

مرور و بررسی انواع مدل‌های فرم‌پذیر در بخش‌بندی و تشخیص خودکار مرز اندوکارد در تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی

حمیده عسگریان^۱، مهدی سعادت‌مند طرزجان^۲

^۱ آزمایشگاه تصویربرداری پزشکی، گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد
Asgarian_h@yahoo.com

^۲ استادیار، آزمایشگاه تصویربرداری پزشکی، گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد
Saadatmand@um.ac.ir

چکیده

تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی (CMRI) از نظر دقت آناتومی و وضوح تصویر، یک منبع مناسب برای مطالعه فعالیت و بررسی بیماری‌های قلبی بشمار می‌رود. با وجود کیفیت بالای این تصاویر در حیطه کاربرد دارای محدودیت‌هایی هستند و از جمله مهم‌ترین این محدودیت‌ها، حجم بالای و تعداد زیاد این تصاویر و نیاز به پردازش دستی بر روی آنهاست. از این رو روش‌هایی خودکار یا نیمه خودکار برای بخش‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی اهمیت می‌یابد. تصاویر پزشکی و بطور ویژه تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی بدلیل آناتومی پیچیده و پارامترهای متغیر در طول سیکل قلب با چالش توزیع متفاوت و گسترده روشنایی مواجه هستند و به طبع نیاز به مدل‌ها و روش‌های پیچیده تری نسبت به تصاویر معمول دارند؛ مدل‌های فرم‌پذیر یک روش کارا، پرکاربرد و رایج به این منظور هستند. این مقاله انواع مدل‌های فرم‌پذیر را بررسی می‌کند و به تحلیل عملکرد آنها در استفاده از اطلاعات مربوطه به لبه، ناحیه، دانش اولیه شکل و پردازش محلی می‌پردازد.

کلمات کلیدی

بخش‌بندی، تصاویر تشدید مغناطیسی قلبی، مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری و هندسی.

۱- مقدمه

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 ارزشمند است.

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 CMR در تحقیقات مرتبط با CVD، استفاده از این ابزار تصویربرداری به صورت کلینیکی به دو علت محدود است: محدودیت اول، نقش زیاد بیمار در کیفیت تصویر خروجی ایفا می‌کند. به عبارت دقیق‌تر، حرکت فیزیکی بیمار یا حرکت‌های ناشی از تنفس

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 در هر ۳۴ ثانیه یک نفر دچار حمله قلبی می‌شود [۲] و در سال حدود ۶۰۰/۰۰۰ نفر بر اثر بیماری‌های قلبی-عروقی جان خود را ازدست می‌دهند که ۲۵ درصد کل آمار مرگ و میر را شامل می‌شود[۳]. از این رو هر گونه تلاش برای بهبود

² Cardiac Magnetic Resonance Images(CMRI)

¹ Cardiovascular diseases

در ادامه بخش ۲ به معرفی کلی مدل‌های فرم‌پذیر می‌پردازد و در بخش ۳ و ۴ به بررسی و طبقه‌بندی انواع مدل‌های فرم‌پذیر و دسته‌بندی آنها به دو گروه کلی مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری و مدل‌های فرم‌پذیر هندسی و معرفی برخی از انواع مطرح آنها می‌پردازد. در بخش ۵ نتایج برخی از انواع روش‌های مطرح شده مقایسه و بحث می‌شود.

۲- مدل‌های فرم‌پذیر

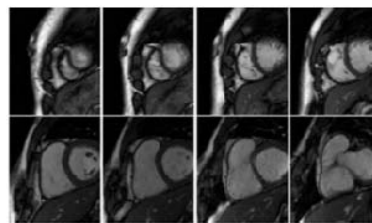
مدل‌های فرم‌پذیر، منحنی‌هایی هستند که در تصویر قرار می‌گیرند؛ که به این منحنی‌ها به اصطلاح مرز فعال^۷ یا کانتور اطلاق می‌شود. مرز فعال به منحنی تعریف شده اجازه می‌دهد تا در جهت کمینه‌سازی انرژی داخلی و خارجی از محل اولیه تا مقصد نهایی در دامنه تصویر تکامل پیدا کند. انرژی داخلی که برگرفته از خود منحنی است، نرم بودن مرز فعال را کنترل می‌کند و نیروی خارجی که برگرفته از داده‌های تصویر است، کانتور را به سمت مرز مورد نظر در تصویر و یا هر ویژگی مطلوب دیگری هدایت می‌کند. بطور کلی مدل‌های فرم‌پذیر را می‌توان به دو دسته تقسیم نمود: مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری و مدل‌های فرم‌پذیر هندسی. مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری به اصطلاح مدل‌های مرز فعال صریح^۸ و به مدل‌های فرم‌پذیر هندسی، مرز فعال ضمنی^۹ نیز گفته می‌شود. در هریک از این مدل‌ها می‌توان از چهار روش اصلی بهره گرفت، که این روش‌ها عبارتند از: روش‌های مبتنی بر لبه، ناحیه، شکل، کرنل^{۱۰} (یا قاب^{۱۱}). به دلیل آناتومی پیچیده قلب و شدت روشنایی (کنتراست) غیریکنواخت تصاویر CMRI در بخش‌بندی قلب از ترکیبی از این روش‌های استفاده می‌شود.

۳- مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری

مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری در واقع جز روش‌های کلاسیک محسوب می‌شوند. این مدل‌ها بدلیل توانایی افزودن انواع شرط‌ها، سهولت پیاده‌سازی و حجم محاسباتی کم از جمله روش‌های متداول هستند. از انواع آن می‌توان به مدل مارها^۴، مدل بالون^۵، مدل شار بردار گرادینان^۶(GVF)، شار بردار گرادینان با حفظ لبه^۷(EPGVF)، مدل شار بردار گرادینان زمانی (GVFT)^۸، مرز پتانسیل گوسی چند مقیاسی^۹، مرز پتانسیل وقتی^{۱۰} و مرز فعال جهت دار^{۱۱} نام برد. در ادامه به تشریح مدل مارها به عنوان یک نمونه متداول مدل‌های پارامتری، پرداخته می‌شود.

۳-۱-۱- مدل مارها

مدل مارها^{۱۲} از جمله مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری است که در آن از روش مبتنی بر لبه استفاده شده است^۴. در این مدل مرز به صورت صریح و به صورت زنجیره‌ای از نقاط به صورت $X(s) = (x(s), y(s))$ تعریف می‌شود به طوری که $s \in [0, 1]$ باشد که در شکل (۲) نمایش داده شده است. این مرز بر روی دامنه تصویر در جهت کمینه کردن تابع انرژی رابطه (۱)



(الف)



(ب)

شکل ۱: مقایسه تصاویر CMRI (الف) با تصاویر اکوکاردیوگرافی (ب).

موجب ایجاد اعوجاج در تصویر CMR شده و کیفیت آن را کاهش می‌دهد. البته این مشکل امروزه با پیشرفت دستگاه‌های تصویربرداری و یا عملیات حذف نویز در پیش پردازش تصاویر تا حد زیادی برطرف شده است. محدودیت دوم، حجم زیاد پردازش‌های لازم برای این تصاویر است. به بیان دیگر، در CMRI، کل عضله قلب به صورت ۶ تا ۱۲ برش عرضی (از پایه^۱ تا نوک^۲ قلب) و در ۲۰ فریم از دوره قلبی^۳ تصویربرداری شده که در پایان حدود ۲۰۰ تصویر بدست می‌آید. واضح است که پردازش دستی این تصاویر بسیار وقت‌گیر زمان بر، خسته کننده و تابع دیدگاه متخصصین مختلف است. به منظور رفع موانع موجود در سر راه استفاده تصاویر CMRI نیاز به یک پروسه پردازش اولیه و نهایی می‌باشد. پردازش اولیه به منظور بخش‌بندی تصاویر یعنی دست‌یابی به مرز صحیح اندوکارد و اپیکارد در هر یک از مجموعه فریم‌های CMRI است و در مرحله پیشرفته‌تر با داشتن اطلاعات پردازش شده این فریم‌ها و کنار هم قرار دادن آنها به یک شکل سه بعدی متحرک از عملکرد دینامیکی عضله قلب (از نمای خارجی و داخلی) دست یافت. به این ترتیب اهمیت وجود روش‌هایی خودکار یا نیمه خودکار برای بخش‌بندی تصاویر تشدید مغناطیسی بیشتر آشکار می‌شود.

تصاویر تشدید مغناطیسی (MRI) مربوط به قلب با چالشی اصلی یعنی توزیع متفاوت و گسترده روشنایی به دلیل آناتومی پیچیده و پارامترهای متغیر در طول سیکل قلب، مواجه است. تاکنون با وجود تحقیقات بسیار صورت گرفته، مسئله بخش‌بندی حفره‌های قلب هنوز مسئله‌ای باز می‌باشد. به طور کلی روش‌های بخش‌بندی تصاویر قلبی به سه دسته اصلی تقسیم می‌شوند: ۱- روش‌های مبتنی بر مدل‌های فرم‌پذیر^۴، ۲- روش‌های مبتنی بر تطبیق شکل^۵ و ۳- روش‌های مبتنی بر گراف^۶. این مقاله بطور خاص توجه خود را به روش‌های مبتنی بر مدل‌های فرم‌پذیر که یکی از مباحث پرکاربرد در پردازش تصویر بشمار میرود، معطوف می‌کند و با بررسی اجمالی و مقایسه تحقیقات صورت گرفته بستری مناسب برای مطالعه و پیشبرد حوزه بخش‌بندی تصاویر قلبی در آینده نزدیک باشد.

⁷ Active contour

⁸ Explicit Active contour

⁹ Implicit Active Contour

¹⁰ Kernel-based techniques

¹¹ Patch-based techniques

¹² Snakes

¹ Base

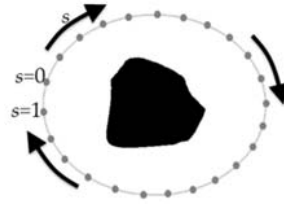
² Apex

³ Cardiac cycle

⁴ Deformable models

⁵ Registration methods

⁶ Graph cut methods



شکل ۲: توصیف مرز فعال اولیه در مدل مارها

حرکت می‌کند.

$$E_{total} = E_{in} + E_{ex} \quad (1)$$

E_{in} نشان دهنده انرژی داخلی است و نقش نرم کنندگی دارد و E_{ex} نیروی خارجی است و وظیفه حرکت مرز فعال به سمت هدف را دارد.

$$E_{in} = \frac{1}{2} \int_0^1 \alpha \left| \frac{\partial X}{\partial s} \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 X}{\partial s^2} \right|^2 \quad (2)$$

در رابطه (۲)، عبارت اول سبب مشتق پذیری مرز شده و باعث می‌شود که مدل، رفتاری مشابه به یک کش داشته باشد و از چین خوردگی مرز جلوگیری می‌شود. مشتق مرتبه دوم مانع از خمیدگی مرز شده و سبب می‌شود که مدل مانند یک جسم سخت عمل نماید و α و β به ترتیب وزن این عبارات‌های مربوط به کشسانی و سختی را تعیین می‌کنند.

$$E_{ex} = \int_0^1 P(X(s)) ds \quad (3)$$

رابطه (۳) معرف انرژی خارجی است که در قالب یک انرژی پتانسیل در طول منحنی تعریف می‌شود. تابع انرژی پتانسیل $P(x,y)$ در محل مرز یا ویژگی مورد نظر مقادیر کمینه خود را اختیار می‌کند. فرض کنید که $I(x,y)$ یک تصویر با سطوح خاکستری باشد، یک تابع انرژی پتانسیل رایج برای راندن مدل فرم‌پذیر به سمت مرزهای شی موردنظر، عبارتند از:

$$P(x,y) = |\nabla[G_\sigma(x,y) * I(x,y)]|^2 \quad (4)$$

که در آن $G_\sigma(x,y)$ یک تابع گوسی دو بعدی با انحراف معیار σ ، عملگر گرادیان و $*$ عملگر کانولوشن است. در نهایت منحنی که تابعی انرژی E_{total} را کمینه می‌کند، توسط قضیه اولر-لاگرانژ کمینه می‌شود و معادله تکامل مرز فعال به صورت رابطه (۵) بدست می‌آید.

$$\frac{\partial}{\partial s} \left(\alpha \frac{\partial X}{\partial s} \right) + \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(\beta \frac{\partial^2 X}{\partial s^2} \right) - \nabla P(x,y) = 0 \quad (5)$$

مدل مارها و بطور کلی مدل‌های فرم‌پذیر پارامتریک دارای یک سری مشکلات جدی هستند که از آن جمله می‌توان به عدم تغییر شکل و درحین تکامل منحنی علی‌رغم تغییر پارامترهای آن و مشکلات مورفولوژی اشاره کرد. در واقع یکی از بزرگترین مشکلات این مدل‌ها مشکلات مورفولوژی آنهاست که به معنای، عدم شکستن و ادغام مرز است، که ناشی از تعریف یکپارچگی مرز فعال در این مدل‌ها است.

۴- مدل‌های فرم‌پذیر هندسی

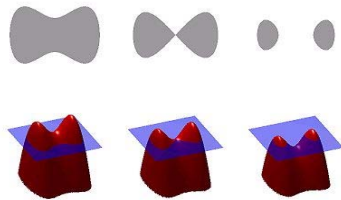
برای مقابله با مشکلات مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری، مدل‌های فرم‌پذیر هندسی مطرح شدند. در این مدل‌ها بر خلاف مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری مرز فعال بصورت ضمنی مطرح می‌شوند و در واقع به این دلیل است که به مدل‌های فرم‌پذیر هندسی مدل‌های ضمنی نیز می‌گویند. در مدل‌های فرم‌پذیر هندسی تغییر شکل و دگردیسی مرز فعال با معیارهای هندسی از

قبیل بردار نرمال یک و میزان انحنا معرفی می‌گردد؛ به این منظور از تابع سطح تراز در مدل‌های هندسی استفاده می‌شود. لازم است در ادامه ابتدا به معرفی اجمالی تابع سطح تراز پرداخته شود. وبعد از آن به بررسی برخی مدل‌های فرم‌پذیر هندسی که در واقع در آنها در کنار بهره‌گیری از روش‌های مختلف از تابع سطح تراز نیز برای توصیف مرز فعال بهره گرفته شده، پرداخته شود. از جمله موارد مدل‌های فرم‌پذیر هندسی می‌توان به کارهای بسیاری اشاره کرد [۱۲-۲۰]؛ که در ادامه تنها به بررسی مدل‌های مطرحی مانند مرز فعال کوتاه ترین طول^۱ (GAC) [۱۷]، مرز فعال بدون لبه^۲ (ACWE) [۱۸]، مدل مرز فعال آماری^۳ (STACS) [۱۹] و مدل کرنلی تطبیق باینری محلی^۴ (LBF) [۲۰] پرداخته می‌شود. نتایج حاصل از این مدل‌ها در بخش‌بندی بطن چپ در بخش ۵ با یکدیگر مقایسه و بررسی شدند.

۴-۱-۱- تابع سطح تراز

طبق روش ارائه شده توسط Osher و Sethian و همکاران برخلاف روش‌های پارامتری، تابع سطح تراز^۵ منحنی‌ها را به عنوان سطح صفر یک تابع اسکالر معرفی می‌کند [۲۱] (که برای وضوح بیشتر بصورت نمادین در شکل (۳) نمایش داده شده است). تکامل منحنی در روش تابع سطح تراز بصورت ضمنی، بدون نیاز به پارامتر و ذاتی عمل می‌کند. در تابع سطح تراز سطح مورد نظر به عنوان سطح تراز صفر قرار داده می‌شود و نقاط رویه‌ی شکل که پایین تر از آن قرار گرفتند (که مترادف با نواحی داخل سطح تراز صفر هستند) با علامت منفی و نقاط بالاتر از آن (که مترادف با نواحی خارج از سطح تراز صفر هستند) با علامت مثبت قرارداد می‌شوند. به این ترتیب برای توصیف سطح تراز، یک ماتریس هم ابعاد ماتریس تصویر اولیه خواهیم داشت که مقادیر آن بجای نمایش سطوح روشنایی خاکستری^۶، فاصله مناطق مختلف رویه با سطح تراز صفر را نشان خواهند داد.

در مجموع در تابع سطح تراز به جای دنبال کردن منحنی در طول زمان، با بهنگام سازی تابع سطح تراز تکامل منحنی بدست می‌آید. مزیت کاربرد سطح تراز در توصیف مرز فعال، در آن است که با بهره‌گیری از مولفه‌ی عمود بر سطح باعث می‌شود مشکل عدم تغییر شکل مرز با وجود تغییر پارامترهای آن در مدل‌های پارامتری رفع شود و به علاوه با تغییر مورفولوژی، بازهم تابع سطح تراز معتبر باقی بماند؛ لذا، در مجموع مدل‌های فرم‌پذیر هندسی پاسخی برای رفع مشکلات اصلی مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری هستند.



شکل ۳: توصیف نمادین عملکرد تابع سطح تراز

¹ Geodesic active contour(GAC)

² Active contour without edge(ACWE)

³ Stochastic Active Contour Scheme (STACS)

⁴Local binary fitting energy(LBF)

⁵ Level set

⁶ Gray level

۴-۱-۲- مرز فعال کوتاه ترین طول

مرز فعال کوتاه ترین طول^۱ (GAC) از جمله روش‌های اولیه در مدل‌های فعال هندسی است که از روش مبتنی بر لبه بهره گرفته است [۱۷]. این مدل با استفاده از جریان هندسی منحنی را جمع و کوچک یا بزرگ و گسترده می‌کند، همچنین این روش به تشخیص دهنده لبه اجازه می‌دهد وقتی گرادیان‌های تصویر از تنوع گسترده‌ای رنج می‌برند، پایدار بماند. مشکل تطبیق کانتور به معادل درست آن با استفاده از مینیمم فاصله منحنی بوسیله مینیمم کردن انرژی فاصله بدست می‌آید.

$$E(v) = \int_0^1 g\{|\nabla I[v(p)]|\} |v'(p)| dp \quad (6)$$

$$= \int_0^{L(v)} g\{|\nabla I[v(p)]|\} ds$$

در رابطه (۶) $ds = |v'(p)| dp$ و g تابع تشخیص لبه مانند $g = \frac{1}{1+|\nabla I|^p}$ ($p \geq 1$) و L طول تابع منحنی است که از رابطه $L = \int_0^1 \left\| \frac{\partial v}{\partial p} \right\| ds$ بدست می‌آید. I نسخه نرم شده تصویر I است و به این ترتیب مدل مرز فعال کوتاه ترین طول به شکل زیر بدست می‌آید.

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = g(I) |\nabla \phi| \left[\operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} + k \right) + \nabla g(I) \cdot \nabla \phi \right] \quad (7)$$

در رابطه (۷)، ϕ معرف منحنی v است و k ثابت مثبت حقیقی که در واقع ثابت ترم سرعت $g(I) |\nabla \phi|$ است. ترم آخر یعنی $\nabla g(I) \cdot \nabla \phi$ برای بهبود جریان هندسی و غلبه بر مشکلات ناشی از لبه‌های دارای شدت روشنایی کم است.

مرز فعال کوتاه ترین طول که با تابع سطح تراز ارائه شده ایده‌ی بسیاری از بخش‌بندی‌های بر مبنای مرز در دهه‌های اخیر بوده است [۲۲ و ۲۳]. اگرچه مدل مرز فعال کوتاه ترین طول در بخش‌بندی تصاویر قلبی استفاده شده است؛ محدودیت‌هایی نیز دارد [۱۱ و ۱۰]؛ به عنوان مثال حساسیت نسبت به محاسبه اندازه گرادیان نویز است بخاطر آنکه بسیاری از مقادیر سطوح خاکستری نویز را تقویت می‌کنند.

۴-۱-۳- مدل مرز فعال بدون لبه

در مدل‌هایی که از روش‌های مبتنی بر لبه نشات می‌گیرند، گرادیان بعنوان یک معیار برای توقف منحنی بکار می‌رود؛ این در حالی است که اهدافی وجود دارند مانند مرزهای تکه شده، که مرزهای آنها بوضوح یافت نمی‌شود؛ در این رابطه Vese و Chan یک مدل متفاوت ارائه دادند [۱۸]. این مدل که به مرز فعال بدون لبه^۲ (ACWE) معروف است در واقع یکی از مدل‌های پیشگام و مطرحی است که از ترم مبتنی بر ناحیه در تابعی انرژی خود بهره گرفت. در این روش از تابع سطح تراز برای توصیف ضمنی مرز فعال C با ارتقا و بهره‌گیری از تابعی انرژی مامفورد-شاه [۲۲] بازنویسی شده است؛ در واقع در این روش از میانگین روشنایی نواحی داخل و خارج مرز فعال برای فرایند بخش‌بندی استفاده می‌شود.

$$E(f, C) = \sum_{i=1}^N \lambda^2 \iint_{R_i} (\lambda [c_i(x, y) - I(x, y)]^2 + \mu |C| + \nu C) dx dy \quad (8)$$

رابطه (۸) تابعی انرژی مدل را نشان می‌دهد که در آن R_i نواحی گسسته‌ی کل ناحیه R را می‌پوشاند و N تعداد کل نواحی تصویر است. λ ، μ و ν پارامتر تنظیم کننده می‌باشند. با استفاده از قضیه اویلر-لاگرانژ معادله تکامل از رابطه بالا بصورت زیر بدست می‌آید.

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta(\phi) \left[\mu \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) - \nu \left(\lambda (|c_1 - I|^2 + |c_2 - I|^2) \right) \right] \quad (9)$$

که در این رابطه δ تابع ضربه است. بنابراین روند مینیمم کردن انرژی به نواحی c_i و تابع سطح تراز ϕ بستگی خواهد داشت ν ، λ و μ همانند قبل پارامتر تنظیم کننده می‌باشد.

۴-۱-۴- مدل مرز فعال آماری

برای بهبود عملکرد بخش‌بندی در تحقیقی Pluempitwiriyawej و همکاران مدل مرز فعال آماری^۳ (STACS) را پیشنهاد داد که در آن علاوه بر اطلاعات مبتنی بر لبه و ناحیه از اطلاعات شکل پیشین نیز استفاده شد [۱۹]. هدف ارائه روشی خودکار به منظور تفکیک پیکسل‌های تصویر به دو گروه پیش زمینه و قلب است در این روش، که از تابع سطح تراز نیز بهره‌برد شده است، تابعی انرژی آن بصورت معادله (۱۸) می‌باشد.

$$J(C) = \lambda_1 J_1(C) + \lambda_2 J_2(C) + \lambda_3 J_3(C) + \lambda_4 J_4(C) \quad (10)$$

در رابطه (۱۰)، C نشان دهنده مرز فعال می‌باشد، و در این تابعی انرژی آن چهار جمله دیده می‌شود. $i=1..4$ به ترتیب عبارت مبتنی بر ناحیه، لبه، شکل پیشین و نرم کننده هستند. ضرایب λ_i نیز وزن این ترم‌ها را در طی تکامل مرز فعال تعیین می‌کنند؛ تنظیم این وزن‌ها به این صورت است که در شروع وزن λ_1 بیشتر است به این ترتیب ترم J_2 و J_1 که به ترتیب مبتنی بر ناحیه و لبه می‌باشند غالب می‌شود و به این ترتیب تکامل منحنی در جهت نزدیک کردن مرز فعال به مرزهای مطلوب پیش می‌رود و در مراحل بعد وزن λ_3 افزایش میابد تا در روند مینیمم کردن تابعی انرژی، ویژگی شکل پیشین اهمیت بیابد تا مرز فعال شبیه به شکل مورد نظر باشد یا حداقل تفاوت فاحشی با آن نداشته باشد. و وزن ترم نرم کننده یعنی λ_4 در طی تکامل همواره ثابت نگه داشته می‌شود.

$$J_1(\phi) = \int_{\Omega} -\ln[p_1(u(x, y))] H_{\epsilon}(\phi(x, y)) - \ln[p_2(u(x, y))] [1 - H_{\epsilon}(\phi(x, y))] dx dy \quad (11)$$

که J_1 ترم مبتنی بر ناحیه است و در آن از H_{ϵ} تابع پله هویساید بهره گرفته شده است و I نشان دهنده تصویر اصلی و p_1 و p_2 دو تابع چگالی احتمال با توزیع گوسی به ترتیب برای توصیف نواحی داخل و خارج مرز فعال است و u ناحیه مورد بررسی و ϕ تابع سطح تراز است.

$$J_2(\phi) = \iint_{\Omega} -|G_{\sigma} * I(x, y)| ds$$

$$= \iint_{\Omega} -|G_{\sigma} * I(x, y)| \delta_{\epsilon}(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| dx dy \quad (12)$$

که J_2 ترم مبتنی بر لبه است که در آن G_{σ} 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

³ Stochastic Active Contour Scheme (STACS)

¹ Geodesic active contour (GAC)

² Active contour without edge (ACWE)

$$K_{\sigma}(\mathbf{u}) = \frac{1}{(2\pi)^{n/2} \sigma^n} e^{-|\mathbf{u}|^2/2\sigma^2} \quad (20)$$

بر اساس معادله (۱۹) تابعی انرژی LBF شامل چهار جمله است. دو جمله اول برای بخش‌بندی تصویر براساس متوسط روشنایی محلی نواحی درون و برون مرز در نظر گرفته شده‌اند. جمله سوم با کمینه کردن طول مرز فعال، مانع از ایجاد چین و چروک در آن می‌گردد و جمله سوم سبب منظم شدن تابع سطح تراز در طول تکامل مرز می‌شود. در معادله (۱۹) دو تابع f_1 و f_2 ، به ترتیب متوسط روشنایی محلی نواحی درون و برون مرز را به صورت بهینه محاسبه می‌کنند. از اینرو مقدار بهینه این دو تابع با مشتق‌گیری از (۱۹) برحسب f_1 و f_2 بدست می‌آید:

$$\begin{cases} f_1(\mathbf{x}) = \frac{K_{\sigma}(\mathbf{x}) * [H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x}))u(\mathbf{x})]}{K_{\sigma}(\mathbf{x}) * H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x}))} \\ f_2(\mathbf{x}) = \frac{K_{\sigma}(\mathbf{x}) * [(1 - H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x})))u(\mathbf{x})]}{K_{\sigma}(\mathbf{x}) * (1 - H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x})))} \end{cases} \quad (21)$$

در این مدل نیز معادله تکاملی مرز فعال، با استفاده از معادله اوایلر-لاگرانژ به صورت معادله (۲۲) بدست می‌آید.

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = -\delta(\phi)(\lambda_1 e_1 - \lambda_2 e_2) + \nu \delta(\phi) \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) + \mu \left(\nabla^2 \phi - \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) \right) \quad (22)$$

در رابطه (۲۲) ∇ نشان دهنده عملگر گرادیان، ∇^2 عملگر لاپلاس، div عملگر دیورژانس است. هم چنین مقادیر e_1 و e_2 به صورت معادله (۲۳) و (۲۴) محاسبه می‌شوند.

$$e_1 = \int_{\Omega} K_{\sigma}(\mathbf{y} - \mathbf{x}) |u(\mathbf{x}) - f_1(\mathbf{y})|^2 d\mathbf{y} \quad (23)$$

$$e_2 = \int_{\Omega} K_{\sigma}(\mathbf{y} - \mathbf{x}) |u(\mathbf{x}) - f_2(\mathbf{y})|^2 d\mathbf{y} \quad (24)$$

۵- بحث، نتایج و نتیجه‌گیری

در این مقاله با مروری بر روش‌های موجود و پر کاربرد به دسته بندی آنها پرداخته شد. مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری مشکلات اساسی مانند عدم تغییر مورفولوژی و عدم تغییر شکل منحنی علی رغم تغییر پارامتریک وجود داشت. مدل‌های فرم‌پذیر فعال هندسی با بهره‌گیری از تابع سطح تراز در واقع پاسخی برای این مشکل اصلی مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری بود ولی خود نیز محدودیت‌هایی مانند حساس بودن به محاسبه مقدار گرادیان در نقاط نویزی تصویر دارد. مقایسه‌ای از سه روش مدل GVF [۶] که در واقع جز مدل‌های فرم‌پذیر پارامتری است و دو مدل فرم‌پذیر هندسی شامل مرز فعال بدون لبه (ACWE) و مدل مرز فعال آماری (STACS) به منظور بخش‌بندی مرز اندوکارڈ بطن چپ و مقایسه آنها با یکدیگر و مقایسه کلی با بخش‌بندی دستی بعنوان یک روش سنتی، در شکل ۴ نمایش داده شدند [۱۹]. همانطور که ملاحظه می‌شود روش STACS که از مزایای روش‌های مبتنی بر لبه، ناحیه، شکل و نرم کننده بهره برده است نسبت به سایرین نتایج بهتر و نزدیک تری

است که با استفاده از تابع سطح تراز بازنویسی شده است و δ_{ϵ} معرف ضربه است.

$$J_3(\phi) = \iint_{\Omega} D^2(x, y) \delta_{\epsilon}(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| dx dy \quad (13)$$

$$D(x, y) = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f \quad (14)$$

در رابطه (۱۳) J_3 ترم مبتنی بر شکل است که در آن D معادله بیضی است و در آن a, b, c, d, e, f ضرایب معادله بیضی را مشخص می‌کنند. در مجموع در این ترم با کمینه کردن فاصله مرز فعال و معادله بیضی، مرز فعال وادار به تبعیت از شکل بیضی می‌شود.

$$J_4(\phi) = \int_{\Gamma} ds = \delta_{\epsilon}(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| dx dy \quad (15)$$

که J_4 ترم آخر و عبارت مبتنی بر نرم کنندگی است که با مینیمم کردن طول مرز فعال آن را بصورت دایره ای حفظ می‌کند و از گسستگی آن جلوگیری می‌نماید. به این ترتیب معادله تکامل مدل STACS با استفاده از قضیه اوایلر-لاگرانژ به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = [\lambda_1(M_1 - M_2) - \nabla P \cdot \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} - Pk] \delta_{\epsilon}(\phi) \quad (16)$$

که $\kappa = \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right)$ انحناى سطح تراز بوده و تابع P مطابق رابطه (۱۷) به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$P(x, y) = \lambda_1(-|G_{\sigma} * I(x, y)|) + \lambda_2 D^2(x, y) + \lambda_4 \quad (17)$$

همچنین، M_1 و M_2 بترتیب منفی لگاریتم توابع توزیع چگالی احتمال p_1 و p_2 مطابق رابطه (۱۸) برای $k=1, 2$ بدست می‌آید.

$$M_k = \frac{1}{2} \ln(2\pi\sigma_k^2) + \frac{(I(x, y) - m_k)^2}{2\sigma_k^2} \quad \text{for } k = 1, 2 \quad (18)$$

۴-۱-۵- مدل مرز فعال ضمنی با تطبیق محلی

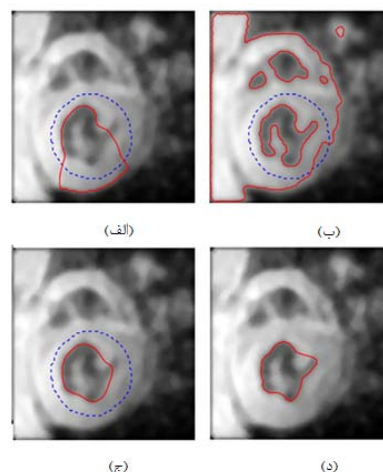
در تحقیق Li و همکارانش مدل کرنلی تطبیق با انرژی محلی (LBF) را ارائه کردند [۲۵]. آن‌ها با الهام از روش ACWE [۱۸] و استفاده از کرنل گوسی، دو تابع تطبیق (f_1 و f_2) برای تقریب سطوح خاکستری پیکسل‌های واقع در همسایگی داخلی و خارجی مرز فعال تعریف کردند. به این ترتیب، تابعی انرژی LBF به صورت زیر بدست آمد:

$$\begin{aligned} J(\phi, f_1, f_2) = & \alpha_1 \int_{\Omega} \int_{\Omega} K_{\sigma}(\mathbf{x} - \mathbf{y}) |u(\mathbf{y}) - f_1(\mathbf{x})|^2 H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x})) d\mathbf{y} d\mathbf{x} + \\ & \alpha_2 \int_{\Omega} \int_{\Omega} K_{\sigma}(\mathbf{x} - \mathbf{y}) |u(\mathbf{y}) - f_2(\mathbf{x})|^2 (1 - H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x}))) d\mathbf{y} d\mathbf{x} \\ & + \nu \int |\nabla H_{\epsilon}(\phi(\mathbf{x}))| d\mathbf{x} + \mu \int \frac{1}{2} (|\nabla \phi(\mathbf{x})| - 1)^2 d\mathbf{x} \end{aligned} \quad (19)$$

که در آن ϕ تابع سطح تراز و $\alpha_1, \alpha_2, \mu, \nu$ ضرایب وزنی ثابت و $H(\phi)$ تابع پله واحد است. همچنین، کرنل گوسی G_{σ} (با انحراف معیار σ) به صورت رابطه (۲۰) محاسبه می‌شود.

¹Local binary fitting energy(LBF)

- Segmentation by Temporal Information Constrained Gradient Vector Flow.*" In Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2013 IEEE International Conference on, pp. 2551-2555. IEEE,(2013).
- [9] S. Ranganath, "Contour extraction from cardiac MRI studies using snakes," IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 14, no. 2, pp. 328-338, 1995.
- [10] J.C. Nascimento and J.S. Marques, "Adaptive snakes using the EM algorithm," IEEE Trans. Image Processing, vol. 14, no. 11, pp. 1678-1686, 2005.
- [11] H.W. Park, T. Schoepflin, and Y. Kim, "Active contour model with gradient directional information: directional snake," IEEE Trans. Circuits and Systems for Video Technology, vol. 11, no. 2, pp. 252-256, 2001.
- [12] N. Paragios, "A Variational Approach for the Segmentation of the Left Ventricle in Cardiac Image Analysis," Int. J. Comput. Vis. 50(3), 345-362 (2002).
- [13] Woo, Jonghye, Byung-Woo Hong, Amit Ramesh, Guido Germano, C-C. Jay Kuo, and Piotr Slomka. "Curve evolution with a dual shape similarity and its application to segmentation of left ventricle." In SPIE Medical Imaging, pp. 72593T-72593T. International Society for Optics and Photonics,(2009).
- [14] Woo, Jonghye, Piotr J. Slomka, C-C. Jay Kuo, and Byung-Woo Hong. "Multiphase segmentation using an implicit dual shape prior: Application to detection of left ventricle in cardiac MRI." Computer vision and image understanding 117, no. 9 (2013).
- [15] Lynch, Michael, Ovidiu Ghita, and Paul F. Whelan. "Left-ventricle myocardium segmentation using a coupled level-set with a priori knowledge." Computerized Medical Imaging and Graphics 30, no. 4 (2006).
- [16] Chen, Ting, James Babb, Peter Kellman, Leon Axel, and Daniel Kim. "Semiautomated segmentation of myocardial contours for fast strain analysis in cine displacement-encoded MRI." Medical Imaging, IEEE Transactions on 27, no. 8 2008.
- [17] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro, "Geodesic active contours," Int. J. Comput. Vis. 22(1), 61-79 1997.
- [18] T. Chan and L. Vese, "Active contours without edges," IEEE Trans. Image Process. 10(2), 266-277, IEEE 2001.
- [19] 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.03, 2005.
- [20] Li, Chunming, Chiu-Yen Kao, John C. Gore, and Zhaohua Ding. "Implicit active contours driven by local binary fitting energy." In Computer Vision and Pattern Recognition, 2007. CVPR'07. IEEE Conference on, pp. 1-7. IEEE, 2007.
- [21] S. Osher and J. Sethian, "Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations," J. Comput. Phys. 79(1), 12-49 1988.
- [22] D. Mumford and J. Shah, "Boundary detection by minimizing functionals," Int. Conf. Comput. Vision Pattern Recognit., 22-26, IEEE, San Francisco, CA (1985).



شکل ۴: مقایسه بخش‌بندی اندوکارڈ بطن چپ. روش‌های (الف) روش مدل فرم‌پذیر پارامتری GVF، (ب) ACWE، (ج) روش STACS و (د) روش دقیق دستی (خط آبی یا خط چین مرز اولیه و خط قرمز مرز نهایی).

به بخش‌بندی دستی کسب کرده است. در مجموع در این مقاله چندین روش بخش‌بندی مختلف شرح داده شد و روند بهبود نتایج در آنها بررسی شد؛ ولی همچنان بخش‌بندی تصاویر تشدید مغناطیس قلبی (MRI) بدلیل آناتومی پیچیده، محدودیت‌های توزیع روشنایی و پارامترهای متغیر در طول یک سیکل قلبی بعنوان چالشی مطرح باقی مانده است. بنابراین روشهایی برای بهبود بخشیدن به بخش‌بندی تصاویر قلبی مخصوصاً بطریق خودکار برای آینده یک نیاز ضروری به نظر می‌رسد.

مراجع

- [1] S. Mendis, P. Puska, *Global atlas on cardiovascular disease prevention and control*, WHO Press, World Health Organization Publications, 2011.
- [2] K. Kochanek, J. Xu, S. Murphy, A. Miniño, H. Kung, "Deaths: final data for 2009," National Vital Statistics Reports, vol. 60, no. 3.
- [3] V. Roger, A. Go, D. Lloyd-Jones, E. Benjamin, J. Berry, W. Borden, et al, "Heart disease and stroke statistics-2012 update: a report from the American heart association," Circulation, vol. 125, no. 1, pp. e2-220, 2012
- [4] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: active contour models," Int. J. Comput. Vis. 1(4), 321-331 (1988).
- [5] C. Xu and J.L. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow," IEEE Trans. Image Processing, vol. 7, no. 3, pp. 359-369, 1998.
- [6] C. Xu and J.L. Prince, "Generalized gradient vector flow external forces for active contours," Signal Processing, vol. 71, pp. 131-139, 1998.
- [7] Li, Chunming, Jundong Liu, and Martin D. Fox. "Segmentation of edge preserving gradient vector flow: an approach toward automatically initializing and splitting of snakes." In Computer Vision and Pattern Recognition, 2005.
- [8] Yang, Xulei, Si Yong Yeo, Yi Su, Calvin Lim, Min Wan, Liang Zhong, and Ru San Tan. "Right Ventricle