

ارسال مقاله: ۹۴/۲/۱۹

پذیرش مقاله: ۹۴/۵/۲۹

## روشی جدید به منظور تعیین مرز ضایعات در تصاویر فراصوت از بافت پستان: اصلاح وفقی ضریب انتشار ناهمسانگرد

سید وهاب شجاع الدینی\*، رسول کسب گر حقیقی

\*پژوهشکده برق و فناوری اطلاعات، سازمان پژوهش های علمی و صنعتی ایران

shojadini@irost.ir

چکیده: در این مقاله روشی جدید برای آشکارسازی و تعیین مرز ضایعات در تصاویر فراصوت ارائه می گردد. در روش پیشنهادی ابتدا وجود ضایعات در قالب مفهوم آزمون فرض های تصادفی مدل می شود. در ادامه فرض صحیح با استفاده از اصلاح وفقی ضریب انتشار ناهمسانگرد روی تصویر فراصوت و متعاقب آن بهینه سازی انرژی، تعیین می گردد. اصلاح وفقی ضریب انتشار ناهمسانگرد موجب می شود تا آشکارساز فوق عملکرد متفاوتی را در نواحی مختلف تصویر دارا بوده و بدین ترتیب مرزهای باریک و محلی بین ضایعات و سایر اجزای تصویر با دقت بهتری آشکارسازی می شوند. روش پیشنهادی بر روی تصاویر فراصوت واقعی که شامل ضایعات مختلف بافت پستان بوده اند آزموده شده و عملکرد آن با برخی روش های موجود مقایسه می گردد. نتایج حاصل، حاکی از بهبود استخراج ضایعات توسط روش پیشنهادی نسبت به رقبا هستند به گونه ای که این روش، استخراج ضایعات را حداقل ۵,۹ درصد بهبود داده و از نظر پارامتر نرخ آشکارسازی غلط نیز حداقل ۱,۵ درصد بهتر از روش های رقیب عمل می نماید.

واژه های کلیدی: تصویر فراصوت، آشکارسازی ضایعات، انتشار ناهمسانگرد، اصلاح وفقی ضریب انتشار، نویز اسپکل

است [۱۰]. در این ایده از به تعادل رسیدن انرژی های درونی و بیرونی و کمینه سازی این انرژی برای مشخص کردن مرزهای نواحی استفاده می شود. یکی از نقاط ضعف این روش، افتادن تابع انرژی در دام کمینه های محلی است که باعث به وجود آمدن خطا و منحرف شدن کانتور برای تعیین مرزهای ناحیه می شود. این ضعف در تصاویر فراصوت که نویز قوی دارند، محدودیت مهمی به شمار می آید [۱۱]. روش های مبتنی بر مفهوم واترشد دسته دیگری از روش ها به منظور تشخیص نواحی در تصاویر فراصوت می باشند. این روش ها به هنگام اجرا بر روی تصاویری که دارای نسبت سیگنال به نویز ضعیفی هستند، موجب آشکارسازی اشیای اضافی فراوان می شوند. [۱۲ و ۱۳].

در نوع دیگری از روش ها برای بهبود استخراج ضایعات در تصاویر فراصوت، از تکنیک های مبتنی بر هرم لاپلاسین استفاده شده است [۱۴]. در این روشها سعی می شود تا با انجام عمل فیلترینگ به صورت جهت دار، بهبود مرز صورت گیرد که این کار در چارچوب هرم لاپلاسین انجام می شود. هرم لاپلاسین، تصویر را به یک سری زیر لایه لاپلاسین تجزیه می کند که می توانند بدون خطا بازسازی شوند [۱۵]. در برخی از تحقیقات برای بهبود کیفیت تصویر، شیوه های مبتنی بر انتشار ناهمسانگرد به گونه ای استفاده شده اند که حساس به مرز باشند. برای بهبود کیفیت با استفاده از این ایده، از مفهوم فیلترهای لی و فراست و همچنین معادلات با مشتقات جزئی استفاده شده است. فیلتر لی برای حذف نویز اسپکل و باقی نگه داشتن سایر ویژگی های تصویر و بر اساس مدل نویز اسپکل خطی و میانگین حداقل مربعات خطا طراحی شده است در حالی که اساس فیلتر فراست، کانولوشن نمایی میرا شونده است که با استفاده از آمار محلی با مناطق دارای مرز تطبیق پیدا می کند. متأسفانه این روش ها در نویزهای بالا ممکن است مرزهای نواحی را از بین ببرند [۱۶].

روش های مبتنی بر تبدیل موجک گروه دیگری از روش های استفاده شده برای حذف نویز اسپکل می باشند. این روش ها شامل مراحل تجزیه موجک، اصلاح ضرایب با

در چند دهه اخیر، توجه بسیاری از محققان به کاربردهای پردازش تصویر، خصوصاً در زمینه های پزشکی جلب شده است [۱، ۲ و ۳]. یکی از مهم ترین کاربردهای پردازش تصویر در زمینه پزشکی، استفاده در تصویر برداری فراصوت<sup>۱</sup> است که یکی از رایج ترین شیوه های تصویر برداری پزشکی می باشد [۴]. یکی از مهم ترین مشکلات تصاویر فراصوت، پایین بودن کیفیت آن ها است که باعث از بین رفتن بسیاری از مرز های موجود شده و محدودیت هایی از قبیل عدم تشخیص صحیح بافت های سالم و بیمار را نتیجه می دهد. از آن جا که یکی از دلایل کیفیت پایین این تصاویر وجود نویز اسپکل<sup>۲</sup> است، یک راه موثر برای بهبود کیفیت تصاویر فوق، از بین بردن این نویز می باشد [۵ و ۶]. اگرچه تاکنون روش های متنوعی برای حذف اثر چنین نویزی در تصاویر فراصوت مطرح شده اند ولی در اغلب این روش ها ممکن است قسمتی از مرزهای موجود در تصاویر به عنوان ناحیه نویزی شناخته شده و هموار گردد. چنین خطایی موجب می شود که اطلاعات مفیدی از بین برود. بر این اساس تاکنون روش هایی ارائه شده اند که به تشخیص و بهبود مرزها نیز می پردازند [۷ و ۸]. در گروهی از روش ها تلاش می شود که این کار با انجام فیلترینگ های مختلفی در حوزه های زمان و یا فرکانس انجام شود. متأسفانه اغلب این روش ها به دلیل این که نوعی مصالحه بین حذف نویز در نواحی همگن تصویر و حفظ جزئیات در نواحی ناهمگن پدید می آورند، عملاً با یکی از دو خطای از دست دادن پیکسل های یک ناحیه و آشکارسازی پیکسل های اضافی رو به رو هستند. در دسته دیگری از روش ها از مفهوم پیوستگی به منظور کاهش خطاهای فوق استفاده می کنند. کانتور از روش های پرکاربرد است که عملکرد مناسبی در تعیین مرزهای منحنی شکل از خود نشان داده است. متأسفانه این روش عمدتاً نیازمند پردازش های تکمیلی فراوان می باشد. این نقیصه باعث کاهش استفاده از این روش در تصاویر فراصوت شده است [۹]. کانتور فعال یکی از روش هایی است که در چند دهه اخیر به طور گسترده برای ناحیه بندی تصاویر پزشکی استفاده شده

استفاده از آستانه‌گیری و در برخی از موارد ترکیب این ویژگی با ابزارهایی مانند شبکه‌های عصبی می‌باشد [۹]. اگرچه آنالیز چند دقتی توسط فرکانس‌های پایین و بالا بعضاً می‌تواند تصویر اصلی و نویز را به وسیله آستانه‌گیری مناسب تفکیک کند ولی از سویی حساسیت شدید به نوع آستانه انتخابی نقطه ضعف این روش‌ها محسوب می‌شود [۱۷].

استفاده از روش‌های غیرخطی راهکار دیگری است که به کمک آنها تلاش می‌شود تا به طور هم زمان نویز حذف شده و لبه‌های تصویر حفظ گردد. اثر هموارسازی در این روش برای ناحیه‌های مختلف غیرخطی می‌باشد به این صورت که در نواحی همگن تصویر اثر هموارسازی بیشتری داریم در حالی که هموارسازی در نواحی نزدیک لبه ضعیف‌تر اجرا می‌شود. به عبارت دیگر، این روش نواحی بیرونی را تقویت و نواحی داخلی را تضعیف می‌کند [۱۸]. یکی از ضعف‌های این روش، حساسیت آن به نویزهای ضربی<sup>۱</sup> است. به دلیل اینکه تصاویر فراصوت معمولاً همراه نویز ضربی هستند، باید این نویز از تصویر حذف شود. بدین منظور آکتون<sup>۲</sup> روش توزیع واگرای کاهش اسپکل<sup>۳</sup> (SRAD) را پیشنهاد کرد. این روش عملکرد بهتری در مقابل این نویز از خود نشان می‌دهد [۱۶].

## ۲- روش پیشنهادی

فرض می‌کنیم  $I$  یک تصویر فراصوت تهیه شده از یک عضو بدن است که شامل پس زمینه، نواحی همگن نویزی و نواحی شامل مرز می‌باشد. برای هر پیکسل از تصویر  $I$  می‌توان نوشت:

$$I_{ij} = I(i, j) \quad (1)$$

$$1 \leq i \leq L, 1 \leq j \leq J$$

در رابطه فوق،  $I_{ij}$  نشان دهنده مقدار شدت روشنایی پیکسلی است که در سطر  $i$ ام و ستون  $j$ ام قرار گرفته است. علاوه بر این  $L$  و  $J$  ابعاد تصویر سونوگرافی هستند.

## ۲-۱- مدل‌سازی آزمون فرض و مساله تفکیک بافت و ضایعه

به منظور تفکیک بافت و ضایعه احتمالی موجود در تصویر از یکدیگر لازم است که تعلق  $I_{ij}$  را به هر یک از آنها تعیین کنیم که برای این کار طبق آزمون فرض ها، رابطه (۲) تعریف می‌شود.

$$\begin{cases} H_0: & I_{ij} = |g_{ij} + n_{ij}| \\ H_1: & I_{ij} = |a_{ij} + g_{ij} + n_{ij}| \end{cases} \quad (2)$$

استفاده از آستانه‌گیری و در برخی از موارد ترکیب این ویژگی با ابزارهایی مانند شبکه‌های عصبی می‌باشد [۹]. اگرچه آنالیز چند دقتی توسط فرکانس‌های پایین و بالا بعضاً می‌تواند تصویر اصلی و نویز را به وسیله آستانه‌گیری مناسب تفکیک کند ولی از سویی حساسیت شدید به نوع آستانه انتخابی نقطه ضعف این روش‌ها محسوب می‌شود [۱۷].

استفاده از روش‌های غیرخطی راهکار دیگری است که به کمک آنها تلاش می‌شود تا به طور هم زمان نویز حذف شده و لبه‌های تصویر حفظ گردد. اثر هموارسازی در این روش برای ناحیه‌های مختلف غیرخطی می‌باشد به این صورت که در نواحی همگن تصویر اثر هموارسازی بیشتری داریم در حالی که هموارسازی در نواحی نزدیک لبه ضعیف‌تر اجرا می‌شود. به عبارت دیگر، این روش نواحی بیرونی را تقویت و نواحی داخلی را تضعیف می‌کند [۱۸]. یکی از ضعف‌های این روش، حساسیت آن به نویزهای ضربی<sup>۱</sup> است. به دلیل اینکه تصاویر فراصوت معمولاً همراه نویز ضربی هستند، باید این نویز از تصویر حذف شود. بدین منظور آکتون<sup>۲</sup> روش توزیع واگرای کاهش اسپکل<sup>۳</sup> (SRAD) را پیشنهاد کرد. این روش عملکرد بهتری در مقابل این نویز از خود نشان می‌دهد [۱۶].

در این مقاله روشی به منظور تشخیص و بهبود مرزهای موجود در تصاویر فراصوت ارائه شده است که بر مبنای اصلاح وفقی ضریب انتشار ناهمسانگرد استوار می‌باشد. در روش پیشنهادی ابتدا معادله انتشار ناهمسانگرد با استفاده از تلفیق فیلترهای لی و فراست باز نویسی می‌شود. از آن جا که عملکرد این تلفیق به ضریب انتشار ناهمسانگرد وابسته بوده و این ضریب نیز برای نواحی مختلف تصویر لزوماً یکسان نیست، از روشی وفقی برای تنظیم این پارامتر استفاده می‌شود. تعیین ضریب فوق بدین روش موجب می‌شود تا نحوه اعمال فیلتر ترکیبی در نواحی مشکوک به مرز و نواحی همگن متفاوت بوده و متناسب با نوع ناحیه انجام گردد و لذا با استفاده از روش کمینه سازی انرژی در خروجی این الگوریتم

در رابطه اخیر،  $I_{ij}''$  تصویر خروجی فیلتر فراست و  $\nabla^2$  عملگر لاپلاسیان هستند که برای تشخیص مرزها به کار می روند. با توجه به شباهت فیلترهای لی و فراست با ساختار انتشار، می توان با ادغام این دو فیلتر در چارچوب معادله انتشار به رویکرد جدیدی جهت حذف نویز اسپیکل و تشخیص مرز دست یافت. بنابراین با گسترش معادلات با مشتقات جزئی می توان برای رفع نویز اسپیکل، رابطه زیر را نوشت:

$$W_{ij} = I_{ij} + \frac{1}{|\eta|} \operatorname{div}[c(E_{ij}) \nabla I_{ij}] \quad (۷)$$

رابطه فوق ترکیب روابط لی و فراست بوده و فرم این رابطه کاملاً شبیه ساختار معادله لی می باشد با این تفاوت که قابلیت تشخیص مرز به شکل موثری با استفاده از فیلتر فراست و با استفاده از پارامتر  $E_{ij}$  به کار گرفته شده است. ترکیب این دو فیلتر باعث می شود که علاوه بر حذف نویز اسپیکل، اطلاعات مربوط به مرزهای تصویر نیز تا حدی حفظ شود. در این رابطه  $W_{ij}$  تصویر بهبود یافته و  $E_{ij}$  ضریب تغییرات بوده و طبق رابطه زیر محاسبه می شود.

$$E_{ij} = \sqrt{\frac{1/2 |\nabla I_{ij}| - 1/16 (\nabla^2 I_{ij})^2}{|I_{ij} + 1/4 \nabla^2 I_{ij}|}} \quad (۸)$$

### ۲-۳- اصلاح وقتی ضریب انتشار ناهمسانگرد

پارامتر  $E_{ij}$  از دو مقدار اندازه گرایان و عملگر لاپلاسیان که هر دو نرمالیزه می باشند برای تشخیص مرزها در تصاویر استفاده می کند. وقتی که اندازه گرایان بزرگ و اندازه لاپلاسیان مقداری کوچک داشته باشد، مقدار رابطه (۸) حداکثر شده و در نتیجه این اندازه نشان دهنده وجود مرز در تصویر می باشد. یک فاکتور مهم در عملکرد الگوریتم فوق، تابع  $c(\cdot)$  می باشد که عملاً پارامتر  $E_{ij}$  به عنوان آرگومان این تابع داده می شود. مطابق رابطه (۴) عملکرد این تابع به ضریب انتشار  $k$  وابسته است لذا برای تخمین وقتی ضریب انتشار در این تابع، ابتدا در پنجره  $\eta$  تعداد شدت روشنایی هایی منحصر به فرد به دست می آید. هر چه تعداد شدت روشنایی های منحصر به فرد در پنجره  $\eta$  بیشتر باشد، احتمال وجود مرز در آن بیشتر است. بر این اساس تغییرات پارامتر مزبور، بر اساس رابطه (۹) توصیف می شود:

در رابطه فوق  $H_0$  تعلق پیکسل مورد نظر را به بافت طبیعی بدن و فرض  $H_1$  تعلق همین پیکسل را به بافت ناسالم نشان می دهد. همچنین  $a_{ij}$ ،  $g_{ij}$  و  $n_{ij}$  نیز به ترتیب مؤلفه های مربوط به ضایعه، بافت سالم و نویز را در این پیکسل از تصویر نشان می دهند.

### ۲-۲- استفاده از ضریب انتشار ناهمسانگرد

از مفهوم انتشار ناهمسانگرد برای هموارسازی تصویر از یک معادله با مشتقات جزئی برای این منظور استفاده شده است [۱۸].

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div}[c(|\nabla I|) \cdot \nabla I] \quad (۳)$$

در رابطه فوق،  $\nabla$  عملگر گرایان،  $\operatorname{div}$  عملگر دیورژانس و  $c(\cdot)$  عملگر اندازه هستند و همچنین  $c(\cdot)$  ضریب انتشار می باشد که به فرم زیر تعریف می شود [۱۸]:

$$c(x) = \frac{1}{1 + (x/k)^2} \quad (۴)$$

در رابطه فوق،  $k$  پارامتر مربوط به اندازه مرز می باشد. حال اگر رابطه انتشار ناهمسانگرد در یک پنجره متحرک به نام  $\eta$  بازنویسی شود، رابطه ی فیلتر لی مطابق زیر بدست می آید [۱۹]:

$$I'_{ij} = I_{ij} + \frac{1}{|\eta|} \operatorname{div}[(1 - y) \nabla I_{ij}] \quad (۵)$$

در رابطه فوق،  $I_{ij}$  تصویر اولیه،  $I'_{ij}$  تصویر خروجی فیلتر لی،  $\eta$  بیانگر همسایگی فضایی پیکسل مورد استفاده،  $|\eta|$  بیانگر تعداد پیکسل های موجود در پنجره تعیین شده و  $y$  ضریب فیلتر لی می باشد. به راحتی می توان متوجه شباهت بین روابط (۳) و (۵) شد. به طریق مشابهی رابطه انتشار ناهمسانگرد در پنجره  $\eta$  به فرم دیگری نیز می تواند نوشته شود که با نام فیلتر فراست طبق رابطه زیر تعریف می شود [۲۰]:

$$I''_{ij} = I_{ij} + \frac{1}{|\eta|} \nabla^2 I_{ij} \quad (۶)$$

$$p(|\nabla\chi|) = \frac{1}{2} \int_{W_{ij}} (|\nabla\chi| - 1)^2 dX \quad (13)$$

همچنین  $\delta(\cdot)$  و  $H(\cdot)$  به ترتیب توابع دیراک و هویساید می‌باشند [۲۲]. این انرژی توسط شار گرادیان رابطه (۱۴) می‌تواند کمینه شود [۲۲].

$$\frac{\partial\chi}{\partial t} = \alpha \operatorname{div}(\theta_p(|\nabla\chi|)\nabla\chi) + \beta\delta(\chi) \operatorname{div}\left(v \frac{\nabla\chi}{|\nabla\chi|}\right) + \lambda v\delta(\chi) \quad (14)$$

در رابطه (۱۴)،  $\operatorname{div}(\cdot)$  عملگر دیورژانس و  $\theta_p$  به صورت رابطه (۱۵) در نظر گرفته می‌شود. همچنین  $p'(|\nabla\chi|)$  مشتق تابع  $p(|\nabla\chi|)$  است که قبلاً در رابطه (۱۳) معرفی شده است [۲۱ و ۲۲].

$$\theta_p(|\nabla\chi|) = \frac{p'(|\nabla\chi|)}{|\nabla\chi|} \quad (15)$$

ترکیب روابط (۲) و (۱۴)، رابطه نهایی (۱۶) را برای تعیین محدوده دقیق به دست می‌دهد که تعلق هر پیکسل از تصویر به یکی از فرضیات اولیه را نتیجه می‌دهد.

$$\begin{cases} H_0: I_{ij} \notin \chi \rightarrow I_{ij} = |g_{ij} + n_{ij}| \\ H_1: I_{ij} \in \chi \rightarrow I_{ij} = |a_{ij} + g_{ij} + n_{ij}| \end{cases} \quad (16)$$

### ۳- آزمون

روش پیشنهادی با استفاده از نرم افزار Matlab 2013 بر روی مجموعه ای شامل تعداد ۵۰ تصویر فراصوت که مربوط به تومورهای پستان بودند پیاده سازی شد. جدول (۱)، مشخصات تصاویر استفاده شده در این تحقیق را نشان می‌دهد. همچنین به منظور ارزیابی بهتر روش پیشنهادی این مقاله، نتایج حاصل از روش پیشنهادی با نتایج دو روش موجود موسوم به، فیلترینگ SRAD [۱۶] و Genlink [۹] مقایسه گردید. روش SRAD به این دلیل انتخاب شده است که منشأ تئوری آن با روش این مقاله دارای مشابهت بوده و از روش انتشار ناهمسانگرد استفاده می‌کند. باید توجه داشت که

$$k_{ij} = \begin{cases} u & \text{اگر در پنجره } \eta, \text{ تعداد شدت روشنایی} \\ & \text{های منحصر به فرد برابر } u \text{ باشد} \\ 0 & \text{اگر در پنجره } \eta, \text{ تمام شدت روشنایی ها} \\ & \text{یکسان باشد.} \end{cases} \quad (9)$$

تعیین ضریب انتشار ناهمسانگرد مطابق رابطه فوقی اخیر موجب می‌شود که پیکسل‌هایی که در مرزهای احتمالی بافت ناسالم قرار دارند تغییرات شدت روشنایی بیشتری داشته و در شبه تصویر  $W_{ij}$  به صورت برجسته‌تر از سایر پیکسل‌های تصویر مشاهده شوند.

### ۲-۴- محاسبه مرز ضایعه با استفاده از بهینه‌سازی تابع انرژی

مطابق رابطه (۱۰) استخراج مرز انجام می‌شود. در این رابطه  $D_\sigma$  تابع گوسین با انحراف معیار  $\sigma$  بوده و  $\nabla D_\sigma * W_{ij}^2$  به صورت فیلتر هموارساز برای کاهش نویز می‌باشد. این آشکارساز معمولاً اندازه کمتری در اطراف لبه نقاط برجسته ایجاد می‌کند [۶].

$$v = \frac{1}{1 + \nabla D_\sigma * W_{ij}^2} \quad (10)$$

سپس  $\chi$  به عنوان بخشی از سطح روی تصویر  $W_{ij}$  در نظر گرفته شده و تابع انرژی  $Q(\chi)$  به صورت زیر روی این تصویر تعریف می‌شود [۲۱].

$$Q(\chi) = \alpha L_p(\chi) + \beta \kappa_v(\chi) + \lambda \gamma_v(\chi) \quad (11)$$

با جاگذاری مقادیر سه جزء تابع انرژی، رابطه فوق به فرم رابطه (۱۲) بازنویسی می‌شود [۲۱].

$$Q(\chi) = \alpha \int_W p(|\nabla\chi|) dS + \beta \int_W v \delta(\chi) \nabla\chi dS + \lambda \int_W v H(-\chi) dS \quad (12)$$

که در رابطه فوق  $p(|\nabla\chi|)$  تابع پتانسیل بوده و طبق رابطه ذیل تعریف می‌شود [۲۱ و ۲۲].

پزشک متخصص آشکارسازی شده است. در شکل (۱-ج) نتیجه حاصل شده از روش پیشنهادی این تحقیق ملاحظه می‌شود. چنانکه مشاهده می‌شود، روش پیشنهادی عملاً توانسته است مرزهای مشابهی را با تشخیص پزشک به دست دهد. در شکل‌های (۱-د) و (۱-ه) به ترتیب نتایج حاصل از اجرای الگوریتم‌های به ترتیب SRAD و Genlink بر روی این تصویر ملاحظه می‌شود. روشن است که نتیجه حاصل از روش SRAD شباهت بیشتری با نتیجه روش این مقاله داراست که علت آن شباهت این الگوریتم با الگوریتم پیشنهادی در استفاده از مفهوم انتشار ناهمسانگرد می‌باشد. مجموعه شکل‌های (۲) نتایج آزمایش مشابهی را این بار بر روی شکل (۲-الف) نشان می‌دهند. در این تصاویر نیز روش پیشنهادی توانسته است مرز ضایعه را به نحو مشابهی با آنچه پزشک مشخص کرده است، به دست دهد. این در حالی است که شکل‌های (۲-د) و (۲-ه) حاکی از تفاوت نتایج SRAD و Genlink با روش پیشنهادی می‌باشند که در قالب حصول یک بخش اضافه برای ضایعه اصلی در روش SRAD و حصول ضایعات کوچک نادرست در روش Genlink پدیدار شده‌اند. سرانجام در شکل (۳) نتایج حاصل بر روی تصویر فراصوتی نشان داده شده است که شامل دو ضایعه مجزا ولی نزدیک به هم می‌باشند. مقایسه شکل‌های (۳-ج) و (۳-ب) حاکی از آن است که روش مورد نظر این تحقیق می‌تواند ضایعات جداگانه ولی نزدیک به هم را با دقت مناسبی از هم تفکیک نماید. این در حالی است که شکل (۳-د) حاکی از آن است که روش SRAD قادر به تفکیک این ضایعات نمی‌باشد. علت این موضوع آن است که میان دو ضایعه موجود در این شکل، یک باریکه حائل با شدت روشنایی متفاوت وجود دارد. روش SRAD به دلیل این که ضریب انتشار ناهمسانگرد در آن به صورت سراسری تعیین می‌شود عملاً نمی‌تواند مرزهای این باریکه را آشکار نماید و لذا عملاً دو ضایعه در هم ادغام می‌شوند. این در حالی است که در روش پیشنهادی به دلیل تعیین این ضریب به صورت محلی، باریکه حائل مزبور آشکار شده و ضایعات نیز تفکیک می‌گردند.

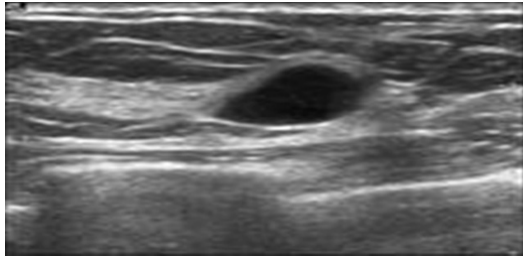
در روش SRAD تعیین ضریب انتشار ناهمسانگرد به صورت سراسری و غیر وفقی انجام می‌شود. لذا با استفاده از مقایسه این روش با روش پیشنهادی می‌توان متوجه شد که تعیین ضریب انتشار به صورت وفقی به چه میزان صحت تعیین محدوده ضایعه را بهبود داده است. شکل‌های (۱) تا (۳) نمونه‌هایی از نتایج حاصل شده از روش‌های پیشنهادی و رقیب را نشان می‌دهند.

جدول (۱): مشخصات تصاویر فراصوت بافت پستان

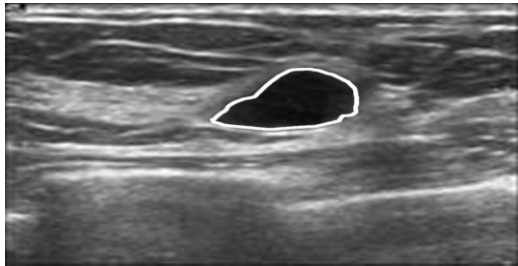
تعداد	پارامترهای ضایعات	تعداد	پارامترهای تصویر
۵۰	حداقل و حداکثر طول ضایعات (پیکسل)	۵۰ تصویر	تعداد تصاویر آزمایش شده
۴۳	حداقل و حداکثر عرض ضایعات (پیکسل)	۱۹٪	کانتراست متوسط
۱۳۷	نوع ضایعات (تومورهای سرطانی)	۶۳۹*۵۵۹	ابعاد تصویر (پیکسل)

در شکل (۱) ضایعه یکپارچه‌ای را در نظر گرفته ایم که هدف از آزمودن آن ارزیابی قدرت تعیین مرز مناسب توسط الگوریتم‌ها بوده است. در شکل (۲) ضایعه دیگری مورد آزمایش قرار گرفته است که در مجاورت آن باریکه‌ای وجود دارد که دارای شباهت زیادی به ضایعه مزبور می‌باشد. هدف از آزمایش این تصویر آن است که نشان داده شود که کدام یک از روش‌ها ناحیه شبه ضایعه را به اشتباه جزئی از ضایعه اصلی در نظر گرفته و یا نمی‌گیرند. شکل (۳) دو ضایعه مجاور را نشان می‌دهد که مرز بین این ضایعات دارای کنتراست کمی است. هدف از آزمون این تصویر آن است که مشخص شود که کدام یک از این روش‌ها می‌تواند دو ضایعه مزبور را به صورت مجزا از یکدیگر تشخیص دهد.

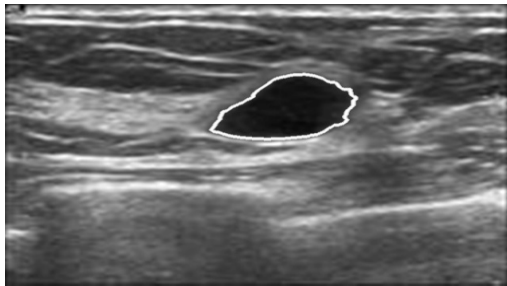
شکل (۱-الف) نمونه‌ای از این تصاویر را نشان می‌دهد که در شکل (۱-ب) محدوده ضایعه (تومور) در آن توسط



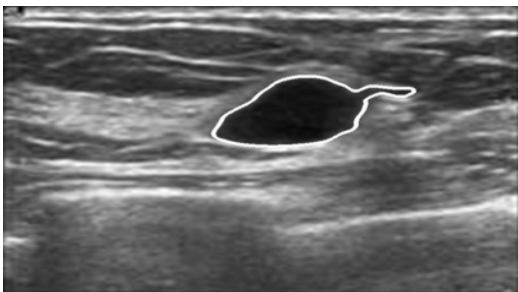
(الف)



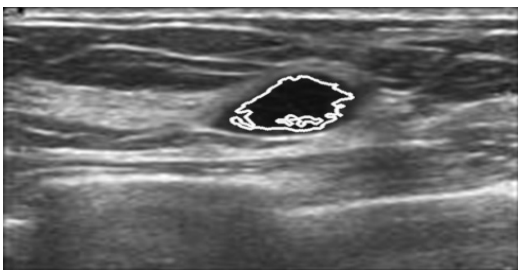
(ب)



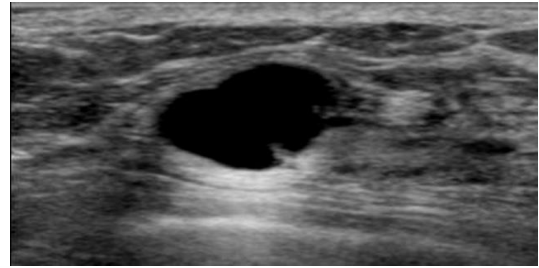
(ج)



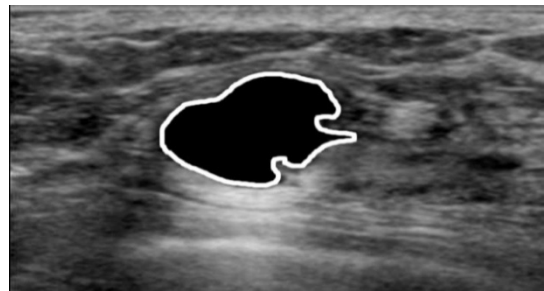
(د)



(ه)



(الف)



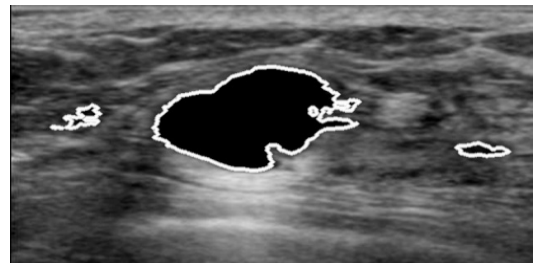
(ب)



(ج)



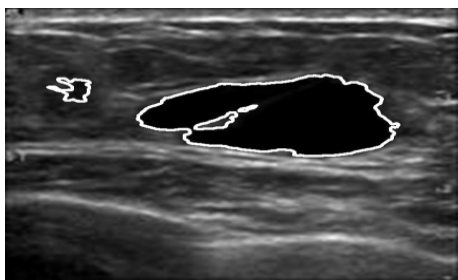
(د)



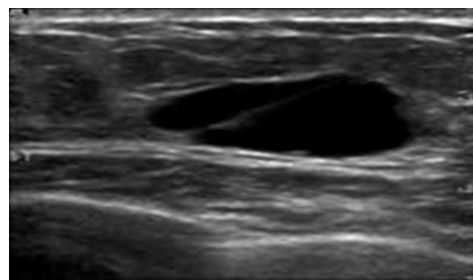
(ه)

شکل (۲): نتایج حاصل از آزمون روش‌های پیشنهادی و رقیب بر روی یک تصویر فراصوت مربوط به تومور پستان (الف) تصویر اصلی و نتایج حاصل از (ب) تشخیص پزشک، (ج) روش پیشنهادی، (د) روش SRAD و (ه) روش Genlink

شکل (۱): نتایج حاصل از آزمون روش‌های پیشنهادی و رقیب بر روی یک تصویر فراصوت مربوط به تومور پستان (الف) تصویر اصلی و نتایج حاصل از (ب) تشخیص پزشک، (ج) روش پیشنهادی، (د) روش SRAD و (ه) روش Genlink

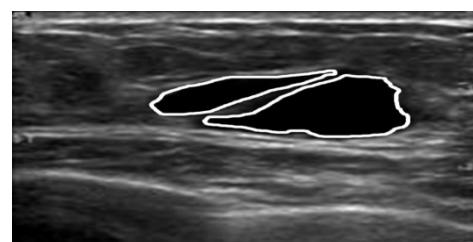


(ه)

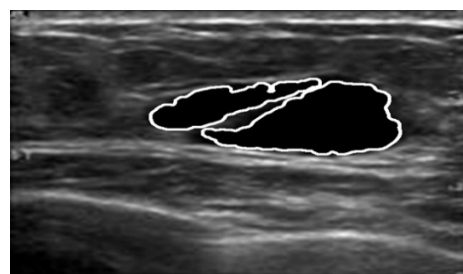


(الف)

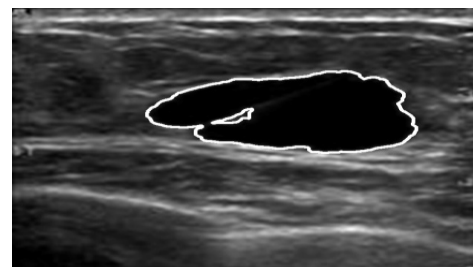
شکل (۳): نتایج حاصل از آزمون روش‌های پیشنهادی و رقیب بر روی یک تصویر فراصوت مربوط به تومور پستان (الف) تصویر اصلی و نتایج حاصل از (ب) تشخیص پزشکی، (ج) روش پیشنهادی، (د) روش SRAD و (ه) روش Genlink



(ب)



(ج)



(د)

#### ۴- تفسیر

برای ارزیابی کمی نتایج به دست آمده از روش پیشنهادی در این مقاله، دو روش متداول دیگر نیز شبیه سازی شده‌اند و نتایج حاصل با نتایج روش‌های رقیب مقایسه شده‌اند. برای مقایسه میزان کارایی این روش‌ها از چهار معیار HM، TDR، FPR و HD استفاده شد. معیار <sup>۱</sup>HM براساس مقایسه تک به تک پیکسل‌های موجود در مرز تشخیص داده شده توسط الگوریتم و مرز ترسیم شده توسط پزشک به دست می‌آید. TDR <sup>۲</sup> نرخ پیکسل‌هایی است که به درستی آشکار شده‌اند. معیار FPR <sup>۳</sup> نرخ پیکسل‌هایی است که به اشتباه تشخیص داده شده‌اند و همچنین معیار HD <sup>۴</sup> بیانگر ماکزیمم فاصله بین نزدیکترین نقاط دو منحنی در تصویر است. روابط ریاضی معیارهای فوق، به صورت روابط (۱۷) تا (۲۰) است که در این روابط، # به معنی تعداد پیکسل‌ها، SR نتیجه حاصل شده پس از اعمال هر روش و GT نیز تصویر مرجع می‌باشند.

$$HM(SR, GT) = \frac{\#(SR \cup GT) - \#(SR \cap GT)}{\#(SR \cup GT)} \quad (17)$$

$$TDR(SR, GT) = \frac{\#(SR \cap GT)}{\#(GT)} \quad (18)$$

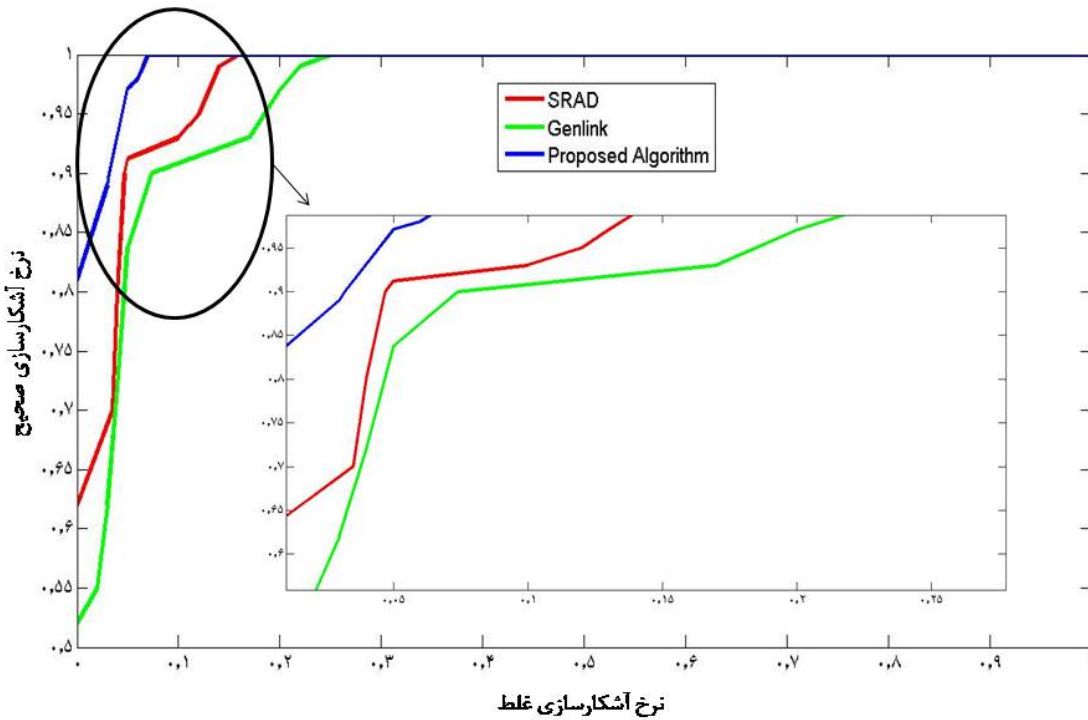
$$FPR(SR, GT) = \frac{\#(SR \cap \bar{GT})}{\#(GT)} \quad (19)$$

3. False Positive Rate  
4. HausdorffDistance

1. HammoudeDistance  
2. True Detection Rate



$$HD(SR, GT) = \max \{ \max_i d(gt_i, GT), \max_j d(sr_j, GT) \} \quad (20)$$



شکل (۴): منحنی ROC شامل مقایسه ضایعات صحیح به ضایعات ناصحیح برای روش‌های SRAD، Genlink و روش پیشنهادی

می‌دهد برای روش پیشنهادی نسبت به روش SRAD به ترتیب ۲,۶ درصد و ۱۰,۷ پیکسل کمتر به دست آمده است. همین مقادیر نسبت به روش Genlink نیز ۶,۲ درصد و ۲۴,۵ پیکسل کمتر حاصل شده است. در گونه دیگری از تحلیل بر روی منحنی ROC، حداکثر نرخ آشکارسازی ناصحیح برابر با ۵٪ در نظر گرفته شده، TPR متناظر و سایر پارامترها طبق جدول شماره (۳) حاصل شده است.

جدول (۲): مقایسه نتایج روش‌های پیشنهادی و رقیب در  $TDR=0.9$

HD (pixels)	FPR (%)	HM (%)	معیارها / روش‌ها
۹۵,۴	۷,۴	۱۵,۷	Genlink
۸۱,۶	۴,۷	۱۲,۱	SRAD
۷۰,۹	۳,۲	۹,۵	روش پیشنهادی

که در رابطه فوق  $d(.)$  عبارت است از:  $d(sr_j, GT) = \min_i \|sr_j - gt_i\| \quad (21)$

در شکل (۴) منحنی ROC حاصل از روش پیشنهادی و رقیب آن نشان داده شده است که نحوه تغییرات آشکارسازی صحیح ضایعات را برحسب نرخ آشکارسازی غلط نشان می‌دهد. برای تفسیر بهتر این منحنی در یک مرحله مقدار  $TDR=0.9$  به عنوان آستانه آشکارسازی قابل قبول در نظر گرفته شده و براین اساس جدول (۲) حاصل گردیده است. در این جدول میانگین معیارهای چهارگانه فوق براساس تصاویر فراصوت این تحقیق حاصل شده است. همچنین این جدول نشان می‌دهد که روش پیشنهادی کمترین مقدار FPR را در مقایسه با دو روش دیگر به دست آورده است. به گونه‌ای که مقدار این خطا برای روش پیشنهادی به ترتیب ۱,۵ درصد و ۴,۲ درصد از روش‌های SRAD و Genlink کمتر بوده است. مقادیر HM و HD نیز که میزان خطای ناشی از ناحیه بندی و ماکزیمم فاصله بین نزدیک‌ترین نقاط دو منحنی را نشان

روشی جدید به منظور تعیین مرز ضایعات در تصاویر... ۷۷

قابل قبول، مقدار خطای FPR روش پیشنهادی حداقل ۱,۵ درصد از روش‌های رقیب بهتر بوده است. در همین شرایط روش پیشنهادی حداقل ۲,۶ درصد خطای ناحیه بندی کمتر داشته و مقدار خطای HD آن نیز حداقل ۱۰,۷ پیکسل از رقبای خود بهتر بوده است. از سوی دیگر، در بیشترین خطای FPR قابل قبول، روش پیشنهادی این مقاله در مورد تشخیص ضایعات حداقل ۵,۹ درصد بهتر از روش‌های SRAD و Genlink عمل کرده است. در همین شرایط علاوه بر اینکه خطای ناحیه‌بندی این روش حداقل ۳,۴ درصد بهتر از سایر روش‌ها بوده است، اندازه HD نیز ۱۱,۱ پیکسل بهتر به دست آمده است.

در این حالت آشکارسازی روش پیشنهادی به ترتیب ۵,۹ درصد و ۱۳,۴ درصد از روش‌های SRAD و Genlink بهتر بوده است. مقادیر HM و HD نیز که میزان خطای ناشی از ناحیه بندی و ماکزیم فاصله بین نزدیک‌ترین نقاط دو منحنی را نشان می‌دهد برای روش پیشنهادی نسبت به روش SRAD به ترتیب ۳,۴۹ درصد و ۱۱,۱ پیکسل کمتر به دست آمده است. همین مقادیر نسبت به روش Genlink نیز ۶,۰۸ درصد و ۲۶ پیکسل کمتر حاصل شده است.

جدول (۳): مقایسه نتایج روش‌های پیشنهادی و رقیب در

FPR=%۵

معیارها روش‌ها	HD (pixels)	TDR (%)	HM (%)
Genlink	۱۰۱,۱	۸۳,۷	۱۶,۰۹
SRAD	۸۶,۲	۹۱,۲	۱۳,۵
روش پیشنهادی	۷۵,۱	۹۷,۱	۱۰,۰۱

## مراجع

- [1] Herth, F.J.F., et al., "Real-time endobronchial ultrasound guided transbronchial needle aspiration for sampling mediastinal lymph nodes", Thorax, Vol. 61, NO. 9, pp.795-798, 2006.
- [2] Vittorio, V.L., Spazzafumo, L., "Sonography of the female pelvic floor: clinical indications and techniques", Pelviperineology, Vol. 26, NO. 2, pp. 59-65, 2007.
- [3] Arend, C.F., "Ultrasound of the Shoulder", Publishing Master Medical Books, 2013.
- [4] Bricker, L., et al., "Ultrasound screening in pregnancy: A systematic review of the clinical effectiveness, cost-effectiveness and women's views", Health Technology Assessment, Vol. 4, NO. 16, pp. 1-193, 2000.
- [5] Dutt, V., Greenleaf, J.F., "Adaptive speckle reduction filter for log-compressed B-scan images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 15, NO. 6, pp. 802-813, 1996.
- [6] Michailovich, O.V, Tannenbaum, A., "Despeckling of medical ultrasound images", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 53, NO. 1, pp. 64-78, 2006.
- [7] Yu, Y.J., Acton, S.T., "Edge detection in ultrasound imagery using the instantaneous coefficient of variation", Image Processing, Vol. 13, NO. 12, pp. 1640-1655, 2004.
- [8] Setarehdan, S.K., Soraghan, J.J., "Automatic cardiac LV boundary detection and tracking using hybrid fuzzy temporal and fuzzy multiscale edge detection", Biomedical Engineering, Vol. 46, NO. 11, pp. 1364-1378, 1999.
- [9] Chen, D.R., Chang, R.F., "Diagnosis of breast tumors withsonographic texture analysis using wavelet transform and neuralnetwork", Ultrasound

## ۵- نتیجه گیری

در این مقاله، روشی جدید به منظور تشخیص مرز در تصاویر فراصوت با استفاده از مفهوم انتشار ناهمسانگرد ارائه شد. در روش پیشنهادی، ضریب انتشار در تابع ناهمسانگرد به صورت و فقی تعیین گردید. این شیوه از تعیین ضریب مزبور باعث گردید که تابع مزبور عملکرد متفاوتی را در نواحی مختلف تصویر به دست داده و بدین ترتیب جزئیاتی از نواحی مختلف که در روش‌های رقیب هموارسازی و ادغام می‌شوند، در این روش امکان آشکارسازی پیدا می نمایند که از آن جمله می‌توان به مرزهای باریک میان ضایعات و بافت سالم اشاره نمود.

برای ارزیابی عملکرد روش پیشنهادی، تصاویر مختلفی شامل ضایعه روی تصاویر فراصوت اخذ شده از بافت پستان در نظر گرفته شدند. همچنین عملکرد روش پیشنهادی با روش‌های Genlink و SRAD با استفاده از چهار معیار HD, TDR, FPR و HM مورد مقایسه قرار گرفت. نتایج حاصله، عملکرد بهتر روش پیشنهادی را نسبت به سایر روش‌ها در تشخیص ضایعه نشان می‌دهند. با توجه به این پارامترها، در نرخ آشکارسازی

- Medical Biology, Vol. 28, NO. 10, pp. 1301-1310, 2002.
- [10] Michailovich, O., Tannenbaum, A., "Segmentation of medical ultrasound images using active contours", IEEE International Conference on Image Processing, USA, Vol. 6, pp. 513-516, 2007.
- [11] Kass, M., et al., "Snakes: active contour models", International Journal of Computer Vision, Vol. 1, NO. 4, 321-331, 1988.
- [12] Yoshida, H., et al., "Wavelet - packet - based texture analysis for differentiation between benign and malignant liver tumours in ultrasound images", Physics, Medical, Biology, Vol. 48, NO. 22, pp. 3735-3753, 2003.
- [13] Chang, R.F., et al, "Automatic ultrasound segmentation and morphology based diagnosis of solid breast tumors", Breast Cancer Research Treatment, Vol. 89, NO. 2, pp. 179-185, 2005.
- [14] Pižurica, A., Philips, W., "A Versatile Wavelet Domain Noise Filtration Technique for Medical Imaging", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 22, NO. 3, pp. 323-331, 2003.
- [15] Kim, B.S., et al., "Ultrasound Speckle Reduction and Edge Enhancing in Laplacian Pyramid", 5th Cairo International Biomedical Engineering Conference, Egypt, pp. 37-40, 2010.
- [16] Yu, Y.J., Acton, S.T., "Speckle reducing anisotropic diffusion", IEEE Transactions Image Process, Vol. 11, NO. 11, pp. 1260-1270, 2002.
- [17] Mallat, S., "A theory for multiresolution signal decomposition: The wavelet representation", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 11, NO. 7, pp. 674-693, 1989.
- [18] Perona, P., Malik, J., "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 12, NO. 7, pp. 629-639, 1990.
- [19] Lee, J.S., "Digital image enhancement and noise filtering by using local statistics", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. PAM1-2, NO. 2, 1980.
- [20] Frost, V.S., et al., "A model for radar images and its application to adaptive digital filtering of multiplicative noise", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. PAMI-4, NO. 2, pp. 157-165, 1982.
- [21] Caselles, V., et al., "Geodesic active contour", International Journal of Computer Vision, Vol. 22, NO. 1, pp. 61-79, 1997.
- [22] Osher, S., Fedkiw, R., "Level set methods and dynamic implicit surfaces", Publishing Springer-verlag New York, 2003.