



بررسی پایداری مرز فعال خودنسبی در برابر نویز و اهمیت آن در ناحیه بندی تصاویر پزشکی

حسن قاسمیان

دانشکده فنی، دانشگاه تربیت مدرس

ghassemi@modares.ac.ir

مهدی سعادت‌مند طرزجان

دانشکده فنی، دانشگاه تربیت مدرس

saadatmand@kiaeee.org

اگرچه تاکنون تحقیقات زیادی در زمینه بهبود عملکرد مرزهای فعال انجام شده است اما اکثر روش‌های ارائه شده، علیرغم رفع برخی از اشکالات فوق، از مشکلات جدیدی رنج می‌برند. به عنوان مثال، در روش‌های چند مقیاسی دامنه جذب افزایش می‌یابد؛ در حالی که تصمیم‌گیری درباره نحوه حرکت از یک مقیاس به دیگری مشکل بزرگی است [۳]. مدل بالون دارای دامنه جذب وسیع بوده و قادر به استخراج فرورفتگی‌های مرز می‌باشد؛ در حالی که لبه‌های ضعیف ممکن است با استفاده از یک نیروی فشار قوی نادیده گرفته شوند [۴]. همچنین، بالون نیازمند دقت بیشتر در مقداردهی اولیه است، زیرا نیروی فشار دوجبهتی نمی‌باشد.

Park و همکاران [۸] عملکرد مدل مار را با در نظر گرفتن جهت گرادیان در تابعی انرژی^۲ (علاوه بر اندازه آن) بهبود بخشیدند. مثال دیگر الگوریتم شار بردار گرادیان^۳ (GVF) [۹] می‌باشد که به شکل مؤثری مشکلاتی از قبیل دامنه جذب وسیع و استخراج فرورفتگی‌های مرز را حل نموده است. در GVF از یک میدان نیروی غیرپتانسیل که با کمینه‌سازی یک تابعی انرژی بدست می‌آید، استفاده شده است. به منظور بهبود عملکرد GVF در استخراج فرورفتگی‌های بسیار باریک و دراز، Xu و Prince [۲] با جایگزینی ضرایب ثابت با توابع وزن‌دهی متغیر، روش GVF توسعه یافته^۴ (GGVF) را ارائه داده‌اند. با وجود این، GVF و GGVF در استخراج مرزهای ضعیف خصوصاً زمانی که در نزدیکی لبه‌های قویتر قرار گرفته‌اند، با دشواری‌هایی مواجه هستند. محققین برای رفع مشکل فوق تحقیقات وسیعی انجام داده‌اند که از آنجمله می‌توان به الگوریتم EPGVF^۵ از Lia و همکاران [۱۰] اشاره نمود. اخیراً Zhu و همکاران [۱۱] میدان الکتریکی مجازی ناهمسانگرد^۶ را پیشنهاد نموده‌اند. در این روش اطلاعات هندسی لبه‌های تصویر با یک مدل میدان الکتریکی مجازی ترکیب شده است. با این همه، در همه روش‌های فوق از لبه‌ها به عنوان اطلاعات پایه برای تکامل مرز فعال و محاسبه میدان نیرو استفاده شده است. اما با توجه به حضور نویز قابل توجه در تصاویر پزشکی، معمولاً نگاهت لبه در این تصاویر، تحت تأثیر نویز قرار گرفته و مانع از عملکرد صحیح مرز فعال می‌شود.

چکیده: در این مقاله، مرز فعال خودنسبی معرفی و پایداری آن در برابر نویز مطالعه و بررسی شده است. بررسی‌ها نشان داد که هر دو نسخه استاتیک و دینامیک الگوریتم پیشنهادی در برابر نویز تصویر بسیار مقاوم بوده و در این زمینه، برتری محسوسی نسبت به سایر مرزهای فعال دارد. نتایج تجربی نیز بیانگر عملکرد قابل توجه مرز فعال خودنسبی در ناحیه بندی مجموعه‌ای از تصاویر مصنوعی و پزشکی در مقایسه با چند مرز فعال دیگر می‌باشد. ویژگی‌هایی چون دامنه جذب وسیع، بازسازی گسستگی‌های مرز، استخراج مرزهای ضعیف و مقاومت در برابر نویز الگوریتم پیشنهادی را به روشی مناسب برای ناحیه بندی تصاویر پزشکی بدل نموده است.

واژه های کلیدی: مرز فعال خودنسبی، مقاومت در برابر نویز، ناحیه بندی تصاویر پزشکی

۱- مقدمه

مدل مار عبارت است از یک مرز فعال پارامتری که می‌تواند تحت تأثیر نیروهای داخلی و خارجی به سمت ویژگی‌های مطلوب در تصویر (معمولاً لبه‌ها) حرکت کند [۱]. نیروهای داخلی مرز را یکپارچه نگاه داشته و از تاه خوردن آن جلوگیری می‌کنند؛ در حالی که نیروهای خارجی مرز را به سمت ویژگی‌های مورد نظر در تصویر سوق می‌دهند. مرزهای فعال معمولاً از برخی مشکلات رنج می‌برند. به عنوان مثال، مرز اولیه باید به اندازه کافی به مرز شی نزدیک باشد [۲]. معمولاً بازسازی فرورفتگی‌های مرز دچار مشکل می‌شوند [۳] و بعلاوه، ممکن است در استخراج مرزهای ضعیف خصوصاً زمانی که در نزدیکی مرزهای قویتر قرار گرفته‌اند، موفق نباشند [۴]. مشکلات فوق در تصاویر پزشکی به دلیل تخریب توسط نویز، تشدید نیز می‌شود. به طور کلی با اینکه امروزه، استفاده از تصاویر ناحیه بندی شده پزشکی در کاربردهای متعددی از قبیل مطالعه ساختارهای آناتومی [۵]، تشخیص بیماری‌ها [۶] و آسیب شناسی [۷] بسیار متداول می‌باشد. اما، ناحیه بندی تصاویر پزشکی به دلیل تغییرات وسیع شکل ارگان‌ها و کیفیت پایین تصاویر پزشکی همچنان وظیفه‌ای دشوار می‌باشد. خصوصاً آنکه تصاویر پزشکی معمولاً توسط نویز و اشکالات نمونه برداری^۱ تخریب شده‌اند.

² Energy functional

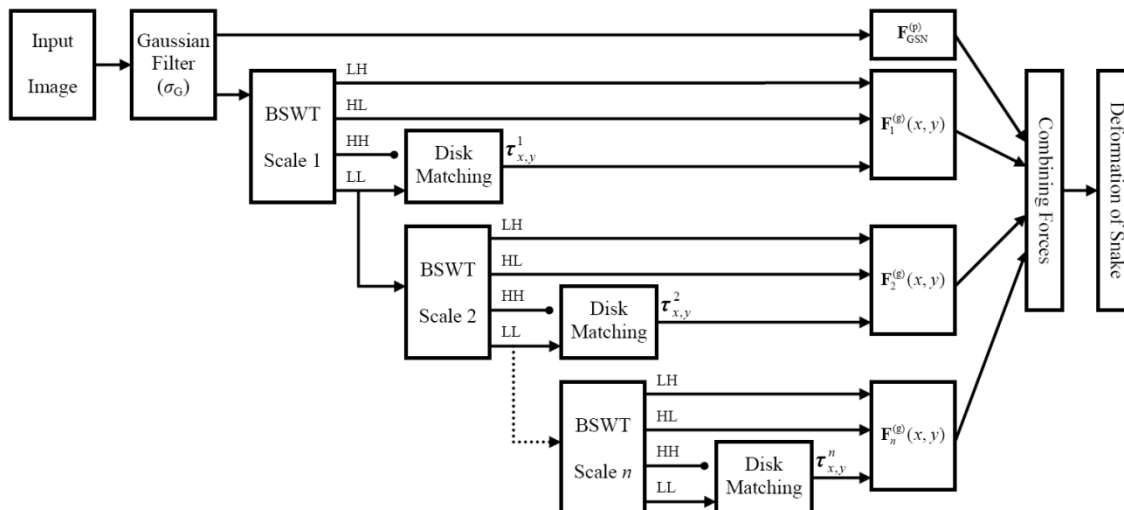
³ Gradient vector flow (GVF)

⁴ Generalized GVF (GGVF)

⁵ Edge preserving GVF (EPGVF)

⁶ Anisotropic virtual electric field (AVEF)

¹ Sampling artifacts



شکل ۱. نمودار بلوکی الگوریتم مرز فعال خودنسیبی.

تجربی بیانگر عملکرد چشمگیر روش پیشنهادی در مقایسه با الگوریتم‌های بالون، GVF، GGVF، RAGS بر روی تصاویر مصنوعی و پزشکی می‌باشد.

در ادامه، در بخش ۲ مرز فعال خودنسیبی به صورت اجمالی معرفی گردیده است. بخش ۳ به مطالعه و بررسی پایداری الگوریتم پیشنهادی در برابر نویز در مقایسه با GVF، GGVF، RAGS اختصاص یافته است. در بخش ۴، نتایج تجربی برای تعدادی تصویر مصنوعی و پزشکی ارائه گردیده و در نهایت، بخش ۵ به نتیجه‌گیری می‌پردازد.

۲- مرز فعال خودنسیبی

مطابق شکل ۱، مرز فعال خودنسیبی شامل شش مرحله می‌باشد: (۱) نرم نمودن تصویر ورودی، (۲) محاسبه ضرایب موجک، (۳) استخراج نگاشت‌های خودنسیبی در هر مقیاس موجک، (۴) محاسبه زیرنیروهای خودنسیبی در هر مقیاس موجک، (۵) محاسبه نیروهای خودنسیبی با ترکیب زیرنیروهای مربوط به مقیاس‌های مختلف و (۶) همگرایی مرز فعال با استفاده از نیروهای حاصل، بر اساس فرمولبندی تعادل نیروها که در ادامه هر یک به صورت اجمالی شرح داده خواهد شد.

۱-۲ 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^{۱۲} (BSWT) را به دلیل خصوصیتی چون فشرده بودن، بازسازی دقیق با استفاده از فیلترهای FIR و تقارن به خدمت گرفته‌ایم [۱۹].

برخی محققین در پاسخ به نیاز فوق راه کارهای جالبی ارائه داده‌اند. مثلاً، Nascimento و Marques [۱۲] با استفاده از الگوریتم پیشینه‌سازی امید^۷ مدل مار تطبیق‌پذیر را ارائه دادند. در این روش مرز فعال تحت تأثیر لبه‌های غیرمرتبط با مرز مطلوب منحرف نمی‌شود. Keller و Park [۱۳] به منظور پرهیز از مینیمم‌های محلی تابعی انرژی از برنامه‌نویسی دینامیکی در الگوریتم watersnake سود جستند. آنها برای کاهش پیچیدگی الگوریتم کمینه‌سازی، تبدیل حوضچه^۸ را با یک استراتژی کل به جزء^۹ ترکیب نمودند. بعلاوه، Cheng و همکاران [۱۴] از تبدیل حوضچه برای مقداردهی اولیه مرز فعال استفاده نمودند. در الگوریتم WaterBalloons نیز تبدیل حوضچه و مدل بالون یکپارچه شده‌اند [۱۵]. در نهایت، Mirmehdi و Xie [۱۶] روش مؤثر RAGS^{۱۰} را به منظور ناحیه‌بندی تصاویر تخریب شده با نویز ارائه داده‌اند. در این روش، نیروهای شار گرادیان با نیروهای شار بردار ناحیه یکپارچه گردیده است.

اخیراً نویسندگان مقاله در [۱۷] روش جدید مرز فعال خودنسیبی^{۱۱} (SAS) را معرفی نموده‌اند. ایده اصلی این روش، ترکیب سیستم نگاشت خودنسیبی [۱۸] و تبدیل موجک به منظور تولید یک میدان نیروی خارجی کارآمد برای مدل مارها می‌باشد. آنها نشان دادند که روش مذکور در حل مشکلاتی چون دامنه جذب وسیع و بازسازی گسستگی‌های مرز دارای قابلیت‌های ویژه‌ای است. اما برای آنکه بتوان از این روش به شکلی مؤثر در کاربردهای پزشکی سود جست باید از مقاومت آن در برابر نویز اطمینان حاصل نمود.

در این مقاله، ابتدا روش پیشنهادی مرز فعال خودنسیبی معرفی گردیده و سپس، حساسیت آن به نویز مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج

⁷ Expectation maximization

⁸ Watershed transform

⁹ Coarse-to-fine strategy

¹⁰ Region-aided geometric snake (RAGS)

¹¹ Self-affine snake (SAS)

¹² Biorthogonal spline wavelet transform (BSWT)

اول وزن کمتری در مقایسه با دسته دوم اختصاص داده شود. در نتیجه، نیروی خودنسبی متناظر با پیکسل $x = (x, y)$ ، به صورت برآیند وزن دار ذیل تعریف می‌گردد:

$$F_{SAS}^{(g)}(x, y) = F_{GNS}^{(g)}(x, y) + \sum_{m=1}^n \eta^{-m} F_m^{(g)}\left(\frac{x}{\eta^m}, \frac{y}{\eta^m}\right) \quad (5)$$

و $F_{GNS}^{(g)}$ به صورت ذیل محاسبه می‌شود:

$$F_{GNS}^{(g)}(x, y) = \begin{cases} \frac{F_{GNS}^{(p)}(x, y)}{\max_{(x,y)} \left(\|F_{GNS}^{(p)}(x, y)\| \right)} & \frac{\|F_{GNS}^{(p)}(x, y)\|}{\max_{(x,y)} \left(\|F_{GNS}^{(p)}(x, y)\| \right)} > \theta \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

که θ آستانه اندازه نیروهای گوسی بوده و نیروی پتانسل گوسی $F_{GNS}^{(p)}(x, y)$ به صورت ذیل قابل محاسبه است [۲۰]:

$$F_{GNS}^{(p)}(x, y) = -\nabla \left(-|\nabla [G(x, y) * I(x, y)]|^2 \right) \quad (7)$$

که در آن عملگر گرادیان با استفاده از هسته Sobel با ابعاد 5×5 (به دلیل عملکرد مناسب در حذف نویز) تخمین زده می‌شود.

۵-۲ همگرایی مرز فعال خودنسبی

در نهایت، پس از محاسبه نیروهای خودنسبی، از آنها برای حرکت مرز فعال به سمت مرز شی مورد نظر بر اساس فرمولبندی نیروی دینامیکی [۹] استفاده شده است:

$$x_i(s, t) = F_{int} + F_{SAS}^{(g)} \quad (8)$$

که در آن نیروی داخلی F_{int} به صورت ذیل محاسبه می‌شود [۱]:

$$F_{int} = \alpha x''(s) - \beta x^{(4)}(s) \quad (9)$$

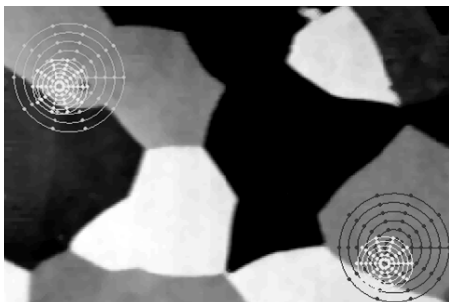
که $x(s)$ ($0 < s < 1$) بیانگر نقاط روی مرز فعال می‌باشد.

۶-۲ تعداد مقیاس‌های موجک

مطابق معادله (۵)، محدوده جذب نیروهای خودنسبی با افزایش تعداد مقیاس‌های موجک (n) افزایش می‌یابد. به طور کلی، برای جذب مرز فعال به سمت لبه‌ای در فاصله D پیکسلی از آن، در تصویری با ابعاد $N \times N$ ، تعداد مقیاس‌های موجک باید در شرایط ذیل صدق نماید:

$$D \leq \eta^n \times R \leq N \Rightarrow \log_{\eta} \left(\frac{D}{R} \right) \leq n \leq \log_{\eta} \left(\frac{N}{R} \right) \quad (10)$$

با وجود این، نتایج تجربی نشان داده که در اکثر کاربردها، انتخاب $n \leq 4$ برای فراهم آوردن محدوده جذب مورد نیاز، کافی می‌باشد.



شکل ۲. دو نمونه از میدان‌های دیسکی. در هر جفت دیسک، بافت درون دیسک بزرگتر شبیه بافت درون دیسک کوچکتر است.

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 $G \subset R^2$ دارای سطح خاکستری $I(x)$ برای هر $x = (x, y) \in G$ باشد. در این صورت، نگاشت خودنسبی انقباضی m با محدوده تعریف $M \subset G$ به صورت ذیل تعریف می‌شود:

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

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

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

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 مقداردهی شده و در هر مرحله، تابع هزینه ذیل محاسبه می‌گردد:

$$\psi_{\eta}(\tau) = \iint_{x \in W} (I(x) - I(x_m))^2 dx dy \quad (3)$$

بردار انتقال بهینه از کمینه کردن رابطه فوق بدست می‌آید.

مطابق شکل ۲، 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 $x = (x, y)$ دیسکی با شعاع R پیکسل و به مرکز x می‌باشد. به منظور کاهش حجم محاسبات، به صورت تجربی $r_{x,y} = 0.5$ انتخاب شده است.

۳-۲ محاسبه زیرنیروها در هر مقیاس موجک

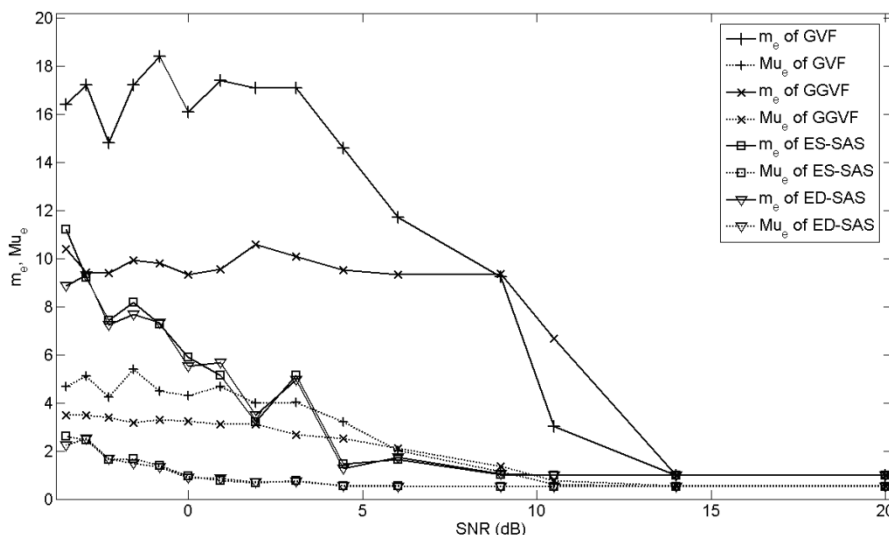
الگوریتم تطبیق ناحیه در هر نگاشت خودنسبی، با کمینه‌سازی تابع هزینه (۳)، بردار انتقال بهینه $\tilde{\tau}_{x,y}$ را محاسبه می‌نماید. این بدان معنی است که این بردار ممکن است در هر پیکسل، راستایی مناسب برای مرز فعال، جهت نزدیک شدن به مرز مطلوب معرفی نماید. بنابراین، زیر نیروهای مقیاس m -ام موجک به صورت ذیل محاسبه می‌شوند:

$$F_m^{(g)}(x, y) = \frac{\tilde{\tau}_{x,y}^m}{\|\tilde{\tau}_{x,y}^m\|} \left(1 + \frac{|LH_m(x, y)| + |HL_m(x, y)|}{\max_{(x,y)} (|LH_m(x, y)| + |HL_m(x, y)|)} \right) \quad (4)$$

که در آن $\tilde{\tau}_{x,y}^m$ بردار بهینه بدست آمده توسط الگوریتم تطبیق ناحیه برای پیکسل (x, y) از زیرماتریس LL در مقیاس m -ام موجک می‌باشد. بعلاوه، LH_m و HL_m بیانگر زیرماتریس‌های LH و HL در همان مقیاس موجک می‌باشند.

۴-۲ ترکیب زیرنیروها

اکنون، زیرنیروهای بدست آمده در مقیاس‌های مختلف موجک باید به شکل مؤثری با یکدیگر ترکیب گردند تا میدان نیروی خودنسبی بدست آید. مقیاس‌های بالاتر موجک شامل اطلاعات کلی‌تری می‌باشند؛ در حالی که همواره می‌توان جزئیات را در مقیاس‌های پایین‌تر مشاهده نمود. این بدان معنی است که در ترکیب این زیرنیروها، باید به دسته



شکل ۴. تغییرات متوسط و ماکزیمم خطای تطبیق بر حسب تغییرات SNR تصویر Flower6 برای GVF و GGUF, D-SAS, S-SAS.

همچنین، در شکل b.۳ مرز مطلوب Flower6 (که با گرادیان‌گیری از شکل a.۳ بدست آمده) نشان داده شده است. به منظور بررسی مقاومت مرز فعال خودنمایی در برابر نویز، در هر مرحله Flower6 با نویز گوسی با میانگین صفر و انحراف معیار σ_{Noise} تخریب شده است. در این حالت، نسبت سیگنال به نویز تصویر عبارت است از:

$$SNR = 20 \log_{10} \left(\frac{A}{\sigma_{Noise}} \right) \quad (11)$$

که A بیانگر محدوده تغییرات سطح روشنایی Flower6 می‌باشد (در اینجا $A=1/3$). سطح نویز نیز به صورت ذیل تعریف می‌شود:

$$Level = \frac{\sigma_{Noise}}{A} \quad (12)$$

که از آنجا با استفاده از (۱۱) داریم:

$$SNR = -20 \log_{10}(Level) \quad (13)$$

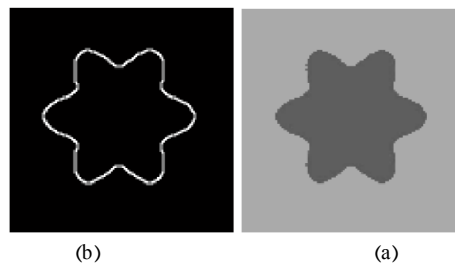
از طرف دیگر، σ_{Noise} متناظر با هر SNR به آسانی به صورت ذیل محاسبه می‌شود:

$$\sigma_{Noise} = A 10^{\frac{SNR}{20}} \quad (14)$$

همچنین، به منظور بررسی میزان انطباق پاسخ یک الگوریتم بر مرز مطلوب از معیار خطای تطبیق استفاده شده است. پس از همگرایی الگوریتم، خطای تطبیق هر پیکسل از منحنی حاصل برابر است با نزدیکترین فاصله اقلیدوسی تا مرز مطلوب (شکل b.۳). برای هر مرز فعال، متوسط (μ_e) و ماکزیمم (m_e) خطای تطبیق همه پیکسل‌های آن بدست می‌آید. به منظور ارزیابی عملکرد الگوریتم پیشنهادی در برابر نویز، در مقایسه با GVF و GGUF، به تدریج سطح نویز از 10% (SNR=20dB) تا 150% (SNR=-3.52dB) افزایش داده شد و در هر مرحله، معیارهای m_e و μ_e برای پاسخ‌های هر الگوریتم محاسبه گردید. برای هر سطح نویز، فرآیند فوق پنج مرتبه تکرار گردیده و مقادیر نهایی m_e و μ_e مربوط به هر الگوریتم با میانگین‌گیری بدست آمده است.

۷-۲ پیاده‌سازی دینامیکی

مرز فعال خودنمایی را می‌توان به دو صورت پیاده‌سازی نمود. در روش اول همانطور که در زیربخش‌های قبلی بیان گردید، میدان نیروی خودنمایی برای همه پیکسل‌های تصویر محاسبه گردیده و سپس، از آن در تکامل مرز فعال استفاده می‌شود (مرز فعال خودنمایی استاتیک^{۱۳} یا S-SAS). در روش دوم، در هر مرحله از تکامل منحنی، نیروهای خودنمایی تنها برای پیکسل‌های موجود بر روی منحنی محاسبه گردیده و با استفاده از آنها مرز فعال یک مرحله تکامل می‌یابد (مرز فعال خودنمایی دینامیکی^{۱۴} یا D-SAS).



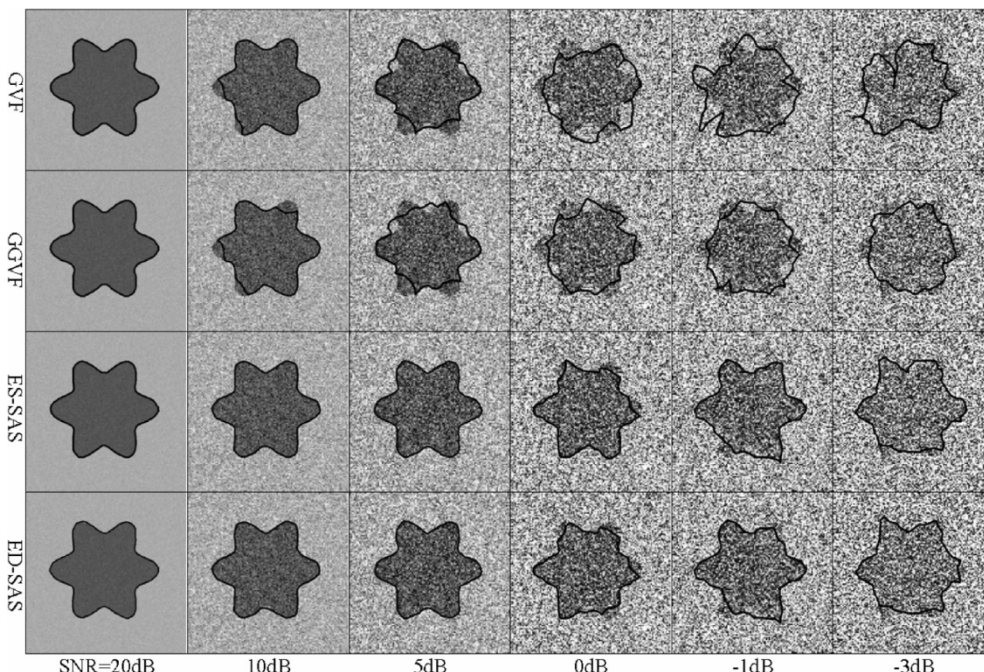
شکل ۳. (a) شکل مصنوعی Flower6 و (b) مرز مطلوب آن.

۳- بررسی مقاومت مرز فعال خودنمایی در برابر نویز

ما برای بررسی مقاومت الگوریتم پیشنهادی در برابر نویز از تصویر مصنوعی Flower6 که در شکل a.۳ نشان داده شده است، استفاده کرده‌ایم. Flower6 یک شکل هارمونیک بوده که با استفاده از رابطه $r = a + b \cos(d\zeta + c)$ بدست می‌آید. در این رابطه، a و b دو عدد ثابت بوده و d بیانگر تعداد گلبه‌ها در شکل گل حاصل از آن است (در اینجا، $d=6$) [۱۶].

¹³ Static self-affine snake (S-SAS)

¹⁴ Dynamic self-affine snake (D-SAS)



شکل ۵. مقایسه نتایج S-SAS و D-SAS با GVF و GGUF برای تصویر Flower6 نویزی با سیگنال به نویزهای مختلف شامل SNR=20dB, 10dB, 5dB, -1dB, and -3dB.

GGVF و RAGS عملکرد D-SAS و S-SAS در برابر نویز با Flower6 بر حسب معیار ماکزیمم خطای تطبیق شعاعی^{۱۵} (MRE) مقایسه گردیده است. خطای تطبیق شعاعی برای هر پیکسل مرز عبارت است از فاصله اقلیدوسی آن نقطه تا نزدیکترین نقطه از مرز مطلوب در راستای شعاعی که از مرکز شی مورد نظر می‌گذرد. نتایج مربوط به RAGS و GGUF از منبع [۱۶] استخراج گردیده است، هر چند که ما نیز در شبیه‌سازی‌های خد پاسخ‌های مشابهی بدست آورده‌ایم. نتایج در جدول ۱ نشان داده شده است. هر دو نسخه استاتیک و دینامیک مرز فعال خودنسبی در مقایسه با RAGS و GGUF عملکرد بهتری در برابر نویز داشته‌اند. به عنوان مثال، برای سطح نویز ۶۰٪، ماکزیمم خطای شعاعی S-SAS و D-SAS از RAGS به ترتیب ۳/۴۴ و ۳/۱۴ پیکسل بهتر می‌باشد؛ در حالی که GGUF در ناحیه‌بندی مرز مطلوب ناموفق بوده است.

جدول ۱. مقایسه عملکرد S-SAS و D-SAS در برابر نویز با RAGS و GGUF برای سطوح نویز مختلف با استفاده از شکل Flower6. بهترین پاسخ‌ها با متن تیره مشخص شده‌اند.

Level (%)	GGVF	RAGS	ES-SAS	ED-SAS
0	2.00	2.00	1.93	2.00
10	2.24	2.00	2.05	2.08
20	7.07	4.03	2.03	2.09
30	16.03	3.41	2.10	2.28
40	21.31	5.22	2.14	2.22
50	21.00	5.38	2.30	2.38
60	20.10	5.83	2.39	2.69

نتایج در شکل ۴ نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود، هر دو نسخه استاتیک و دینامیک مرز فعال خودنسبی در مقایسه با GVF و GGUF (هم از نظر معیار μ_e و هم m_e) مقاومت بسیار بهتری در برابر نویز از خود نشان داده‌اند. به عبارت دقیقتر، مشابه نتایج ارائه شده در [۱۶]، GVF و GGUF به ازای $\text{Level} > 20\%$ ($\text{SNR} < 14\text{dB}$) قادر به همگرایی به مرز مطلوب نبوده‌اند؛ در حالی که S-SAS و D-SAS حتی به ازای $\text{Level} \leq 60\%$ ($\text{SNR} \geq 4\text{dB}$) بخوبی مرز شی مورد نظر را ناحیه‌بندی نموده‌اند. بعلاوه، به ازای $\text{Level} = 150\%$ ($\text{SNR} = -3.52\text{dB}$) خطای تطبیق متوسط S-SAS و D-SAS به ترتیب تنها برابر با $\mu_e = 2.24$ و $\mu_e = 2.62$ بوده که تقریباً معادل با نتایج حاصل از GVF و GGUF به ازای $\text{Level} = 60\%$ ($\text{SNR} = 4.44\text{dB}$) می‌باشد. نتایج فوق در شکل ۵ برای SNR=20dB, 10dB, 5dB, -1dB, and -3dB، با ارائه چند مثال، به روشنی نشان داده شده است. مطابق شکل، S-SAS و D-SAS حتی برای SNR=-3dB نیز شکل کلی مرز مطلوب را استخراج نموده‌اند. با وجود نتایج فوق، ممکن است این سؤال ایجاد شود که GVF و GGUF دو روش مبتنی بر نگاشت لبه بوده و برای ارزیابی و مقایسه با یک الگوریتم مقاوم در برابر نویز مناسب نیستند. هر چند نویسندگان مقاله با گفته فوق موافق می‌باشند، اما محققین بسیاری در کاربردهای ناحیه‌بندی تصاویر مختلف پزشکی از GVF و مشتقات آن استفاده نموده‌اند [۲۱-۲۲].

با وجود این، ما به نتایج فوق اکتفا ننموده و عملکرد الگوریتم پیشنهادی را با RAGS [۱۶] (مرز فعالی با عملکرد قوی در برابر نویز) نیز مقایسه نموده‌ایم. برای این منظور، به روش مشابه قبل، با استفاده از

¹⁵ Maximum radial error (MRE)

WEL^{۱۶} با ابعاد 90×90 استفاده گردیده است (شکل ۶.۸). از این تصویر در کارهای دیگر محققین نیز به دفعات استفاده شده است [۱۶]. WEL از دو دیسک هم مرکز تشکیل گردیده که دیسک مرکزی از دیسک بیرونی تیره تر می باشد. بعلاوه، مرز بالا-راست دیسک بیرونی نرم شده است. همچنین، این تصویر با نویز فلفل-نمکی نیز تخریب گردیده است. بنابراین، WEL در ارزیابی الگوریتم پیشنهادی از چهار جنبه مختلف شامل دامنه جذب وسیع، بازسازی گسستگی های مرز، استخراج مرزهای ضعیف (خصوصاً وقتی در نزدیکی مرزهای قوی تر قرار دارند) و پایداری در برابر نویز می تواند مورد استفاده قرار گیرد. مرز مطلوب هر یک از دیسک ها در شکل ۶.۸ نشان داده شده است.

میدان های نیروی GVF، GGUF و S-SAS در شکل ۷ نشان داده شده است. اگرچه همه میدان ها (کم و بیش) تحت تأثیر نویز قرار گرفته اند، اما همانطور که چندضلعی ها نشان می دهند) نیروهای GVF و GGUF به چند ناحیه همگرایی غلط تقسیم شده اند. بعلاوه، برخلاف نیروهای خودنسبی، این نیروها (در محل بیضی ها) از مرز ضعیف بالا-راست گذشته و به داخل دیسک بیرونی نفوذ کرده اند.

در شکل ۸ نتایج حاصل از S-SAS و D-SAS در مقایسه با چهار الگوریتم رقیب برای یک مرز اولیه در خارج دیسک مرکزی نشان داده شده است. از میان همه الگوریتم های رقیب، تنها هر دو نسخه استاتیکی و دینامیکی مرز فعال خودنسبی توانسته اند، مرز مطلوب دیسک خارجی را استخراج نمایند. به عبارت دقیقتر، مرز فعال گوسی از روی مرز ضعیف بیرونی گذشته و به مرز قوی تر مربوط به دیسک داخلی همگرا شده است. GVF و GGUF از محل لبه ضعیف بالا-راست دیسک بیرونی به داخل آن نفوذ کرده اند. بعلاوه، آنها در برخی نقاط جذب پیکسل های نویزی گردیده و از مرز مطلوب منحرف شده اند. در حقیقت، این دو الگوریتم در ناحیه بندی مرز مطلوب ناموفق بوده اند، زیرا بردارهای گرادیان ضعیف مربوط به لبه های دیسک بیرونی، طی فرآیند انتشار بردارهای گرادیان لبه، توسط نیروهای قوی تر دیسک درونی و برخی پیکسل های نویزی حذف شده اند. اگرچه بالون ممکن است با یک نیروی فشار ضعیفتر پاسخ های بهتری ارائه دهد اما در اینجا موفق به استخراج مرز دیسک بیرونی نشده و از محل گسستگی بالا-راست به داخل دیسک بیرونی نفوذ کرده است. در جدول ۲، زمان محاسباتی مرز فعال خودنسبی با بالون، GVF و GGUF مقایسه شده است. همانطور که می بینید، پس از بالون بهترین زمان همگرایی متعلق به D-SAS می باشد.

۲-۴ نتایج تجربی برای تصاویر پزشکی

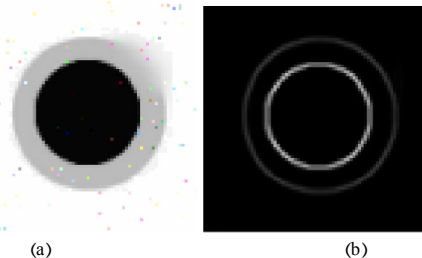
در این زیربخش عملکرد الگوریتم پیشنهادی برای دو تصویر پزشکی (که با نویز تخریب شده و دارای روشنایی غیریکنواخت هستند) در مقایسه با سه الگوریتم بالون، GVF و GGUF بررسی شده است.

بر اساس بررسی های فوق می توان با اطمینان اظهار داشت که مرز فعال خودنسبی در برابر نویز بسیار مقاوم می باشد. در توضیح علل این پدیده می توان به موارد ذیل اشاره نمود:

- نیروهای خودنسبی از کمینه سازی یک تابع هزینه خودشباهت مبتنی بر ناحیه بدست می آیند. این فرآیند با استفاده از اطلاعات باند پایین، به صورت ذاتی قادر به حذف نویز تصویر می باشد. در مقابل، میدان نیروی GVF و مشتقاتش ناشی از انتشار بردارهای گرادیان موجود در یک نگاشت لبه بوده و ذاتاً شامل اطلاعات باند بالای تصویر هستند. در نتیجه، این قبیل نیروها مستعد به تخریب توسط نویز می باشند.
- در الگوریتم پیشنهادی، در هر مقیاس موجک تنها ضرایب باند پایین موجک (مربوط به زیرماتریس LL) برای بدست آوردن زیرنیروها پردازش می شود. بنابراین، زیرنیروهای خودنسبی حاصل از مقیاس های بالاتر موجک، کمتر توسط نویز تخریب گردیده اند؛ در حالی که دارای دامنه جذب وسیع تری نیز می باشند.
- برخلاف GVF و مشتقاتش، در مرز فعال خودنسبی، چنانچه θ به اندازه کافی بزرگ باشد، تنها نیروهای گوسی قوی در محاسبه نیروهای خودنسبی بکار گرفته می شوند. در نتیجه، نیروهای گرادیانی ضعیف که احتمالاً با نویز تخریب شده اند، حذف می گردند.

۴- نتایج تجربی

در این بخش عملکرد مرز فعال خودنسبی با استفاده از تعدادی تصویر مصنوعی و پزشکی بررسی شده است. همه نتایج با استفاده از یک لپ تاپ با پردازنده INTEL CORE 2 DUO 2.0-GHz DELL و حافظه اصلی 1.0-GB تحت محیط نرم افزاری MATLAB بدست آمده است. الگوریتم پیشنهادی با چهار روش محک شامل مرز فعال پتانسیل گوسی [۲۰]، بالون [۲۰]، GVF [۹] و GGUF [۲] هم از نظر کیفیت پاسخ ها و هم از نظر زمان محاسباتی مقایسه گردیده است. مقادیر پارامترهای الگوریتم مرز فعال خودنسبی مشابه آنچه در [۱۷] استفاده شده، انتخاب گردیده است.

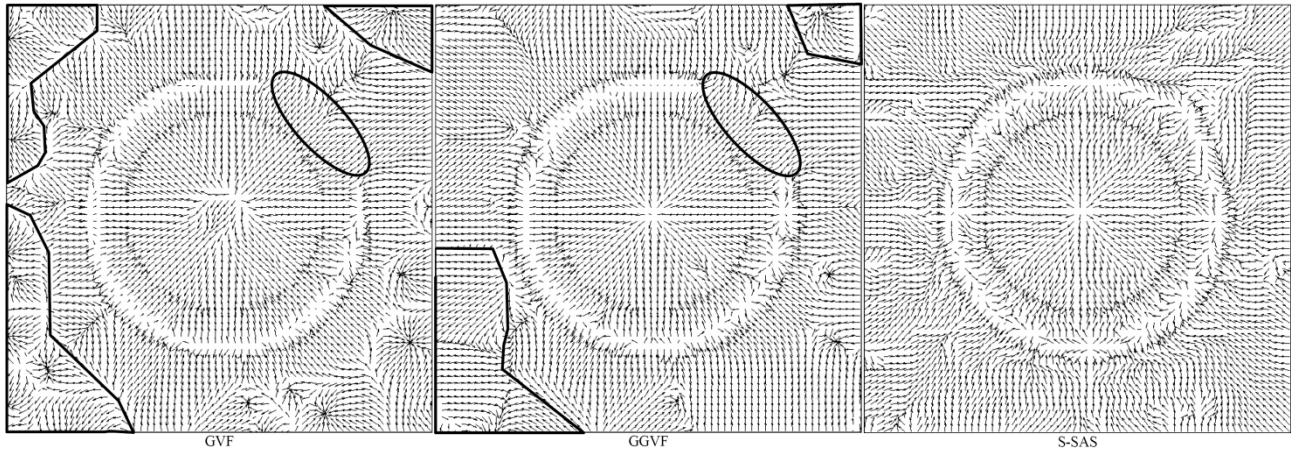


شکل ۶. (a) تصویر مصنوعی WEL و (b) مرز مطلوب آن.

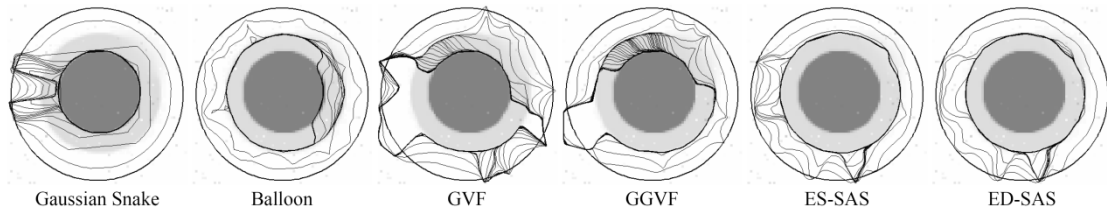
۱-۴ نتایج تجربی برای تصاویر مصنوعی

در این زیربخش، به منظور ارزیابی عملکرد الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با چهار الگوریتم محک ذکر شده در بخش ۴، از تصویر مصنوعی

¹⁶ Weak edge leakage (WEL)

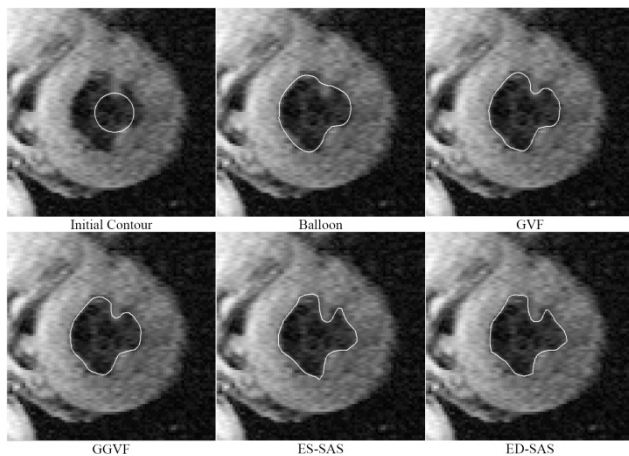


شکل ۷. میدان نیروی S-SAS در مقایسه با GVF و GGUF برای تصویر WEL. همانطور که با چندضلعی نشان داده شده، نیروهای GVF و GGUF تحت تأثیر نویز به تعدادی ناحیه همگرایی غیر واقعی تقسیم شده است. بعلاوه، بیضی‌ها نشان می‌دهند که این نیروها از محل مرز ضعیف بالا-راست به داخل دیسک بیرونی نفوذ کرده‌اند.



شکل ۸. نتایج حاصل از S-SAS و D-SAS در مقایسه با مرز فعال گوسی، بالون، GVF و GGUF برای تصویر WEL.

شکل ۱۰ پاسخ مرز فعال خودنسی را در مقایسه با سه الگوریتم رقیب برای تصویر تشدید مغناطیسی کبد انسان نشان داده شده است. در این تصویر، تحت تأثیر اعوجاجاتی، لبه‌های بالا-راست نرم گردیده و دارای روشنایی یکنواختی خصوصاً در نواحی بالایی نمی‌باشد. باز هم تنها S-SAS و D-SAS با موفقیت مرز مورد نظر را استخراج نموده‌اند؛ در حالی که دیگر رقبا از روی مرزهای ضعیف بالا-راست عبور کرده و به بیرون نشت کرده‌اند. بعلاوه، همه آنها در برخی نقاط توسط مرزهای قوی‌تر پایین-راست به بیرون کشیده شده‌اند. مطابق جدول ۲، پس از بالون، D-SAS در تمام موارد بهترین زمان همگرایی را داشته است.



شکل ۹. پاسخ‌های مرز فعال خودنسی در مقایسه با بالون، GVF و GGUF برای تصویر MR بطن چپ قلب انسان با ابعاد 160×160 .

جدول ۲. مقایسه زمان محاسباتی S-SAS و D-SAS با بالون، GVF و

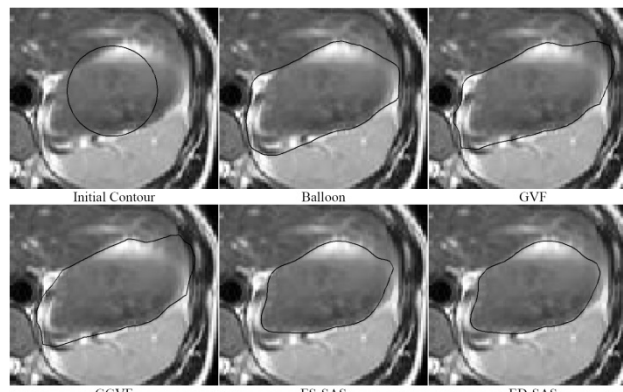
GGUF برای تصویر مصنوعی WEL و تصاویر پزشکی Heart و Liver.

Image	Size	Balloon	GVF	GGUF	ES-SAS	ED-SAS
WEL	90×90	0.2	1.7	1.2	1.4	0.8
Heart	160×160	0.2	4.8	2.5	4.9	0.7
Liver	112×129	0.2	1.7	1.5	2.9	0.5
Average		0.2	2.73	1.73	3.07	0.67

در شکل ۹، پاسخ‌های ES-SAS و ED-SAS در مقایسه با بالون، GVF و GGUF برای تصویر تشدید مغناطیسی^{۱۷} (MR) بطن چپ قلب انسان نشان داده شده است. اگرچه همه الگوریتم‌ها بجز بالون به مرز مورد نظر همگرا شده‌اند، اما بر اساس نظر متخصص قلب (مشاور ما در این پروژه) S-SAS و D-SAS با دقت بیشتری این وظیفه را انجام داده و جزئیات بیشتری از مرز ارائه می‌دهند. این نتیجه را می‌توان براساس پایداری قابل توجه مرز فعال خودنسی در برابر نویز توضیح داد. به عبارت دقیقتر، به منظور بدست آوردن پاسخ فوق، حداقل انحراف معیار (STD) لازم برای هسته نرم‌کننده گوسی در GVF و GGUF برابر با $\sigma_{GVF} = \sigma_{GGUF} = 2.0$ بوده است. افزایش STD سبب کاهش دقت مرز فعال در تطبیق بر مرز مطلوب می‌شود. اما در روش پیشنهادی به دلیل مقاومت بیشتر در برابر نویز، انحراف معیاری به اندازه $\sigma_G = 1.0$ کافی بوده است. در نتیجه، دقت مرز فعال خودنسی در استخراج جزئیات مرز بیشتر بوده است.

¹⁷ Magnetic resonance (MR)

- [6] L. Antiga, B. Ene-Iordache, and A. Remuzzi, "Computational geometry for patient-specific reconstruction and meshing of blood vessels from MR and CT angiography," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 22, pp. 674-684, 2003.
- [7] P. Macklin and J. Lowengrub, "Evolving interfaces via gradients of geometry-dependent interior Poisson problems: application to tumor growth," *J. Computational Physics*, vol. 203, pp. 181-220, 2005.
- [8] 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.
- [9] C. Xu and J.L. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow," *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 7, no. 3, pp. 359-369, 1998.
- [10] C. Lia, J. Liub, and M.D. Fox, "Segmentation of external force field for automatic initialization and splitting of snakes," *Pattern Recogn.*, vol. 38, pp. 1947-1960, 2005.
- [11] G. Zhu, S. Zhang, Q. Zeng, and C. Wang, "Anisotropic virtual electric field for active contours," *Pattern Recognition Letters*, vol. 29, pp. 1659-1666, 2008.
- [12] 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.
- [13] J. Park and J.M. Keller, "Snakes on the watershed," *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 23, no. 10, pp. 1201-1205, 2001.
- [14] J. Cheng, S.W. Foo, and S.M. Krishnan, "Watershed-presegmented snake for boundary detection and tracking of left ventricle in echocardiographic images," *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, vol. 10, no. 2, pp. 414-416, 2006.
- [15] I. Dagher and K.E. Tom, "WaterBalloons: a hybrid watershed balloon snake segmentation," *Image and Vision Computing*, vol. 26, pp. 905-912, 2008.
- [16] X. Xie and M. Mirmehdi, "RAGS: Region-aided geometric snake," *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 13, no. 5, pp. 640-652, 2004.
- [17] M. Saadatmand-Tarzjan, H. Ghassemian, "Self-affine snake: a new parametric active contour," *IEEE Int'l Conf. Signal Processing and Communications*, 2007.
- [18] M. Barnsley and L. Hurt, *Fractal Image Compression*. Wellesley, MA: Peters, 1993.
- [19] I. Daubechies, "Ten lectures on wavelets", *CBMS, SIAM*, vol. 61, pp. 271-280, 1994.
- [20] C. Xu, D. Pham, and J.L. Prince, "Image segmentation using deformable models," In J. Fitzpatrick and M. Sonka (editors), *Handbook of Medical Imaging*. vol. 2: *Medical Image Processing and Analysis*, pp. 175-272, London, 2000.
- [21] J. Tang, S. Millington, S.T. Acton, J. Crandall, and S. Hurwitz, "Surface extraction and thickness measurement of the articular cartilage from MR images using directional gradient vector flow snakes," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 5, pp. 896-907, 2006.
- [22] M. Wei, Y. Zhou, M. Wan, "A fast snake model based on non-linear diffusion for medical image segmentation," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 28, pp. 109-117, 2004.



شکل ۱۰. پاسخ‌های مرز فعال خودنسبی در مقایسه با بالون، GVF و GGVF برای تصویر MR کبد انسان با ابعاد 112×129 .

۵- نتیجه گیری

در این مقاله، مرز فعال خودنسبی معرفی و مقاومت آن در برابر نویز مطالعه و بررسی شده است. بررسی‌ها نشان داد که هر دو نسخه استاتیک و دینامیک الگوریتم پیشنهادی در برابر نویز تصویر بسیار مقاوم بوده و در این زمینه گوی سبقت را از الگوریتم‌های معروفی چون GVF، GGVF و RAGS ربوده است. این ویژگی، SAS را به عنوان ابزاری قابل اعتماد خصوصا در ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی تبدیل نموده است. نتایج تجربی نیز بیانگر عملکرد قابل توجه مرز فعال خودنسبی در ناحیه‌بندی تصاویر مصنوعی و پزشکی در مقایسه با بالون، GVF و GGVF بوده است. ویژگی‌هایی چون دامنه جذب وسیع، بازسازی گسستگی‌های مرز، استخراج مرزهای ضعیف خصوصا زمانی که در نزدیکی مرزهای قوی‌تر قرار دارند و مقاومت در برابر نویز، مرز فعال خودنسبی را به روشی مناسب برای ناحیه‌بندی تصاویر و بویژه تصاویر پزشکی بدل نموده است.

مراجع

- [1] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: active contour models," *Int'l J. Computer Vision*, vol. 1, no. 4, pp. 321-331, 1987.
- [2] C. Xu and J.L. Prince, "Generalized gradient vector flow external forces for active contours," *Signal Processing*, vol. 71, pp. 131-139, 1998.
- [3] B. Leroy, I. Herlin, and L.D. Cohen, "Multi-resolution algorithms for active contour models," in *Proc. 12th Int'l Conf. Analysis and Optimiz. of Systems*, 1996, pp. 58-65.
- [4] L.D. Cohen, "On active contour models and balloons," *Computer Vis., Graph., Image Process.: Image Understanding Arch.*, vol. 53, no. 2, pp. 211-218, 1991.
- [5] Z. Wu, K.D. Paulsen, and J.M. Sullivan, "Adaptive model initialization and deformation for automatic segmentation of T1-weighted brain MRI data," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 6, pp. 1128-1131, 2005.