

## مجازسازی به روش بیشترین شباهت در تصاویر فراصوت سینه با استفاده از توزیع گاما

آرش وحیدی

دانشکده مهندسی برق، گروه مهندسی پزشکی  
دانشگاه علم و صنعت ایران  
[Arash\\_vahidi@ee.iust.ac.ir](mailto:Arash_vahidi@ee.iust.ac.ir)

حمید بهنام

دانشکده مهندسی برق، گروه مهندسی پزشکی  
دانشگاه علم و صنعت ایران،  
[behnam@iust.ac.ir](mailto:behnam@iust.ac.ir)

منحنی‌های بسته فعال<sup>۱</sup> ابزار مناسبی برای مجازسازی می‌باشند. به طور عمده منحنی‌های بسته فعال به دو دسته کلی مدل‌های پارامتری و غیرپارامتری (مدل‌های دگرپذیر هندسی<sup>۲</sup>) تقسیم‌بندی می‌شوند [۲].

در مدل‌های پارامتری [۴،۳] منحنی فعال (اسنیک<sup>۳</sup>) بصورت پارامتری تعریف می‌شود. در این مدل اسنیک براساس تابع انرژی‌ای که در مشخصه مورد نظر (مثلاً مرزها) کمینه است نمو پیدا می‌کند. این تابع انرژی شامل دو مولفه یکی انرژی تصویر که مشخصه موردنظر در کمینه این تابع قرار می‌گیرد و دیگری انرژی داخلی اسنیک که خصوصیات رفتاری اسنیک را کنترل می‌کند، می‌باشد. مدل‌های پارامتری دارای مشکلاتی چون وابستگی به محل اولیه اسنیک، عدم کارایی مناسب در تصاویر با مرزهای غیرواضح و ناتوانی در دنبال کردن تغییرات شکل<sup>۴</sup> در تصویر می‌باشند.

در مدل‌های غیرپارامتری از ابزاری به نام توابع هم‌تراز<sup>۵</sup> برای نمایش و نمو منحنی بسته فعال استفاده می‌شود [۶،۵]. در این حالت تابع هم‌تراز در بستر تصویر آنقدر تغییر می‌یابد تا در نهایت تابع انرژی تعریف شده در مشخصه موردنظر کمینه شود. از آنجا که منحنی بسته فعال، مجموعه هم‌صفر<sup>۶</sup> (نقاطی از تابع که برابر صفر هستند) تابع هم‌تراز است، جابجایی تابع هم‌تراز معادل با نمو منحنی بسته فعال به سمت مشخصه مورد نظر در تصویر می‌باشد. مدل‌های غیرپارامتری دارای ویژگی‌هایی چون کاربرد در تصاویر چند بعدی، عدم وابستگی به پارامترهای منحنی و دنبال کردن تغییرات شکل در تصویر می‌باشد.

مدل‌های مجازسازی اشاره‌شده می‌توانند براساس اطلاعات لبه، اطلاعات ناحیه‌ای یا تلفیقی از هر دو آنها باشند. در روش مجازسازی براساس اطلاعات لبه [۱۰،۹،۸،۷،۳] از اطلاعات گرادینان تصویر برای نمو منحنی بسته فعال استفاده می‌شود. در مراجع [۸،۷،۳] از مدل پارامتری براساس اطلاعات لبه برای نمو منحنی استفاده شده است. در این حالت انرژی تصویر به گونه‌ای تعریف می‌شود که در محل مرزها کمینه باشد پس با کمینه کردن این تابع انرژی منحنی بسته به سمت مرزها حرکت خواهد کرد. در مراجع [۱۰،۹] از مدل غیرپارامتری بر اساس اطلاعات لبه برای نمو منحنی استفاده می‌شود. در این حالت منحنی بسته مجموعه هم‌صفر تابع هم‌تراز است. منحنی بسته با مولفه

**چکیده:** در این مقاله مجازسازی به روش بیشترین شباهت بر روی تصاویر فراصوت سینه ارائه شده است. مجازسازی تصاویر فراصوت به علت وجود نویز اسپیکل و عدم وضوح مرزها مشکل می‌باشد و معمولاً نیاز به مرحله پیش پردازش برای کاهش نویز اسپیکل و افزایش وضوح مرزها دارد. روش ارائه شده بر روی تصویر اصلی بدون هیچ مرحله پیش پردازشی صورت می‌گیرد. نمو منحنی با ابزار تابع مجموعه هم‌تراز صورت گرفته است. منحنی بسته به عنوان مجموعه هم‌صفر این تابع تصویر را به دو بخش داخل منحنی و خارج منحنی تقسیم می‌کند. از تابع چگالی احتمالی گاما برای سطوح خاکستری در داخل و خارج منحنی بسته فعال استفاده شده است. در نهایت معادله نمو منحنی به‌گونه‌ای محاسبه می‌شود که تابع بیشترین شباهت در تصویر بیشینه شود. در بخش نتایج روش پیشنهادی در تصاویر فراصوت اجرا شده و با مرزهای رسم شده توسط پزشک به صورت کمی و کیفی مقایسه شده است.

**کلمات کلیدی:** مجازسازی، بیشترین شباهت، مجموعه هم‌تراز، منحنی‌های بسته فعال و فراصوت.

### ۱- مقدمه

فراصوت یکی از ابزارهای مهم و رایج در تصویربرداری پزشکی می‌باشد. یکی از کاربردهای مهم آن در تشخیص و تفکیک توده‌های بدخیم و خوش‌خیم سرطان سینه می‌باشد. اولین قدم در امر بررسی تومورهای سرطانی، مجازسازی تومور از سایر بافت پیرامون آن می‌باشد. ترسیم دستی مرزهای تومور سرطانی امری خسته‌کننده و وقت‌گیر است و به علت تفاوت نظرات پزشکان، مرزهای ترسیم شده توسط پزشک با پزشک دیگر اختلاف خواهد داشت [۱] لذا استفاده از روشهای خودکار و نیمه خودکار در تشخیص مرز تومورهای سرطانی می‌تواند مفید واقع شود. در کنار مزایای فراوان فراصوت در پزشکی همچون غیرتهاجمی بودن، تکرارپذیری ساده آزمایش و ارزان بودن آن تصویر برداری فراصوت معیابی چون نسبت سیگنال به نویز پایین، کنتراست پایین بین بافت‌های نرم و خون، مرزهای غیرواضح و شکاف در مرزها را دارا می‌باشند که امر مجازسازی در این گونه تصاویر را مشکل تر کرده است.

حساب تغییرات بدست آمده، منحنی بسته فعال را به گونه‌ای نمود می‌دهد که تابع شباهت برای توزیع گاما بیشینه شود. حدود ۳۰ تصویر فراصوت از تومورهای خوش‌خیم و بدخیم که توسط پزشک آنالیز شده و مرزهای تومورها به کمک پزشک در آنها مشخص شده‌اند تهیه شده است. نتایج مجزاسازی بر روی این مجموعه از داده‌ها انجام شده و با مرزهای رسم شده توسط پزشک مقایسه می‌شود. در بخش بعدی به تئوری مسأله می‌پردازیم و معادله نمود منحنی را بدست خواهیم آورد. نتایج مجزاسازی به روش بیشترین شباهت و مقایسه آن با مرزهای رسم‌شده توسط پزشک در بخش سوم آورده شده است و در بخش چهارم نتیجه‌گیری‌های لازم ذکر شده است.

## ۲- بدست آوردن معادله نمود منحنی

فرض کنید که تصویر  $I$  یک تابع حقیقی مثبت در حوزه اعداد حقیقی  $I \subset R^2$  می‌باشد. سطوح خاکستری را ناهمبسته و غیروابسته فرض کنید. در این صورت سطوح خاکستری را می‌توان با تابع چگالی احتمالی  $p(I)$  مدل نمود. همچنین فرض کنید که منحنی بسته  $C$  تصویر را به دو ناحیه داخلی ( $\Omega_i$ ) و خارجی ( $\Omega_e$ ) تقسیم می‌کند. در این صورت  $P_i = \int_{\Omega_i} p(I)$  احتمال داخل منحنی و  $P_e = \int_{\Omega_e} p(I)$  احتمال خارج منحنی خواهند بود. بدون هیچ اطلاعی از شکل هدف، به دنبال منحنی  $C$  هستیم که تابع شباهت برابر با حاصلضرب احتمال داخل و خارج منحنی را ماکزیمم می‌کند:

$$P[I|C] = P_i P_e \quad (1)$$

از آنجا که تابع لگاریتم یک تابع اکیداً صعودی است و محل بیشینه  $P[I|C]$  توسط لگاریتم تغییر نمی‌یابد، برای سهولت کار و تبدیل ضرب در رابطه (۱) به جمع از لگاریتم تابع شباهت استفاده شده است.

$$l(I, C) = \log(P[I|C]) = \log(P_i) + \log(P_e) \\ = \int_{\Omega_i} \log(p(I)) dx dy + \int_{\Omega_e} \log(p(I)) dx dy \quad (2)$$

در رابطه فوق ضرب توابع احتمال داخل و خارج منحنی به جمع تبدیل می‌شود که برای سادگی نمایش به جای جمع از انتگرال پیوسته استفاده شده است.

تابع توزیع گاما به کار رفته برای مدل تابع چگالی احتمالی سطوح خاکستری به شکل زیر است:

$$p(I|a, b) = \frac{I^{a-1}}{\Gamma(a)b^a} e^{-\frac{I}{b}} \quad (3)$$

که  $\alpha$  پارامتر شکل و  $\beta$  پارامتر مقیاس توزیع احتمالی گاما می‌باشند. با فرض ثابت بودن منحنی باید توزیع گاما مربوط به سطوح خاکستری داخل و خارج منحنی را بیابیم و آنرا در تابع لگاریتم بیشترین شباهت

خمیدگی اقلیدسی و نیروی بالون به داخل یا خارج نمود می‌یابد. آنچه باعث توقف منحنی در مرزها می‌شود مولفه‌ای به نام مولفه توقف است که در مرزها کمینه است. استفاده از روش‌های مبتنی بر اطلاعات لبه در تصاویری که دارای مرزهای واضح و پیوسته هستند می‌تواند کارآمد باشد، در حالیکه در تصاویر فراصوت سینه به علت وجود نویز اسپیکل و عدم وضوح لبه‌ها این روش کارایی خوبی نخواهد داشت.

در روش‌های مجزاسازی مبتنی بر اطلاعات ناحیه‌ای [۱۲، ۱۱] تابع انرژی تصویر بر اساس اطلاعات آماری از تصویر ساخته می‌شود. در این حالت دو ناحیه در تصویر با توزیع‌های احتمالی مختلف در نظر گرفته می‌شود (مثلاً ناحیه داخل منحنی و ناحیه خارج منحنی) سپس با بیشینه کردن تابع شباهت، منحنی بسته به سمت مشخصه مورد نظر نمود پیدا خواهد کرد. در این مقاله نیز از روش‌های مبتنی بر اطلاعات ناحیه‌ای استفاده شده است با این تفاوت که از قبل نوع تابع چگالی مشخصی برای تصویر در نظر گرفته می‌شود.

مدل‌های احتمالی مختلفی برای فراصوت تعریف شده است که از بعضی از این مدل‌ها برای مجزاسازی و کاهش نویز اسپیکل در تصاویر فراصوت استفاده می‌شود. در مرجع [۱۳] از توزیع احتمالی رایلی<sup>۷</sup> برای مجزاسازی استفاده شده است. پارامترهای توزیع رایلی به کمک روش بیشترین شباهت برای سطوح خاکستری داخل و خارج منحنی محاسبه می‌شود، سپس تابع انرژی بدست می‌آید که به کمک حساب تغییرات معادله اویلر- لاگرانژ آن محاسبه می‌شود. به کمک همین معادله، منحنی بسته فعال به سمت شکل هدف نمود پیدا خواهد نمود. مرجع [۱۴] به روشی مشابه ولی با توزیع فیشر-تیبیت<sup>۸</sup> و انجام سفیدسازی بر تصاویر فراصوت به امر مجزاسازی پرداخته است.

توزیع‌های احتمالی موجود برای فراصوت اگرچه در سطح مبدل صادق است ولی این توزیع‌ها نمی‌تواند برای تصاویر فراصوت صادق باشد زیرا سیستم‌های تصویربرداری فراصوت پردازش‌های مختلفی از قبیل گرفتن پوش سیگنال، تقویت لگاریتمی، اصلاحگر بهره زمانی و... قبل از نمایش تصویر فراصوت انجام می‌دهند. از طرف دیگر پارامترهای تنظیمی دستگاه تصویربرداری همواره در دسترس نمی‌باشد، لذا محاسبه توزیع احتمالی چگالی برای تصاویر فراصوت امری طاقت‌فرسا و حتی ناممکن است. به نظر می‌رسد باید تابع توزیع مناسبی برای تصاویر فراصوت بیابیم. در مرجع [۱۵] چهار مدل توزیع احتمالی معروف توزیع گاما، ویبول<sup>۹</sup>، نرمال و لگاریتم-نرمال برای تصاویر اکوکاردیوگرافی به طور جامع بررسی شده است و در نهایت تابع چگالی گاما به عنوان بهترین تابع توزیع احتمالی برای این تصاویر انتخاب شده است. در این مقاله تابع توزیع گاما برای تصاویر فراصوت سینه به کار رفته است. منحنی بسته فعال به عنوان مجموعه هم‌صفر یک تابع دوبعدی تصویر را به دو بخش داخلی و خارجی تقسیم می‌کند. به کمک روش بیشترین شباهت پارامترهای مدل گاما برای سطوح خاکستری داخل و خارج منحنی بسته محاسبه می‌شود. معادله نمود منحنی‌ای که به کمک

$$length(j=0) = \int |\nabla H(j)| dx dy. \quad (ب-۷)$$

$$E = m \int |\nabla H(j)| dx dy + (\hat{a}_i - 1) \int_{\Omega} \log(I) H(j) dx dy - A_i [\log(\Gamma(\hat{a}_i)) + \hat{a}_i \log(\hat{b}_i)] - \frac{1}{\hat{b}_i} \int_{\Omega} I H(j) dx dy + (\hat{a}_e - 1) \int_{\Omega} \log(I) [1 - H(j)] dx dy - A_e [\log(\Gamma(\hat{a}_e)) + \hat{a}_e \log(\hat{b}_e)] - \frac{1}{\hat{b}_e} \int_{\Omega} I [1 - H(j)] dx dy. \quad (ج-۷)$$

$H(j)$  تابع پله است.

برای کمینه کردن رابطه فوق از روش تغییرات اول توابع نسبت به تابع  $J$  استفاده شده است. بدین ترتیب معادله اولبر-لاگرانژ محاسبه شده برابر است با:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial j}{\partial t} = d(j) \left[ \begin{array}{l} m \operatorname{div} \left( \frac{\nabla j}{|\nabla j|} \right) + \left( (\hat{a}_i - 1) \log I - \frac{I}{\hat{b}_i} - \log \Gamma(\hat{a}_i) - \hat{a}_i \log \hat{b}_i \right) - \left( (\hat{a}_e - 1) \log I - \frac{I}{\hat{b}_e} - \log \Gamma(\hat{a}_e) - \hat{a}_e \log \hat{b}_e \right) \end{array} \right] \\ j(x, y, 0) = j_0(x, y) \quad \text{in } \Omega \end{array} \right. \quad (۹)$$

در رابطه فوق  $d(j)$  تابع ضربه است. مولفه اول داخل براکت رابطه (۹)، خمیدگی اقلیدسی برای منحنی‌های هم‌تراز  $J$  را نشان می‌دهد. این مولفه یکنواختی منحنی را کنترل می‌کند.  $J(x, y, 0)$  تابع اولیه برای شروع نمو منحنی است که مجموعه هم‌صفر آن محل اولیه منحنی بسته فعال را نشان می‌دهد که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$j(x, y, 0) = \pm d \quad (۱۰)$$

که  $d$  تابع فاصله علامت‌دار<sup>۱۲</sup> است [۱۶، ۱۷].

### ۳- نتایج

در شکل (۱) نمونه‌ای از تصویر فراصوت از تومور بدخیم به همراه منحنی رسم‌شده توسط پزشک برای مرزهای تومور نشان داده شده است. در شکل (۲) منحنی هیستوگرام این تصویر و توابع توزیع گاما و رایلی که پارامترهای آنها به روش بیشترین شباهت محاسبه شده است برای داخل و خارج منحنی نمایش داده شده است. همانطور که می‌بینید توزیع گاما از برازش بهتری برخوردار است.

قرار دهیم. پارامترهای توزیع گاما به روش بیشترین شباهت برابر می‌شود با:

$$\hat{b}_{i,e} = \frac{\int_{\Omega} I dx dy}{a \times A_{i,e}} \quad (الف-۴)$$

$$\ln(\hat{a}_{i,e}) - \gamma(\hat{a}_{i,e}) = \ln\left(\frac{1}{A_{i,e}} \int_{\Omega} I dx dy\right) - \frac{1}{A_{i,e}} \int_{\Omega} \ln(I) dx dy \quad (ب-۴)$$

که  $\gamma$  تابع دیگاما<sup>۱۱</sup> برابر با  $\gamma(a) = \frac{\Gamma'(a)}{\Gamma(a)}$  است. برای محاسبه  $\alpha$  شکل خلاصه‌ای وجود ندارد. این پارامتر می‌بایست از رابطه (ب-۴) به روش عددی مانند روش نیوتن محاسبه شود.  $i, e$  زیرنویس پارامترهای تخمین زده شده به ترتیب در داخل و خارج منحنی را نشان می‌دهد.  $A_i$  تعداد پیکسل‌های داخل منحنی و  $A_e$  تعداد پیکسل‌های خارج منحنی بسته فعال را نشان می‌دهد.

با جایگذاری پارامترهای تخمین زده شده و تابع توزیع گاما در تابع لگاریتم شباهت داریم:

$$l(I, C, \hat{a}_i, \hat{b}_i, \hat{a}_e, \hat{b}_e) = (\hat{a}_i - 1) \int_{\Omega_i} \log(I) dx dy - A_i [\log(\Gamma(\hat{a}_i)) + \hat{a}_i \log(\hat{b}_i)] - \frac{1}{\hat{b}_i} \int_{\Omega_i} I dx dy + (\hat{a}_e - 1) \int_{\Omega_e} \log(I) dx dy - A_e [\log(\Gamma(\hat{a}_e)) + \hat{a}_e \log(\hat{b}_e)] - \frac{1}{\hat{b}_e} \int_{\Omega_e} I dx dy. \quad (۵)$$

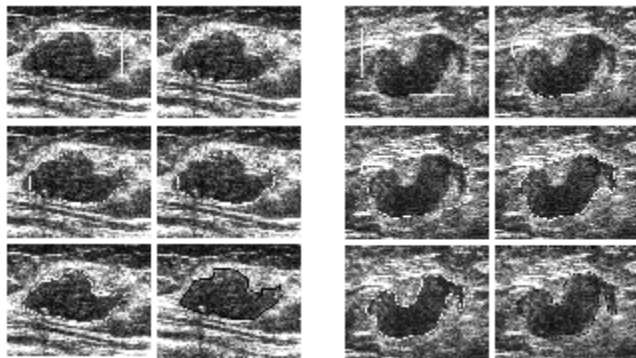
باید به دنبال منحنی  $C$  باشیم که تابع لگاریتم شباهت فوق را بیشینه کند. برای محدودیت بر شکل منحنی و یکنواخت کردن منحنی بسته فعال مولفه‌ای به نام مولفه تنظیم کننده به رابطه (۵) باید افزوده شود. بر این اساس تابع ارزشی کلی برابر خواهد شد با:

$$E = m \operatorname{length}(C) + l(I, C, \hat{a}_i, \hat{b}_i, \hat{a}_e, \hat{b}_e) \quad (۶)$$

$m$  پارامتر تنظیم کننده با مقادیر مثبت است. هرچه  $m$  بزرگتر باشد، منحنی یکنواخت‌تر خواهد شد.

برای محاسبه تغییرات اول<sup>۱۱</sup> رابطه (۶)، تابع کمکی  $j: W @ R$  (تابع هم‌تراز) به گونه‌ای که  $J(x, y) > 0$  در داخل منحنی و  $J(x, y) < 0$  در خارج منحنی را تعریف می‌کنیم. در این صورت منحنی  $C$  به طور تلویحی مجموعه هم‌صفر این تابع خواهد بود. حال رابطه (۶) به شکل زیر بازنویسی می‌شود:

$$A_i = \int_{\Omega} H(j) dx dy, \quad A_e = \int_{\Omega} 1 - H(j) dx dy. \quad (الف-۷)$$



شکل (۳): نمو منحنی بسته به روش بیشترین شباهت با توزیع گاما برای تومور بدخیم شکل (الف). نمو منحنی بسته به روش بیشترین شباهت با توزیع گاما برای یک تومور خوش خیم شکل (ب).

برای مقایسه بین مرزهای رسم شده توسط الگوریتم ارائه شده و پزشک از دو معیار اندازه گیری فاصله هاسدورف<sup>۱۳</sup> و متوسط فاصله بین نقاط متناظر بر روی منحنی استفاده شده است. فاصله هاسدورف حداکثر خطای بین نقاط متناظر را نشان می دهد، در حالیکه معیار متوسط فاصله، نزدیکی و شباهت کلی بین دو منحنی را نشان می دهد. همانطور که می بینید دو شکل (۴-الف) و (۴-ب) دارای فاصله هاسدورف مشابهی هستند در حالیکه در شکل (۴-الف) متوسط فاصله بین دو منحنی، کمتر از شکل (۴-ب) می باشد.



شکل (۴): نمایش فاصله هاسدورف برای دو منحنی. خط پررنگ نمایانگر فاصله هاسدورف بین دو منحنی است که در دو شکل فوق برابر با ۳۰ پیکسل می باشد ولی برای شکل بالایی متوسط فاصله حدود ۱۰ پیکسل و برای پایینی حدود ۳۰ پیکسل می باشد [۱].

در جدول (۲) متوسط، واریانس، بیشینه و کمینه متوسط فاصله و فاصله هاسدورف بر روی ۳۰ تصویر موجود نشان داده است.

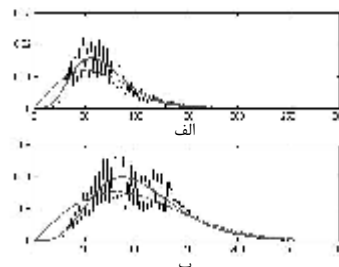
جدول (۲): مقایسه بین منحنی های رسم شده توسط الگوریتم و پزشک

معیار	متوسط $\pm$ واریانس	کمینه	بیشینه
فاصله هاسدورف	$18.1 \pm 3.1$	۱.۴	۱۰۶.۱
متوسط فاصله	$2.1 \pm 5.3$	۱.۴۶	۱۱.۵

برای درک بهتر جدول (۲) نتایج مقایسه ای بصورت نموداری در شکل (۵) رسم شده است. در این جدول محور افقی شماره تصویر و محور



شکل (۱): نمایش تصویر فراصوت از یک تومور بدخیم سینه به همراه منحنی رسم شده برای تومور به صورت دستی توسط پزشک.



شکل (۲): مقایسه بین برازش توزیع گاما و رایلی. شکل الف و ب به ترتیب هیستوگرام سطوح خاکستری در داخل و خارج منحنی را نشان می دهد. نمودار خط چین توزیع رایلی و نمودار توپر توزیع گاما را نشان می دهند.

هیستوگرام تصویر شکل (۱) و همچنین هیستوگرام سایر تصاویر موجود دارای ضربه هایی می باشند که یا به خاطر فشردگی سازی است که در داخل دستگاه برای کاهش پهنای باند جهت نمایش صورت گرفته است یا به علت مبدل آنالوگ به دیجیتال داخل دستگاه است و یا به علت الگوریتم های کاهش اسپیکل داخلی دستگاه می باشد [۱۵].

مجموع قدرمطلق خطاهای بین هیستوگرام و توزیع های گاما و رایلی بر روی مجموعه تصاویر موجود برای نواحی داخلی و خارجی منحنی رسم شده توسط پزشک در جدول (۱) آمده است که مجدداً حاکی از برتری نسبی توزیع گاما نسبت به توزیع رایلی می باشد.

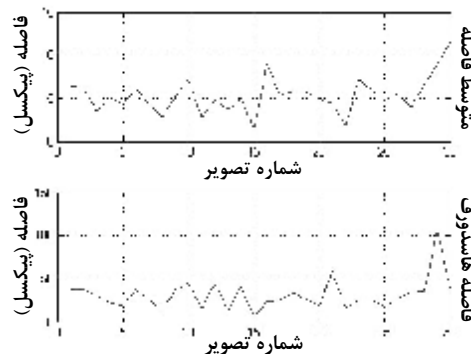
جدول (۱): مقایسه بین خطای برازش بین توزیع گاما و رایلی

در خارج منحنی	در داخل منحنی	واریانس $\pm$ متوسط
$0.325 \pm 0.036$	$0.345 \pm 0.032$	
$0.344 \pm 0.0351$	$0.386 \pm 0.043$	

در شکل های (۳) نمونه ای از مراحل مجزاسازی به روش پیشنهادی کردن تابع شباهت را می توانید مشاهده کنید.

- Hamilton-Jacobi formulations", J. of Comp. Phys., 79:12-49, 1988.
- [6] S. Osher and R. Fedkiw, "Level Set Methods and Dynamic Implicit Surfaces", Springer, New York, 2002.
- [7] M. Jacob, T. Blu and M. Unser, "Efficient Energies and Algorithms for Parametric Snakes", IEEE Transactions on Medical Imaging, VOL. 13, NO. 9, SEPTEMBER 2004.
- [8] C. Xu and J. L. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow", IEEE Trans. Image Process., vol. 7, no. 3, pp. 359-369, Mar. 1998.
- [9] M. Jacob, T. Blu, and M. Unser, "Efficient energies and algorithms for parametric snakes," IEEE Trans. Image Process., vol. 13, no. 9, pp.1231-1244, Sep. 2004.
- [10] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro. "Geodesic active contours.", Int. J. Comp. Vision, 22:61-79, 1997.
- [11] C. Chesnaud, P. Refregier, and V. Boulet, "Statistical region snake-based segmentation adapted to different physical noise models," IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., vol. 21, pp. 1145-1157, Nov. 1999.
- [12] T. F. Chan and L. A. Vese, "Active contours without edges," IEEE Trans. Image Processing, vol. 10, pp. 266-276, Feb. 2001.
- [13] A. Sarti, C. Corsi, E. Mazzini and C. Lamberti, "Maximum Likelihood Segmentation of Ultrasound Images with Rayleigh Distribution", IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 52, no. 6, June 2005.
- [14] G. Slabaugh, G. Unal, T. Fang and M. Wels "Ultrasound-Specific Segmentation via Decorrelation and Statistical Region-Based Active Contours", IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Vol. 1, no 45-53, June 2006.
- [15] Z. Tao, H.D. Tagare and J. D. Beaty, "Evaluation of Four Probability Distribution Models for Speckle in Clinical Cardiac Ultrasound Images", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 25, NO. 11, NOVEMBER 2006.
- [16] J. A. Sethian, "Level Set Methods: Evolving Interface in Geometry, Fluid Mechanics", Computer Vision, and Materials Science. Cambridge Univ. Press, 1996.
- [17] S. Osher and J. A. Sethian, "Front propagating with curvature dependent speed: Algorithms based on Hamilton Jacobi formulation," J. Comput. Phys., vol. 79, pp. 12-49, 1988.

افقی فاصله بین دو منحنی می‌باشد. همانطور که می‌بینید در بعضی از تصاویر اگرچه فاصله هاسدورف مقدار بزرگی است ولی مقدار متوسط فاصله کوچک می‌باشد که نمایان‌گر شباهت دو منحنی در حالت کلی و تفاوت در قسمت کوچکی از آن دو می‌باشد.



شکل (۵): معیارهای اندازه‌گیری فاصله هاسدورف (تصویر پایین) و متوسط فاصله (تصویر بالا) در تصاویر آنالیز شده.

#### ۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله روش مجزاسازی بر مبنای بیشترین شباهت ارائه شد. تابع چگالی احتمالی گاما برای سطوح خاکستری تصویر فراصوت سینه در نظر گرفته شده است. از ابزار توابع هم‌تراز برای نمو منحنی بسته استفاده شده است. این ابزار قابلیت‌هایی چون دنبال کردن تغییرات شکل و عدم وابستگی به پارامترهای منحنی را دارا است. مقایسه بین مرزهای رسم شده توسط پزشک و الگوریتم ارائه شده حاکی از توانایی نسبتاً خوب الگوریتم ارائه شده می‌باشد. در ادامه برآنیم که روش ارائه شده با سایر روشهایی موجود مقایسه شود و برتری و کاستی‌های آن بررسی گردد. همچنین به علت خاصیت تغییرات محلی مجموعه‌های هم‌تراز در آینده به دنبال استفاده از این روش برای ردیابی دیواره‌های قلب در تصاویر اکوکاردیوگرافی می‌باشیم.

#### زیرنویس‌ها

- <sup>1</sup> Active Contours
- <sup>2</sup> Geometric Deformable Models
- <sup>3</sup> Snake
- <sup>4</sup> Topology
- <sup>5</sup> Level Set Functions
- <sup>6</sup> Zero Level Set
- <sup>7</sup> Rayleigh
- <sup>8</sup> Fisher-Tippett
- <sup>9</sup> Weibull
- <sup>10</sup> Digamma
- <sup>11</sup> First Variation
- <sup>12</sup> Signed Distance Function
- <sup>13</sup> Hausdorff distance

#### مراجع

- [1] V. Chalana and Y Kim, "A Methodology for Evaluation of Boundary Detection Algorithms on Medical Images", IEEE Trans. Med. Imag., vol.16, no.5, pp.642-652, October 1997.
- [2] J.A. Noble and D. Boukerroui, "Ultrasound Image Segmentation: A Survey", IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 25, no. 8, August 2006.
- [3] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models", in Proc. Int. Conf. Computer Vision, London, U.K., pp.259-268, 1987.
- [4] K-C. Bngdm= Nm` bsud bnmnt q l nckdr `nc` a` kkmnr ||+ Bnl ot s- Ulr-F q` og+ H`fd Qpbdr-9 H`fd T ncdqs`nc-+unk 42+mm- 1+oo- 100 |107-0880-
- [5] S. Osher, and J. Sethian, "Fronts propagation with curvature dependent speed: Algorithms based on