناحیه خود عضله میوکارد یعنی ناحیه Ω_2 با میانگین روشنایی μ_2 به دو زیر ناحیه تقسیم می‌شود:

$$p(u(x, y)) | \Omega_3 = \begin{cases} p(u(x, y)) | \Omega_{low} & \text{if } u(x, y) < \mu_2 \\ p(u(x, y)) | \Omega_{Hi} & \text{if } u(x, y) > \mu_2 \end{cases} \quad (۹)$$

که $p(u(x, y)) | \Omega_{low}$ ناحیه پس‌زمینه مرز اندوکار با روشنایی روشنتر (بطن راست) و $p(u(x, y)) | \Omega_{Hi}$ ناحیه تیره تر (شش‌ها) را توصیف می‌کند و در این تحقیق این دو با مدل گوسی تخمین زده شدند (برای مطالعه بیشتر به [۱۹] مراجعه شود).

۲-۳- مرز فعال تطبیق باینری محلی (LBF)

در مدل LBF که توسط LI و همکارانش ارائه شد [۱۳]، با استفاده از کرنل گوسی، دو تابع تطبیق f_1 و f_2 برای تقریب سطوح خاکستری پیکسل‌های واقع در همسایگی داخلی و خارجی مرز فعال تعریف می‌شوند. به این ترتیب، تابعی انرژی LBF به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$J(\phi, f_1, f_2) = \alpha_1 \int_{\Omega} \int_{\Omega} K_{\sigma}(\mathbf{x}-\mathbf{y}) |u(\mathbf{y}) - f_1(\mathbf{x})|^2 H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x})) dy dx + \alpha_2 \int_{\Omega} \int_{\Omega} K_{\sigma}(\mathbf{x}-\mathbf{y}) |u(\mathbf{y}) - f_2(\mathbf{x})|^2 (1 - H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x}))) dy dx + \int_{\Omega} B(\phi, \mathbf{x}) dx \quad (۱۰)$$

که در آن، $\mathbf{x} = (x, y)$ ، $\mathbf{y} = (s, r)$ ، $(x, y, s, r) \in \Omega$ ، α_1 و α_2 دو ضریب ثابت و $H(\phi)$ تابع پله واحد است (معادله (۳) را ببینید). همچنین، برای کرنل گوسی K_{σ} (با انحراف معیار $\sigma > 0$) می‌توان نوشت:

$$K_{\sigma}(\mathbf{u}) = \frac{1}{(2\pi)^{n/2} \sigma^n} e^{-|\mathbf{u}|^2 / 2\sigma^2} \quad (۱۱)$$

همچنین دو تابع تطبیق $f_i(x)$ ($i = 1, 2$) برای تقریب سطوح خاکستری پیکسل‌های واقع در همسایگی داخلی و خارجی مرز فعال بصورت زیر تعریف می‌شوند.

سطوح خاکستری نواحی داخل و خارج مرز فعال به صورت زیر می‌باشد:

$$J_1(\phi) = \int_{\Omega} -\ln[p_1(u(x, y))] H_{\epsilon}(\phi(x, y)) - \ln[p_2(u(x, y))] [1 - H_{\epsilon}(\phi(x, y))] dx dy \quad (۲)$$

که $u(x, y): \Omega \rightarrow R$ تصویر پردازشی بوده و تابع پله H مطابق معادله زیر تعریف می‌شود:

$$H_{\epsilon}(\phi) = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{2}{\pi} \arctan\left(\frac{\phi}{\epsilon}\right) \right) \quad (۳)$$

که ضریب ϵ تعیین‌کننده میزان شیب پله می‌باشد.

$$J_2(\phi) = \iint_{\Omega} -|G_{\sigma} * I(x, y)| ds = \iint_{\Omega} -|G_{\sigma} * I(x, y)| \delta_{\epsilon}(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| dx dy \quad (۴)$$

عبارت مبتنی بر لبه است که در آن کرنل دوبعدی گوسی با انحراف معیار σ است که در واقع ماهیت $|G_{\sigma} * I(x, y)|$ مانند ترم توقف در روش‌های مبتنی بر لبه است. و همچنین در این رابطه ds طول مرز فعال است که با استفاده از تابع سطح تراز بازنویسی شده است و δ_{ϵ} معرف تابع ضربه است.

در رابطه (۱) $J_3(\phi)$ عبارت مبتنی بر شکل است که در آن $D(x, y)$ معادله بیضی است و از آن به عنوان شکل اولیه استفاده شده است به این ترتیب که با مینیمم کردن فاصله مرز فعال و معادله بیضی، مرز فعال وادار به تبعیت از شکل بیضی می‌شود، به این ترتیب عضلات پایلاری داخل بطن چپ مانع از تکامل مرز فعال نمی‌شوند. در رابطه (۶) a, b, c, d, e, f ضرایب معادله بیضی را مشخص می‌کند

$$J_3(\phi) = \iint D^2(x, y) \delta_{\epsilon}(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| dx dy \quad (۵)$$

$$D(x, y) = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f \quad (۶)$$

$$J_4(\phi) = \int_C ds = \int_C \delta_{\epsilon}(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| dx dy \quad (۷)$$

عبارت آخر J_4 و مبتنی بر نرم‌کنندگی است که با مینیمم کردن طول مرز فعال آن را بصورت دایره ای حفظ می‌کند و از گسستگی آن جلوگیری می‌نماید (برای مطالعه بیشتر به [۲] مراجعه شود).

به دلیل عدم یکنواختی روشنایی، تابع چگالی احتمال سطوح خاکستری، در نواحی داخل و خارج اندوکار، لزوماً منطبق بر توزیع گاوسی نخواهد بود. در نتیجه، انتظار می‌رود که جمله مبتنی بر ناحیه در STACS عملکرد قابل قبولی نداشته باشد [۱۷]. یک روش برای تخفیف مشکل فوق، کاهش کنتراست تصویر CMR با اعمال یک کرنل گاوسی بر تصویر است. اما در این حالت، از دقت مکانیابی مرز اندوکار به شدت کاسته خواهد شد. این در حالی است که یک روش متداول برای مقابله

که J_{region} ترم مبتنی بر ناحیه، J_{edge} ترم مبتنی بر لبه، J_{shape} ترم مبتنی بر شکل پیشین و J_{reg} ترم نرم کننده یا رگولاتور می باشد و λ_i برای $i=1, \dots, 4$ ضرایب تنظیم وزن آنها می باشند. ترم J_2, \dots, J_4 مشابه با روابط (۴) تا (۷) در روش STACS می باشند. در اینجا ترم ناحیه به عنوان اثرگذارترین ترم برای هر یک از مرزهای فعال اندوکارد و اپیکارد بطور جداگانه نوشته می شود. به این منظور بررسی ناحیه در روش پیشنهادی را می توان به سه بخش اصلی تقسیم کرد: (۱) ناحیه اندوکارد، (۲) پردازش عمومی ناحیه اندوکارد (۳) پردازش محلی ناحیه اپیکارد. که در ادامه به تشریح هر یک پرداخته می شود.

۳-۱- مرز اندوکارد

در بخش بندی مرز اندوکارد از روش STACT که بوسیله پردازش محلی LBF بهبود داده شده است بهره برده شده است. عبارت های عمومی روش STACS برای بخش بندی نواحی تکه ای ثابت مناسب هستند؛ بعلاوه ترم بیضی بکاررفته در این روش برای حذف عضلات پایلاری در حین تکامل مرز فعال بسیار مفید است. استفاده از روش کرنلی LBF در تصاویر CMR که دارای تغییرات روشنایی گسترده می باشند عملکرد بخش بندی مرز اندوکارد را بهبود خواهد داد. به این ترتیب ترم ناحیه مرز فعال اندوکارد به صورت زیر بدست می آید:

$$J_{region, end}(\phi_1, \phi_2, F_1, F_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) = -\beta_1 \int_{\Omega} \int K_{\sigma_{end}}(x-y) |u(y) - f_1(x)|^2 M_{end1, \varepsilon}(\phi_1(y)) dy dx \quad (18)$$

$$-\beta_2 \int_{\Omega} \int K_{\sigma_{end}}(x-y) |u(y) - f_2(x)|^2 M_{end2, \varepsilon}(\phi_2(y)) dy dx$$

که در آن $f_1(x)$ و $f_2(x)$ دو تابع تطبیق مطابق رابطه (۱۲) هستند و داریم:

$$\begin{cases} M_{end1, \varepsilon}(\phi_1(y)) = H_{\varepsilon}(\phi_1(y)) H_{\varepsilon}(\phi_2(y)) \\ M_{end2, \varepsilon}(\phi_2(y)) = H_{\varepsilon}(\phi_1(y)) (1 - H_{\varepsilon}(\phi_2(y))) \end{cases} \quad (19)$$

که ϕ_1 تابع سطح تراز مرز فعال اندوکارد و ϕ_2 تابع سطح تراز مرز اپیکارد می باشد. با استفاده از معادله اوایلر لاگرانژ ترم ناحیه مرز فعال اندوکارد مطابق معادله مشتقات جزئی زیر تکامل می یابد:

$$\frac{\partial J_{region, end}}{\partial \phi_1} = \quad (20)$$

$$[-\beta_1 e_1 H_{\varepsilon}(\phi_2(y)) - \beta_2 e_2 (1 - H_{\varepsilon}(\phi_2(y)))] \delta(\phi_2)$$

که در آن e_1 و e_2 بصورت زیر است:

$$\begin{cases} e_1 = \int K_{\sigma_{ep}}(x-y) |u(y) - f_1(x)|^2 dy \\ e_2 = \int K_{\sigma_{ep}}(x-y) |u(y) - f_2(x)|^2 dy \end{cases} \quad (21)$$

همچنین دو تابع تطبیق $f_i(x)$ ($i=1, 2$) برای تقریب سطوح خاکستری پیکسل های واقع در همسایگی داخلی و خارجی ناحیه اندوکارد بصورت زیر تعریف می شوند:

$$f_i(x) = \frac{\int K_{\sigma}(x-y) u(y) H_{\varepsilon}(\phi(x)) dy}{\int K_{\sigma}(x-y) (1 - H_{\varepsilon}(\phi(x))) dy} \quad (12)$$

بعلاوه، در معادله (۱۰)، عبارت $B(\phi, x)$ شامل جملات نرم کننده برای مشتق پذیر و معتبر نگاه داشتن تابع فاصله ϕ می باشد. مقادیر توابع تطبیق f_1 و f_2 ، در هر نقطه از همسایگی مرز فعال، برابر با متوسط محلی سطح خاکستری پیکسل های، به ترتیب، درون و برون مرز می باشند.

۲-۴- مرز فعال تطبیق گوسی محلی (LGDF)

تابعی انرژی در مدل LGDF [۱۳] به صورت زیر است:

$$J_{LGDF}(\phi, F_1, F_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) = -\beta_1 \int_{\Omega} \int K_{\sigma}(x-y) p_{1,x}(u(y)) M_{1, \varepsilon}(\phi(y)) dy dx \quad (13)$$

$$-\beta_2 \int_{\Omega} \int K_{\sigma}(x-y) p_{2,x}(u(y)) M_{2, \varepsilon}(\phi(y)) dy dx + B(H, \phi, x)$$

که β_1 و β_2 دو ضریب ثابت هستند، همچنین $p_{i,x}(u(y))$ به تابع PDF گوسی به صورت زیر اشاره دارد:

$$p_{i,x}(u(y)) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_i^2(x)}} \exp\left(-\frac{(F_i(x) - u(y))^2}{2\sigma_i^2(x)}\right) \quad (14)$$

که $F_i(x)$ و $\sigma_i^2(x)$ به ترتیب متوسط و واریانس شدت روشنایی محلی برای نواحی داخل ($i=1$) و خارج ($i=2$) مرز فعال هستند. که به سادگی با مشتق گیر یاز معادله های یادشده به صورت زیر بدست می آیند:

$$F_i(x) = \frac{\int K_{\sigma}(x-y) u(y) M_{i, \varepsilon}(\phi(y)) dy}{\int K_{\sigma}(x-y) M_{i, \varepsilon}(\phi(y)) dy} \quad (15)$$

$$\sigma_i^2(x) = \frac{\int K_{\sigma}(x-y) (F_i(x) - u(y))^2 M_{i, \varepsilon}(\phi(y)) dy}{\int K_{\sigma}(x-y) M_{i, \varepsilon}(\phi(y)) dy} \quad (16)$$

در رابطه (۱۳) دو عبارت اول مانند قبل مرز فعال را به سمت لبه های مطلوب پیش می برند و عبارت آخر دیگر ترم های تنظیم را در برمی گیرد.

۳- روش پیشنهادی

در این روش پیشنهادی برای دو مرز فعال اندوکارد و اپیکارد بطن چپ از دو تابع سطح تراز ϕ_i ($i=1, 2$) استفاده می شود که بطور همزمان تکامل می یابند. در تابعی انرژی از عبارت های مختلفی به شکل زیر بهره گرفته شده است:

$$J(\phi_i) = \lambda_1 J_{region}(\phi_i) + \lambda_2 J_{edge}(\phi_i) + \lambda_3 J_{shape}(\phi_i) + \lambda_4 J_{reg}(\phi_i) \quad (17)$$

می‌شود [۱۹ و ۲۳]، اما در اینجا در روش پیشنهادی با در نظر گرفتن یک عبارت قوی پردازش ناحیه دیگر بر این مشکل فایق می‌آید. در این پردازش محلی روش تقسیم پس‌زمینه اپیکارد مانند قبل در نظر گرفته می‌شود اما این بار با LGDF به عنوان یک روش کرنلی قوی به مقابله با تغییرات شدید روشنایی می‌رود. به این ترتیب مرزفعال اپیکارد بدون نیاز به تخمین ضخامت عضله میوکارد و در محل حقیقی لبه به درستی متوقف می‌شود. این ترم محلی ناحیه به صورت زیر است:

$$J_{local,epi}(\phi_1, \phi_2, F_1, F_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) =$$

$$- \beta_1 \iint_{\Omega} K_{\sigma_{ep}}(x-y) p_{1,x}(u(y)) M_{ep_{1,\varepsilon}}(\phi_1(y)) dy dx \quad (27)$$

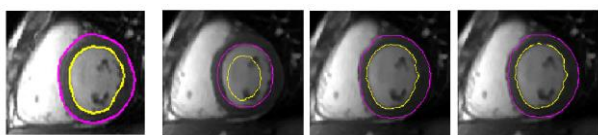
$$- \beta_2 \iint_{\Omega} K_{\sigma_{ep}}(x-y) p_{low,x}(u(y)) M_{ep_{2,\varepsilon}}(\phi_1(y)) dy dx$$

$$- \beta_3 \iint_{\Omega} K_{\sigma_{ep}}(x-y) p_{Hi,x}(u(y)) M_{ep_{3,\varepsilon}}(\phi_1(y)) dy dx$$

که $p_{i,x}(u(y))$ توابع گوسی مشابه رابطه (۱۴) می‌باشد.

۴- نتایج

برای ارزیابی عملکرد LBF-STACS، از پایگاه تصویر معرفی شده در [۲۴] استفاده شده است. این پایگاه داده شامل تصاویر CMR راستای محور کوتاه قلبی از ۳۳ بیمار مختلف می‌باشد. تصاویر توسط دستگاه Ge Gensis Signa MR با پروتکل تصویربرداری FEISTA در بیمارستان بیمارهای کودکان شهر تورنتو کانادا تهیه شده‌اند. هریک از تصاویر توسط یک متخصص به صورت دستی بخش‌بندی شده است. شکل ۱ پایداری روش پیشنهادی در تشخیص مرز اپیکارد علی‌رغم ادامه تکرار و عدم استفاده از تخمین عضله میوکارد را نشان می‌دهد. در شکل ۲ نیز روش پیشنهادی با روش Li [۱۹] و بخش‌بندی دستی توسط متخصص مقایسه شده است.



شکل ۱- پایداری مرز فعال اپیکارد در محل لبه با وجود تکرار. (از سمت چپ بخش‌بندی دستی، مرز اولیه، همگرایی روش پیشنهادی بعد از ۵۰۰ تکرار، روش پیشنهادی بعد از ۶۰۰ تکرار)

$$f_i(x) = \frac{\int K_{\sigma}(x-y) u(y) M_{endi,\varepsilon}(\phi_i(y)) dy}{\int K_{\sigma}(x-y) M_{endi,\varepsilon}(\phi_i(y)) dy} \quad (22)$$

۳-۲- پردازش عمومی اپیکارد

به منظور پردازش عمومی مرز اپیکارد از مزایای روش LBF و تقسیم پس‌زمینه در روش Li [۱۹] بطور همزمان بهره می‌بریم. به این ترتیب پس‌زمینه به دو ناحیه روشن‌تر (H_{low}) و تیره‌تر (H_{Hi}) از اندوکارد به صورت زیر تقسیم می‌شود:

$$\begin{cases} H_{low}(\phi_2(y)) = H_{\varepsilon}(-u(x,y) - \mu_{epi}) & \text{for } u(x,y) < \mu_{epi} \\ H_{Hi}(\phi_2(y)) = H_{\varepsilon}(u(x,y) - \mu_{epi}) & \text{for } u(x,y) > \mu_{epi} \end{cases} \quad (23)$$

که μ_{epi} متوسط پیکسل‌های ناحیه اپیکارد می‌باشد:

$$\mu_{epi} = \frac{\int u(x,y) (1 - H_{\varepsilon}(\phi_1(y)) H_{\varepsilon}(\phi_2(y)))}{\int (1 - H_{\varepsilon}(\phi_1(y)) H_{\varepsilon}(\phi_2(y)))} \quad (24)$$

به این ترتیب پردازش عمومی ترم ناحیه در مرز فعال اپیکارد بصورت زیر خواهد بود:

$$J_{globalepi}(\phi_1, \phi_2, F_1, F_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) =$$

$$- \beta_1 \iint_{\Omega} K_{\sigma_{ep}}(x-y) |u(\mathbf{y}) - f_1(\mathbf{x})|^2 M_{ep_{1,\varepsilon}}(\phi_1(y)) dy dx \quad (25)$$

$$- \beta_2 \iint_{\Omega} K_{\sigma_{ep}}(x-y) |u(\mathbf{y}) - f_2(\mathbf{x})|^2 M_{ep_{2,\varepsilon}}(\phi_1(y)) dy dx$$

$$- \beta_3 \iint_{\Omega} K_{\sigma_{ep}}(x-y) |u(\mathbf{y}) - f_3(\mathbf{x})|^2 M_{ep_{3,\varepsilon}}(\phi_1(y)) dy dx$$

که در آن $M_{ep_{i,\varepsilon}}(\phi_i(y))$ برای $i=1$ پیش‌زمینه اپیکارد و برای $i=2,3$ پس‌زمینه را به ترتیب برای نواحی روشن‌تر و تیره‌تر اپیکارد به صورت زیر توصیف می‌کنند:

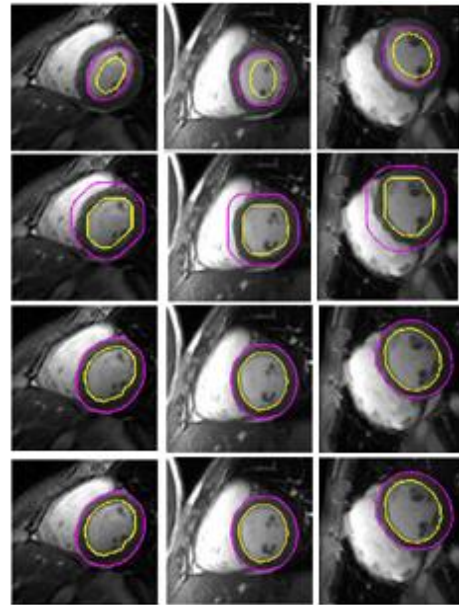
$$\begin{cases} M_{ep_{1,\varepsilon}}(\phi_1(y)) = [1 - H_{\varepsilon}(\phi_1(y))] H_{\varepsilon}(\phi_2(y)) \\ M_{ep_{2,\varepsilon}}(\phi_1(y)) = H_{low}(\phi_2(y)) [1 - H_{\varepsilon}(\phi_2(y))] \\ M_{ep_{3,\varepsilon}}(\phi_1(y)) = H_{Hi}(\phi_2(y)) [1 - H_{\varepsilon}(\phi_2(y))] \end{cases} \quad (26)$$

۳-۳- پردازش محلی اپیکارد

گرچه در پردازش عمومی اپیکارد به منظور غلبه بر تغییرات روشنایی موجود از روش کرنلی LBF استفاده شد ولی نتایج نشان می‌دهد این روش به تنهایی قادر به توقف مرزفعال در لبه اپیکارد نیست. در واقع مرز فعال قادر به تشخیص لبه نمی‌باشد و با افزایش تعداد تکرار مرز فعال همچنان تکامل می‌یابد و از لبه عبور می‌کند. برای حل این مشکل معمولاً از تخمین فاصله متوسط اندوکارد و اپیکارد استفاده

¹ Short-axis

- [5] I. Ben Ayed, S. Li, I. Ross, "Embedding overlap priors in variational left ventricle tracking," IEEE Trans. Med. Imag. vol. 28, no. 12, pp. 1902–1913, 2009.
- [6] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: active contour models," Int. J. of Computer Vision, vol. 1, no. 4, pp. 321–331, 1987.
- [7] J. Sethian, "Level set methods and fast marching methods," vol. 3, Cambridge University Press, 1999.
- [8] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro, "Geodesic active contours," in Proc. IEEE Int'5 Conf. Computer Vision, pp. 694–699, 1995.
- [9] T. Chan and L. Vese, "Active contours without edges," IEEE Trans. Image Processing, vol. 10, no. 2, pp. 266–277, 2001.
- [10] T. F. Cootes, C. J. Taylor, D. H. Cooper and J. Graham, "Active Shape Models-Their Training and Application", Computer Vision and Image Understanding, vol. 61, no 1, pp. 38–59, 1995.
- [11] S. Lankton and A. Tannenbaum, "Localizing region-based active contours", IEEE Trans. Image Processing, vol. 17, no. 11, pp. 2029–2039, 2008.
- [12] C. Li, C. Kao, J. Gore and Z. Ding, "Minimization of region-scalable fitting energy for image segmentation", IEEE Trans. Image Processing, vol. 17, no. 10, pp. 1940–1949, 2008.
- [13] Wang, Li, et al. "Active contours driven by local Gaussian distribution fitting energy." Signal Processing 89.12 (2009): 2435-2447.
- [14] N. Paragios, "A level set approach for shape-driven segmentation and tracking of the left ventricle", IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 22, no. 6, pp. 773–776, 2003.
- [15] 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, no. 4, pp. 255–262, 2006.
- [16] J. Woo, B.-W. Hong, A. Ramesh, G. Germano, C.-C. Jay Kuo, and P. Slomka, "Curve evolution with a dual shape similarity and its application to segmentation of left ventricle", Medical Imaging Physics of Medical Imaging .Proc. of SPIE, 2009, vol. 7259, pp. 7259T_1.
- [17] A. Schöllhuber, Automatic segmentation of contrast enhanced cardiac MRI for myocardial perfusion analysis. M.Sc. Theses, Inst. Comp. Graph. Alg, Vienna Univ, Vienna, Austria, 2008.
- [18] T. Chen, J. Babb, P. Kellman, L. Axel, and D. Kim, "Semiautomated segmentation of myocardial contours for fast strain analysis in cine displacement-encoded MRI", IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 27, no. 8, pp. 1084–1094, 2008.
- [19] C. Li, X. Jia, and Y. Sun, "Improved semi-automated segmentation of cardiac CT and MR images," IEEE Int'l Symp. Biomedical Imaging: From Nano to Macro, pp. 25–28, 2009.
- [20] Yuan, J. and Li, P. and Wen, Y. and Xu, Y, "Level set segmentation of intensity inhomogeneous images based on local linear approximation of difference image", IET Image Processing, vol. 6, no. 5, pp. 473–482, 2012.
- [21] K. Zhang, H. Song, and L. Zhang "Active contours driven by local image fitting energy", J. of Pattern Recognition, vol. 43, no. 4, pp. 1199–1206, 2010.
- [22] C. Li, R. Huang, Z. Ding, C. Gatenby, D. N. Metaxas, and J. C. Gore. "A level Set method for image segmentation in the presence of intensity inhomogeneities with application to MRI", IEEE Trans. Image Processing, vol. 20, no. 7, pp. 2007–2016, 2011.
- [23] Chen, Ting, et al. "Semiautomated segmentation of myocardial contours for fast strain analysis in cine displacement-encoded MRI." Medical Imaging, IEEE Transactions on 27.8 (2008): 1084-1094.
- [24] J. Tsotsos, "Laboratory for Active and Attentive Vision (LAAV)". [Online] Available :<http://www.cse.yorku.ca/~mridataset>



شکل ۲ - مقایسه روش پیشنهادی باروش Li. (ردیف اول مرز اولیه، ردیف دوم روش Li، ردیف سوم روش پیشنهادی و ردیف آخر بخش-بندی دستی)

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، یک مدل فرم‌پذیر جدید برای بخش‌بندی مرز اندوکارد و اپیکارد در تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی ارائه شده است. در مرز فعال پیشنهادی اندوکارد عبارت مبتنی بر ناحیه در تابعی انرژی روش STACS با جملات مبتنی بر پردازش قابی در روش LBF جایگزین گردیده است. به این ترتیب، روش پیشنهادی برخلاف STACS، در بخش‌بندی مرز اندوکارد در تصاویر با روشنایی غیریکنواخت نیز موفق می‌باشد. همچنین در مرز فعال اپیکارد در دو مرحله پردازش عمومی و محلی روش Li با پردازش‌های قابی LBF و LGDF بهبود داده شده است. مزیت مهم روش پردازش عمومی و محلی در اپیکارد باعث توقف کاملاً خودکار مرز فعال اپیکارد در لبه واقعی آن می‌باشد. بنابراین یکی از دستاوردهای حائز اهمیت این روش خودکار بودن آن و عدم نیاز به تخمین ضخامت عضله میوکارد به منظور توقف اجباری مرز فعال است. نتایج تجربی بدست آمده نیز بیانگر برتری روش پیشنهادی در مقایسه با روش Li می‌باشد.

مراجع

- [1] S. Mendis, P. Puska, Global Atlas on Cardiovascular Disease Prevention and Control. WHO Press, World Health Organization Publications, 2011.
- [2] C. Pluempitwiriyaewej, J. M. F. Moura, Y.-J. Lin 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.
- [3] G. Hautvast, Segmentation of short axis cardiac MR using Active Contours. M.A. Thesis, University of Eindhoven, 2004.
- [4] S. Ranganath, "Contour extraction from cardiac MRI studies using snakes", IEEE. Trans. Med. Imag. vol. 14, no. 2, pp. 328–338, 1995.