

بهبود کنتراست تصاویر ماموگرام با حفظ شکل ضایعه مبتنی بر تنظیم وفقی ضرایب فیلتر چندجمله‌ای غیرخطی

ویدا حسن‌زاده^{۱*} و مهدی ازوجی^{۲*}

چکیده

در این مقاله، روشی برای بهبود کنتراست در تصاویر ماموگرام مبتنی بر طراحی وفقی فیلتر چندجمله‌ای غیرخطی ارائه شده است. اگر چه روش‌های پایه بهبود کنتراست مانند متعادل‌سازی هیستوگرام و ویرایش‌های گوناگون آن در برابر تصاویر طبیعی کارایی خوبی دارند، ولی در بهبود تصاویر ماموگرام که کنتراست پایینی دارند، دچار چالش می‌شوند. زیرا تاکید بر افزایش کنتراست در تصاویر پزشکی مانند ماموگرام‌ها، می‌تواند به بروز اشباح‌شدگی در نواحی روشن ضایعه و تضعیف الگوی مرزی آن گردد. در این مقاله، طراحی فیلتر غیر خطی به گونه‌ای انجام شده تا ضمن بهبود کنتراست این تصاویر، از بروز چنین تغییراتی که می‌تواند تشخیص را تحت تاثیر قرار دهد، جلوگیری شود. در این مقاله، برخلاف روش‌های دیگر، ضرایب فیلتر غیرخطی به صورت وفقی متناظر با هر تصویر ورودی و طی تعاملی با الگوریتم مطرح بهبود کنتراست یعنی CLAHE تنظیم می‌شود. ارزیابی کمی و کیفی این روش در آزمایش‌های گوناگون بر روی تصاویر متعدد از مجموعه دادگان MIAS، نشان می‌دهد که روش پیشنهادی در این مقاله، از کارایی قابل قبولی برخوردار است.

کلیدواژه‌ها

ماموگرام، بهبود کنتراست، فیلترهای چندجمله‌ای، فیلتر غیرخطی، تنظیم وفقی

۱ مقدمه

میزان بروز پایینی از این سرطان بوده‌اند، روندی افزایشی دارد [۲]. تشخیص به‌هنگام آن می‌تواند به موفقیت در پیگیری روند درمان و آسانی آن بیانجامد. برای زنانی با نتیجه غربال‌گری مثبت، آزمایش‌های تشخیصی دیگر مانند ماموگرافی، سونوگرافی یا نمونه‌برداری از بافت توصیه می‌شود [۲].

ماموگرافی یک عکس رادیوگرافی ساده از پستان و ابزارهای غیرتهاجمی برای کشف زود هنگام سرطان‌های پستان، پیش از آن که توده‌ای قابل لمس شود، است [۳].

اگرچه قرار گرفتن در معرض اشعه x، خود می‌تواند احتمال ابتلا به سرطان را افزایش دهد، اما از آنجا که ماموگرافی می‌تواند به آشکارسازی بروز سرطان پستان تا ده سال پیش از آن که قابل لمس شود، کمک کند، مزایای آن بیشتر از این ریسک خواهد بود [۲]. اگر چه سرطان پستان در سنین مختلفی دیده شده است ولی توصیه می‌شود که همه زنان با سن چهل سال و بیشتر، هر دو سال

سرطان پستان از شایع‌ترین سرطان‌ها در میان زنان در همه سنین، نژادها، طبقه‌های اجتماعی و در سراسر جهان است و طی نشانه‌هایی مانند احساس توده، تغییر شکل سینه یا کمرنگ شدن پوست در بافت پستان ایجاد می‌شود [۱]. بروز سالانه سرطان پستان و مرگ‌ومیر ناشی از آن در کشورهایمانند ایران که دارای

این مقاله در مهرماه ۱۳۹۸ دریافت، دومین بازنگری در اسفندماه انجام و در فروردین‌ماه سال ۱۳۹۹ پذیرفته شد.

این پژوهش با پشتیبانی مالی دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل بر اساس قرارداد شماره 1-389079/98-BNUT انجام شده است.

۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل

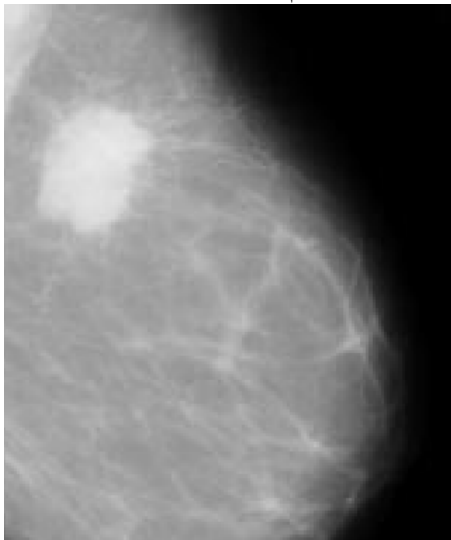
رایانامه: hasanzade.vs@gmail.com

۲ دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

رایانامه: m.ezoji@nit.ac.ir

نویسنده مسئول: مهدی ازوجی

نمونه‌ای از تصویر ماموگرام، در شکل (۱) نشان داده شده است.



شکل ۱ نمونه‌ای از تصویر ماموگرام که پایین بودن کنتراست آن به روشنی دیده می‌شود.

یکی از روش‌های پرکاربرد در بهبود کنتراست تصاویر، روش متعادل‌سازی هیستوگرام^۲ (HE) [۷] است. در روش HE، مساله افزایش کنتراست تصویر به مساله گسترده کردن هیستوگرام تصویر منجر می‌شود. برای نیل به این هدف، مقدار پیکسل در تصویر خروجی طی نگاشتی مبتنی بر تابع توزیع تجمعی هیستوگرام تصویر ورودی به دست می‌آید. در روش HE معمولاً اثرات نامطلوبی مانند افزایش بیش از اندازه‌ی کنتراست، گسستگی غیرطبیعی در نواحی نرم تصویر و نیز نامقاوم بودن در برابر نویز دیده می‌شود [۹].

روش‌های گوناگونی برای پوشش دهی کاستی‌های HE ارایه شده است. یکی از این روش‌ها، حفظ روشنایی تصویر با استفاده از متعادل‌سازی دوگانه^۳ (BBHE) [۱۰] است. در BBHE، هیستوگرام تصویر بر پایه میانگین سطح خاکستری آن به دو بخش تقسیم می‌شود و با اعمال جداگانه HE بر هر یک از این دو بخش از هیستوگرام، روشنایی عمومی تصویر نسبت به تصویر اصلی حفظ می‌شود. در [۱۱] نیز روشی بازگشتی برای دوبخش کردن هیستوگرام بر پایه میانگین و متعادل‌سازی جداگانه بخش‌ها به کمک HE و BBHE ارائه شده است.

بهبود دیگری از HE است که در آن افزایش کنتراست در حوالی یک پیکسل به شیب تابع توزیع تجمعی سطح خاکستری پیکسل‌ها در همان همسایگی وابسته است. در CLAHE پیش از محاسبه تابع توزیع تجمعی، هیستوگرام مربوطه در مقدار از پیش تعیین شده‌ای بریده می‌شود. تعداد کلی این پیکسل‌های بریده شده از هیستوگرام، به صورت برابر به همه مقادیر پیکسل‌های موجود در هیستوگرام افزوده می‌شود [۷ و ۱۳-۱۲]. سرانجام متعادل‌سازی هیستوگرام انجام می‌شود.

یک‌بار ماموگرافی انجام دهند و زنان جوان‌تر با عامل خطر بافت‌شناسی یا این که افراد درجه یک آن‌ها مبتلا به سرطان باشند، باید از ۳۵ سالگی ماموگرافی سالانه انجام دهند [۴]. ماموگرافی کاربردهای فراوانی دارد از جمله در غربال‌گری زنان بالای ۴۰ سال [۵]، در ارزیابی افرادی که توده پستان مشکوک دارند، در پیگیری روند درمان سرطان پستان پس از برداشتن بخشی از پستان و پرتودرمانی و نیز در بررسی پستان مقابل در فردی که یک پستانش به خاطر سرطان برداشته شده است.

از این رو تلاش‌های زیادی برای پردازش خودکار تصاویر ماموگرام و طراحی و ایجاد سامانه‌ای کمک‌رایانه‌ای برای آسان‌تر شدن و تسریع در روند تشخیص سرطان پستان انجام شده است. به دلیل کنتراست پایین تصاویر ماموگرام که می‌تواند به تشخیص نادرست منجر گردد، بهبود کنتراست این تصاویر گام نخست در این سامانه‌ها است [۶].

اگرچه بیان‌های گوناگونی برای تعریف کنتراست تصویر، ارائه شده است، ولی همه آن‌ها به گونه‌ای به فاصله سطح بیشینه و کمینه سطوح در همسایگی‌ها یا در کل تصویر، یا به پهنای گسترده دینامیکی آن اشاره دارند [۷]. اگرچه بهبود کنتراست تصویرهای طبیعی مساله‌ای دیرین است و الگوریتم‌های بسیاری برای بهبود کنتراست این تصاویر ارائه شده است که به گسترش بازه دینامیکی تصویر می‌انجامد ولی می‌تواند به کاهش کیفیت دیداری تصویر منجر شوند. این به هم‌ریختگی دیداری در تصاویر پزشکی می‌تواند به دشواری در تشخیص بیانجامد [۶ و ۸]. از این رو، با نگاه به دریافت دیداری/تشخیصی تصویر ماموگرام، افزایش کنتراست این تصویر لزوماً با بهبود کنتراست آن منطبق نیست.

بهبود کنتراست تصویرهای ماموگرام با چالش‌هایی روبه‌رو است، از جمله:

- استفاده از الگوریتم‌های کلاسیک بهبود کنتراست، اگرچه از دید کمی و حتی دیداری می‌تواند به افزایش کنتراست تصویر ماموگرام هم منجر شود ولی از نگاه پزشکی ممکن است حتی به ایجاد آرتیفکت‌های گمراه‌کننده منجر گردد [۶].
- مرزها و خطوط تابش ضایعه که سرطانی بودن یا نبودن ضایعه را مشخص می‌کند و در تشخیص خوش‌خیم و بدخیم بودن توده نقش به‌سزایی دارد، معمولاً در پیش‌پردازش‌های متداول مانند بهبود کنتراست و کاهش نویز تضعیف می‌شوند [۸].
- همان‌گونه که پس از این در بخش ۳، دیده می‌شود الگوریتم‌های متداول بهبود کنتراست تصویر ماموگرام باعث اشباع شدن آن در محل ضایعه می‌شوند به گونه‌ای که کلسیفیکاسیون^۱‌های ریز ضایعه‌ها دیگر دیده نمی‌شوند.

² Histogram Equalization

³ Brightness Bi-Histogram Equalization

⁴ Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization

¹ Calcification

۲ الگوریتم پیشنهادی بهبود کنتراست ماموگرام

از آنجاکه الگوریتم پیشنهادی بر پایه‌ی ایده ارائه شده در [۲۲-۲۳] و برطرف کردن کاستی‌های آن بنا شده است، لازم است به مرور کوتاه الگوریتم ارائه شده در [۲۳] بپردازیم.

۲-۱ نگاهی کوتاه به NPF

ساختار کلی مدل NPF که در [۲۳] ارائه شده به صورت رابطه‌ی (۱) است:

$$y_1(n) = y_{linear}(n) + y_{quadratic}^I(n) \quad (1)$$

که n بیانگر پیکسل n ام و $y_{linear}(n)$ و $y_{quadratic}^I(n)$ که به ترتیب بیانگر مولفه خطی و مولفه درجه دو در پاسخ فیلتر چندجمله‌ای است. در [۲۳] وابسته به این که در محاسبه هر یک از این مولفه‌ها کدام یک از پیکسل‌های همسایه پیکسل n ام نقش دارند، سه نوع فیلتر NPF مختلف معرفی شده است. در این NPF های مختلف، جمله خطی و درجه دو به ترتیب رفتار فیلتر پایین‌گذر و فیلتر بالاگذر دارند که بخش پایین‌گذر فیلتر، به کاهش نویز و بخش بالاگذر آن به بهبود کنتراست و نمایش بهتر جزئیات منجر می‌شود.

در NPF نوع یک که در بهبود کنتراست تصاویر ماموگرام، کارایی خوبی نشان داده است، جمله خطی و درجه دو به ترتیب از رابطه‌ی (۲) و (۳) به دست می‌آیند:

$$y_{linear} = \theta_0 x_5^{2a} + \theta_1 (x_1^{2b} + x_3^{2b} + x_7^{2b} + x_9^{2b}) + \theta_2 (x_2^{2c} + x_4^{2c} + x_6^{2c} + x_8^{2c}) \quad (2)$$

$$y_{quadratic}^I = \phi_3 (x_1^b x_2^c + x_1^b x_4^c + x_2^c x_3^b + x_3^b x_6^c + x_4^c x_7^b + x_6^c x_9^b + x_5^a x_6^c + x_5^a x_8^c) + \phi_4 (x_1^b x_5^a + x_3^b x_5^a + x_5^a x_7^b + x_5^a x_9^b) + \phi_5 (x_2^c x_5^a + x_4^c x_5^a + x_5^a x_6^c + x_5^a x_8^c) + \phi_6 (x_2^c x_4^c + x_2^c x_6^c + x_4^c x_8^c + x_6^c x_8^c) \quad (3)$$

که به ازای هر پیکسل تصویر ورودی، x_i ها در روابط (۲) و (۳)، مقدار سطح خاکستری پیکسل‌های موجود در همسایگی‌ای به اندازه ۳ در ۳ را مشخص می‌کند. اینچنین، محتوا و بافت تصویر در تنظیم ساختار NPF نمود می‌یابد. a ، b و c توان و θ_i و ϕ_j ضرایب چندجمله‌ای‌ها در روابط (۲) و (۳) آند که در [۲۲] به صورت تجربی با مقادیر $a = 8\mu$ ، $b = c = \mu$ ، $\theta_0 = 0.2 = 2\theta_1 = 2\theta_2$ و $\phi_4 = \phi_5 = -\phi_6 = e$ و $\phi_3 = -0.5e$ تنظیم شده است که $e = 0.15$ و $0.5 \leq \mu \leq 0.7$ دارد.

اصلی‌ترین ضعف الگوریتم ارائه شده در [۲۲ و ۲۳] این است که این ضرایب به ازای تصویرهای گوناگون، ثابت در نظر گرفته شده است. مطابق با [۲۲]، اندیس پیکسل‌های هریک از جمله‌های حاصل ضرب در رابطه (۳) مبتنی بر رفتار فیلتر بالاگذر در NPF نوع یک گزینش شده است. در شکل (۲)، نمونه‌ای از تصویر ماموگرام و نیز تصویر جزئیات برجسته شده متناظر با اعمال مدل NPF نوع یک بر آن نشان داده شده است.

رویکردهای گوناگون دیگری نیز برای بهبود کنتراست تصاویر ماموگرام وجود دارد که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به فیلترهای ریخت‌شناسی [۱۴]، فیلترهای درجه دو^۱ [۱۶ و ۱۵] و UM^۲ [۸] اشاره کرد. در [۱۴] برای بهبود کنتراست تصاویر ماموگرام، عملگری بر پایه BTH^۳ و WTH^۴ به کار گرفته شد. این عملگر رفتاری شبیه به فیلتر بالاگذر از خود نشان می‌دهد. در [۸] سطح خاکستری در پیکسل‌هایی که مقادیر آن‌ها از مقدار آستانه‌ای مشخص کمتر است، تضعیف شده و سایر پیکسل‌ها در الگوریتم بهبود کنتراست مبتنی بر ترکیب خطی توابع لجستیک شرکت داده می‌شوند. اگرچه LUM^۵ با استفاده از فیلتر بالاگذر، جزئیات تصویر مانند لبه‌ها را به خوبی برجسته می‌کند اما نسبت به نویز بسیار حساس است [۱۷]. ویرایش‌های گوناگون دیگری با جایگذاری عملگر لاپلاسی [۱۸]، فیلتر درجه دو [۱۷] و عملگر مکعبی^۶ [۱۹]، به جای فیلتر بالاگذر در UM، ارائه شده است. به هر حال، به دلیل حضور فیلتر بالاگذر در ویرایش‌های گوناگون UM، نواحی با کنتراست بالاتر در تصویر ورودی نسبت به نواحی دیگر، تغییرات بیشتری خواهند داشت. برای برطرف کردن این مشکل، رویکردهای گوناگونی پیشنهاد شد [۲۰-۲۲]. در [۲۰] با ترکیب متعادل‌سازی هیستوگرام محلی^۷ و UM به بهبود کنتراست محلی در مقایسه با عملگر لاپلاسی پرداخته شد. در روشی دیگر به نام NLUM^۸ از عملگرهای لگاریتمی برای بهبود کنتراست تصاویر ماموگرام استفاده شد [۲۱]. در [۲۲]، ترکیب خطی فیلترهای چندجمله‌ای گوناگون علاوه بر رفع مشکل مذکور به کاهش اثر نویز پس‌زمینه هم منجر شد.

در مقاله کنونی، برای بهبود کنتراست تصویر ماموگرام و هم‌زمان حفظ مرزها و خطوط تابشی/مرزی اطراف ضایعه احتمالی، مبتنی بر ایده ارائه شده در [۲۲] از ترکیب مناسب و پویای CLAHE و NPF^۹ استفاده شده است.

مقاله حاضر در ادامه در سه بخش سازمان‌دهی شده است: در بخش دوم، ضمن مروری بر مدل NPF و پارامترهای آن که در [۲۳] ارائه شده، الگوریتم پیشنهادی برای بهبود کنتراست تصویر ماموگرام معرفی شده است. در بخش سوم به ارزیابی الگوریتم پیشنهادی با استفاده از معیارهای کیفی و کمی پرداخته شده و در پایان نیز، جمع‌بندی کار پیشنهادی آورده شده است.

¹ Quadratic Filter

² Unsharp Masking

³ Black Top Hat

⁴ White Top Hat

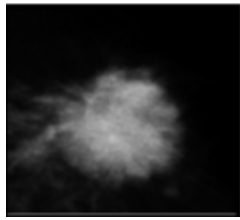
⁵ Linear Unsharp Masking

⁶ Cubic Operator

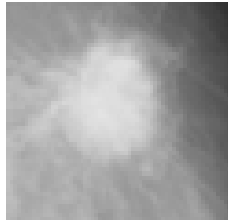
⁷ Local Histogram Equalization

⁸ Non-Linear Unsharp Masking

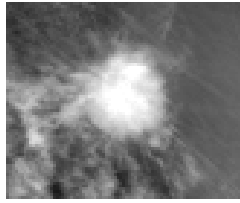
⁹ Non-Linear Polynomial Filters



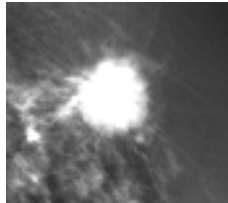
ب



الف



د



ج

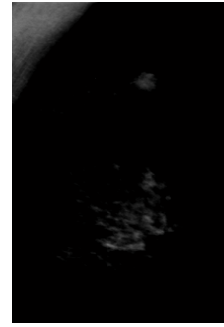
شکل ۳ نمونه‌ای از به‌کارگیری مدل NPF در بهبود کنتراست تصویر ماموگرام الف- تصویر ورودی mdb202، و تصویر بهبودیافته با استفاده از روش ب- ارائه شده در [۲۲]، ج- پیشنهادی با ضرایب ثابت معرفی شده از [۲۳] و د- پیشنهادی با ضرایب مختص تصویر ورودی.

روشن است که تصویرهای گوناگون ماموگرام به دلیل تفاوت در کنتراست‌ها و توزیع مقادیر سطوح خاکستری به ضرایب متفاوتی در به‌کارگیری الگوریتم NPF نیاز دارند. از این رو، در این مقاله روشی برای اعمال الگوریتم NPF با استخراج ضرایب مختص تصویر ورودی پیشنهاد شده که در ادامه در دو زیربخش ارائه می‌گردد.

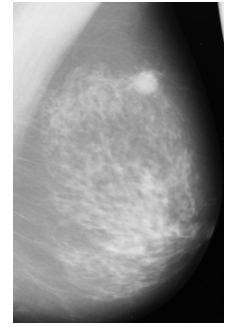
الف) - استخراج پارامترهای NPF مبتنی بر تصویر: اگر تصویر ماموگرام ورودی X شامل N پیکسل باشد و مقدار پیکسل n ام در تخمینی از تصویر مطلوب را Y_n بنامیم، با توجه به رابطه (۲) و (۳)، رابطه‌ی (۱) را می‌توان به ازای همه پیکسل‌های تصویر به صورت (۴) نوشت:

$$\begin{pmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{51}^{2a} & \dots & x_{21}^c x_{41}^c + x_{21}^c x_{61}^c + x_{41}^c x_{81}^a + x_{61}^c x_{81}^c \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{5N}^{2a} & \dots & x_{2N}^c x_{4N}^c + x_{2N}^c x_{6N}^c + x_{4N}^c x_{8N}^a + x_{6N}^c x_{8N}^c \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \theta_0 \\ \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \phi_4 \\ \phi_5 \\ \phi_6 \end{pmatrix} \quad (4)$$

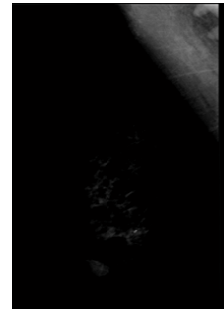
که x_{in}^E مقدار i امین پیکسل در همسایگی ۳ در ۳ از پیکسل n ام از تصویر X است که به توان E رسیده است. اینچنین تنظیم ضرایب فیلتر NPF، به حل دستگاه $2N$ معادله با 7 مجهول می‌انجامد. اگر A ماتریس ضرایب در رابطه (۴) باشد، از آنجا که $N \gg 7$ است، می‌توان از روی تخمینی از تصویر مطلوب، ضرایب NPF برای هر تصویر ماموگرام را طبق (۵) به دست آورد:



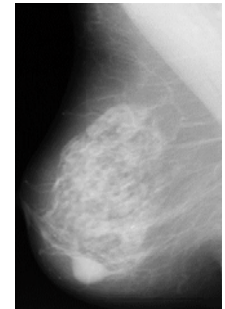
ب



الف



د



ج

شکل ۲ الف و ج- تصاویر ماموگرام ورودی، ب و د تصویرهای به‌دست آمده از اعمال NPF نوع یک [۲۳] به ترتیب بر روی تصاویر الف و ج.

۲-۲ الگوریتم پیشنهادی

در [۲۲] از مدل NPF و HVS^1 برای بهبود کنتراست تصاویر ماموگرام استفاده شده است. بهبود کنتراست با این روش، کاستی‌هایی به قرار زیر دارد:

- به از بین رفتن الگوی مرزی ضایعه می‌انجامد که از نظر پزشک، این تصویر می‌تواند به دشواری روند تشخیص منجر شود.
- برای بهبود همه تصاویر ماموگرام از ضرایب ثابت در ساختار NPF استفاده می‌کند که به صورت تجربی تنظیم شده‌اند. روشن است که ضرایب متناظر با تصاویر مختلف ماموگرام، لزوماً یکسان نیستند و به محتوا، بافت و کنتراست تصویر، وابسته خواهند بود. همان‌گونه که در بخش ۳، نشان داده می‌شود، با استفاده از این ضرایب ثابت، ممکن است به اشباع‌شدگی در بافت ضایعه در تصویر ماموگرام بیانجامد.

در شکل ۳، نمونه‌ای از سودمندی به‌کارگیری فیلتر غیرخطی برای بهبود کنتراست تصویر ماموگرام، نشان داده شده است. همان‌گونه که در شکل ۳ دیده می‌شود، اگرچه کنتراست تصویر ماموگرام خروجی نسبت به تصویر اصلی افزایش یافته است ولی به‌کارگیری ضرایب ثابت در ساختار NPF می‌تواند به اشباع‌شدگی سطوح خاکستری یا سفیدشدگی در محل ضایعه و یا محو شدن خطوط تابشی اطراف ضایعه منجر شود.

¹ Human Visual System

در روش پیشنهادی، ابتدا طی نگاشتی خطی، سطوح خاکستری تصویر به‌گونه‌ای تغییر داده یا نرمالیزه می‌شود که کمینه و بیشینه آن به ترتیب به صفر و یک برسد.

سپس الگوریتم CLAHE [۲۴] را به‌کارگرفته و جزئیات آن با استفاده از ضرایب NPF ارایه شده در [۲۲] تخمین زده می‌شود. جزئیات حاصل با تصویر بهبود داده شده با CLAHE از گام پیشین جمع می‌شود تا تخمینی از تصویر مطلوب به دست آید. از تصویر حاصل، تصویر نرمالیزه شده‌ی ورودی کاسته می‌شود که با داشتن این تصویر تفاضلی و تصویر نرمالیزه ورودی، طبق روابط (۴) و (۵) ضرایب جدید NPF که وابسته به تصویر ورودی است، به‌دست می‌آید. با داشتن ضرایب کنونی NPF و نیز روابط (۱) و (۲) و (۳)، جزئیات تصویر تیزشده‌ی ماموگرام به دست می‌آید. سرانجام این جزئیات وفق داده شده با تصویر ورودی، به تصویر حاصل از الگوریتم CLAHE افزوده می‌شود.

بدین ترتیب در الگوریتم پیشنهاد در این مقاله، الگوریتم CLAHE [۲۴] بهبود کلی کنتراست تصویر ماموگرام را به عهده دارد و تنظیم وفقی ضرایب در ساختار NPF، از یک‌سو از حذف جزئیات مربوط به مرز و اطراف ضایعه جلوگیری کرده و از سویی دیگر مانع اثر اشباع‌شدگی بافت محل ضایعه به دلیل به‌کارگیری CLAHE خواهد شد.

۳ آزمایش و ارزیابی

ارزیابی الگوریتم بهبود کنتراست کار ساده‌ای نیست و معمولاً ارزیابی کیفی در کنار ارزیابی کمی، به‌طور هم‌زمان برای نتیجه‌گیری انجام می‌شود. الگوریتم پیشنهادی، در محیط MATLAB پیاده‌سازی شده است. در این مقاله از تعدادی تصویر خاکستری به اندازه ۱۰۲۴ در ۱۰۲۴، از تصاویر موجود در پایگاه‌های داده MIAS [۲۵] استفاده شده است.

در شکل ۵، میانگین و انحراف معیار ضرایب پیشنهادی فیلتر NPF، نشان داده شده است. همان‌گونه که از این شکل پیدا است، تغییرات این ضرایب از تصویری به تصویر دیگر کاملاً محسوس است. به بیان دیگر، نگاه مقاله [۲۳] در استفاده از یک فیلتر NPF، برای همه تصاویر نگاه درست نیست.

۳-۱ ارزیابی دیداری

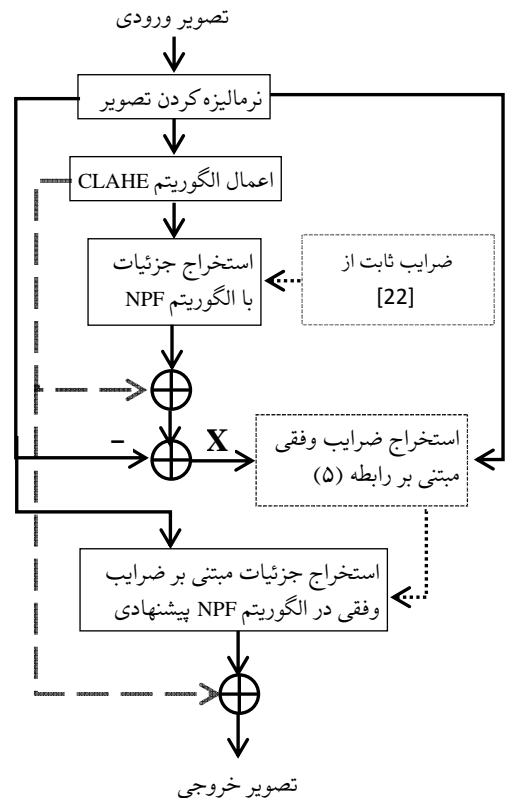
در این بخش به ارزیابی دیداری تصاویرهای به دست آمده از الگوریتم پیشنهادی پرداخته می‌شود.

الف- برای بررسی ضرورت یا اثر حضور هر یک از بلوک‌ها در الگوریتم پیشنهادی مطابق شکل ۴، به ازای یک تصویر آزمون، خروجی هر یک از بلوک‌ها، در شکل ۶ نشان داده شده است. همان‌گونه که در شکل ۶ دیده می‌شود، به‌کارگیری ضرایب جدید در الگوریتم NPF، به بهبود کنتراست همراه با آشکارسازی جزئیات بیشتر منجر خواهد شد.

$$\begin{pmatrix} \theta_0 \\ \theta_1 \\ \theta_2 \\ \phi_3 \\ \phi_4 \\ \phi_5 \\ \phi_6 \end{pmatrix} = (A^T * A)^{-1} * A^T * \begin{pmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_N \end{pmatrix} \quad (5)$$

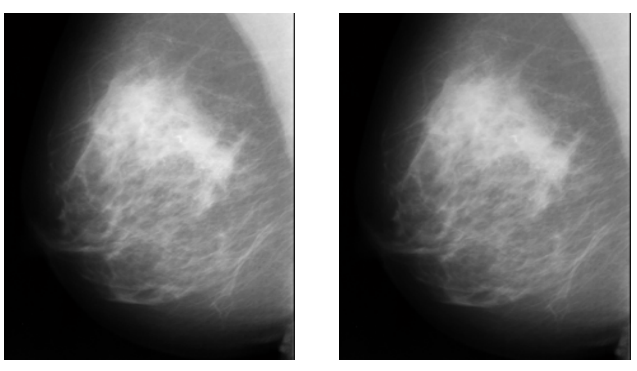
که A^T ترانزاده ماتریس A و $*$ ضرب ماتریسی است.

ب) - روند الگوریتم پیشنهادی: روندنمای الگوریتم پیشنهادی در شکل (۴) نشان داده شده است.



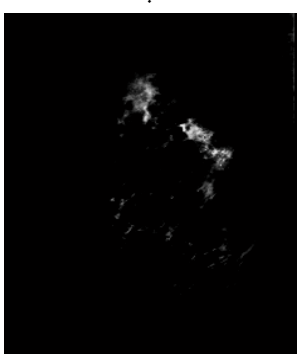
شکل ۴ روندنمای الگوریتم پیشنهادی.

روشن است که به دلیل $N \gg 7$ ، ضریب حاصل از رابطه (۵) به برابری کامل رابطه (۴) منجر نمی‌شود، یعنی نگاشت X تحت این ضرایب به تخمینی از Y (نه خود Y) منجر خواهد شد. از آنجا که تصویر Y مطلوب در حوالی تخمین‌هایی از Y قرار دارد، همان‌گونه که در شکل ۴ دیده می‌شود، برای به‌دست آوردن تخمینی مناسب از تصویر مطلوب، افزودن جزئیات و بهبود کنتراست مدنظر از دومیسیر برآورده خواهد شد. با توجه به کارایی مناسب الگوریتم CLAHE [۲۴] در بهبود کنتراست در حالت کلی و نیز ضرایب تجربی مطرح در [۲۳] برای آشکارسازی جزئیات تصویر ماموگرام، این دو در روش پیشنهادی در این مقاله طی روندنمای شکل (۴) به ترتیب برای بهبود اولیه کنتراست و برای تخمین اولیه جزئیات به کار گرفته شده‌اند. در مقاله حاضر، این جزئیات و نیز بهبودی در کنتراست، مبتنی بر ضرایب وفقی پیشنهادی و با رجوع به تصویر اصلی، ترمیم خواهد شد.

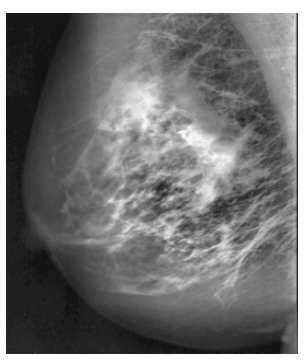


ب

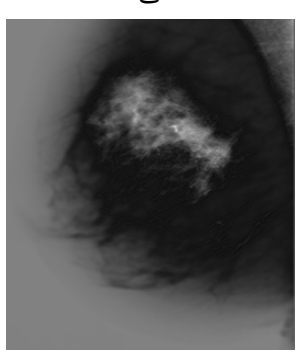
الف



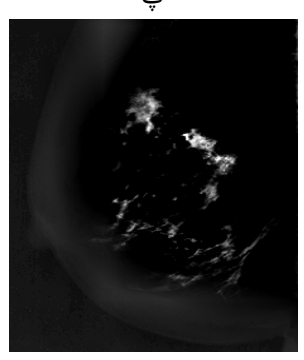
ت



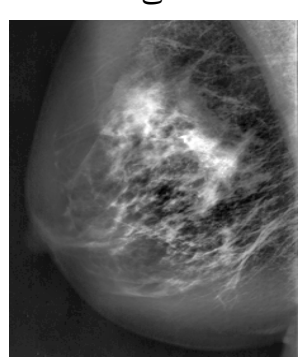
پ



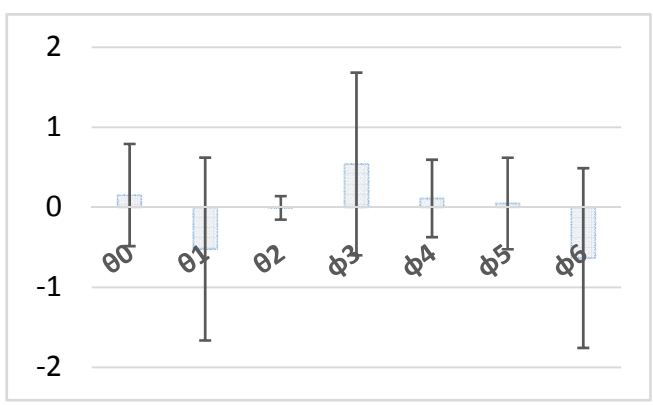
ج



ث



چ



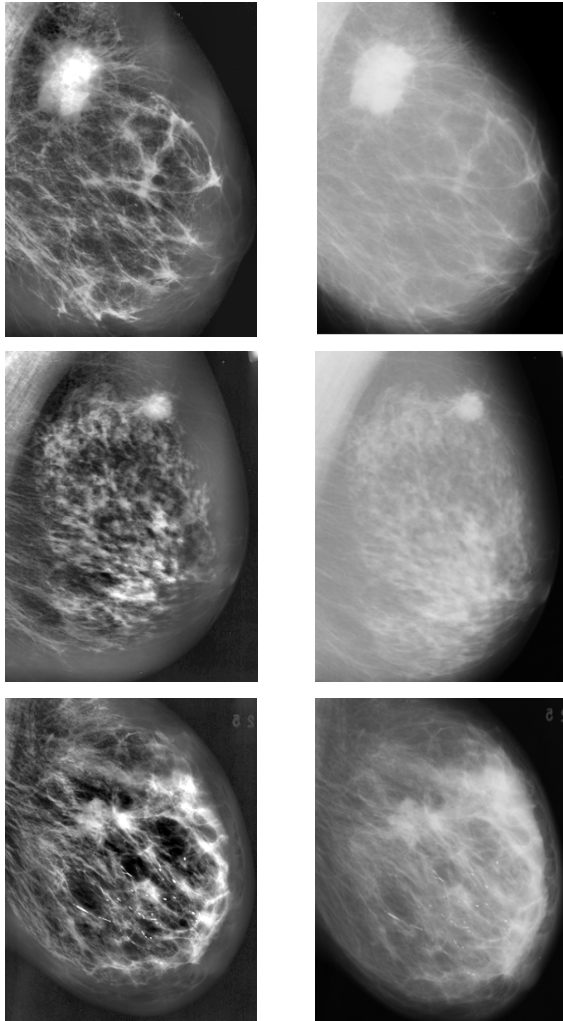
شکل ۵ نمودار توزیع ضرایب فیلتر NPF وقتی پیشنهادی از روی تصاویری از پایگاه داده MIAS

ب- از دید پزشک متخصص، بهبود کنتراست برپایه نمای مرز و حاشیه ضایعه و نیز میکروکلسیفیکاسیون‌ها ارزیابی می‌شود. همان‌گونه که در شکل ۳-ب دیده می‌شود، بهبود تصویر ورودی با روش ارائه شده در [۲۲] باعث حذف تابش حاشیه‌ای ضایعه می‌شود و در شکل ۳-ج بهبود تصویر ورودی به روش پیشنهادی با ضرایب ثابت ارائه شده در [۲۳] برای NPF، به بروز اشباع شدگی در بخش ضایعه در تصویر خروجی منجر شده است. در شکل ۳-د بهبود تصویر ورودی به روش پیشنهادی با ضرایب وقتی مختص تصویر ورودی نشان داده شده است که نه تنها از کنتراست خوبی برخوردار بوده و شامل جزئیات بالایی است، بلکه اشباع‌شدگی در بافت ضایعه نیز برطرف شده است.

در شکل ۷ و ۸، نیز نتیجه‌ی اعمال روش پیشنهادی و مقایسه‌ی دیداری آن با روش‌های دیگر بر روی تصویر ماموگرام نشان داده شده است. همان‌گونه که در شکل ۷ (ت) و شکل ۸ (ت) دیده می‌شود با اعمال روش پیشنهادی، تصاویر به دست آمده، کیفیت بالایی دارند، چنان‌که کنتراست تصویر به خوبی بهبود یافته و در عین حال تابش شعاعی ضایعه حفظ شده و نیز حالت اشباع شدگی در بافت ضایعه رخ نداده است.

در شکل ۹، نتیجه اعمال الگوریتم پیشنهادی بر روی نمونه‌هایی از تصویر ماموگرام از پایگاه داده MIAS [۲۵] نشان داده شده است. همان‌گونه که دیده می‌شود، از دید مرز و حاشیه ضایعه، الگوریتم پیشنهادی به بهبود در هر یک از این تصویرهای آزمون منجر شده است و در تصویر سوم، کلسیفیکاسیون‌های رشته‌ای هم بهتر دیده می‌شوند.

شکل ۶ تصاویر حاصل از مراحل گوناگون الگوریتم پیشنهادی: الف- تصویر ورودی، ب- تصویر نرمالیزه شده، پ- تصویر حاصل از اعمال CLAHE، ت- استخراج جزئیات با الگوریتم NPF پایه، ث- تصویر X در روندنما، ج- استخراج جزئیات مبتنی بر ضرایب وقتی در طراحی NPF پیشنهادی، چ- تصویر خروجی

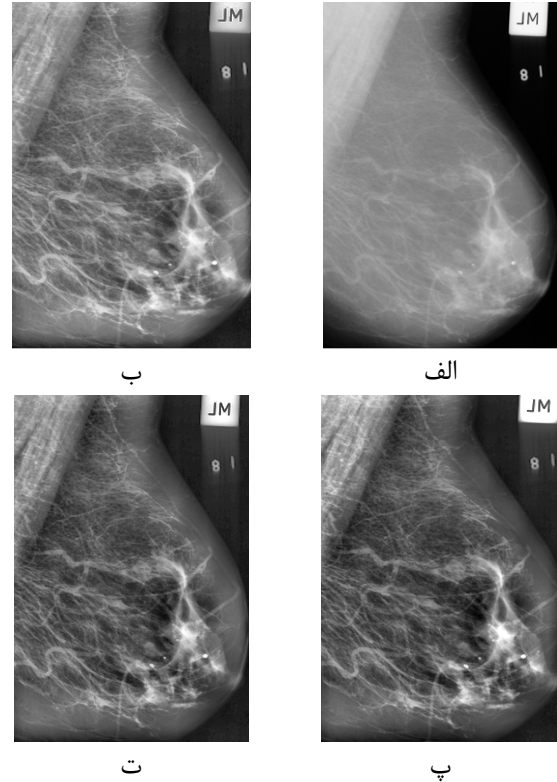


شکل ۹ بهبود کنتراست تصویر ماموگرام، ستون راست: تصویر ورودی، ستون چپ: تصویر به دست آمده از الگوریتم پیشنهادی.

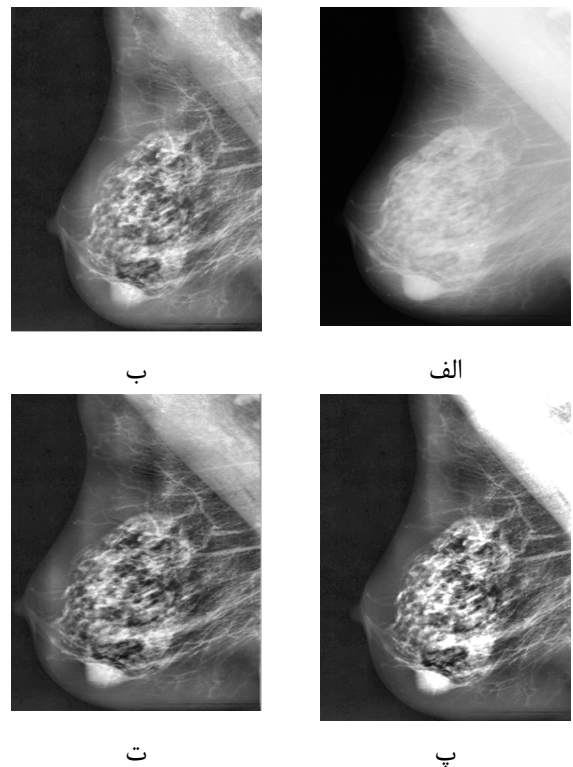
۲-۳ ارزیابی کمی

اگرچه درباره ارزیابی کیفیت تصویرهای عام/طبیعی معیارهای متعددی ارائه شده، ولی درباره کیفیت تصویرهای پزشکی معیار چندانی معرفی نشده است چراکه در تصاویر پزشکی، کیفیت تصویر ارتباط تنگاتنگی به امکان تفسیر و تشخیص طبی دارد. از سویی دیگر، در ارزیابی‌های تصویرهای پزشکی، تصویر مرجعی هم در دسترس نیست.

همان‌گونه که می‌دانیم معیارهای کمی به تنهایی گویای کیفیت دیداری نیستند و هر یک بر جنبه‌ای از کیفیت تصویر به دست آمده تاکید دارند و ممکن است در سنجش جنبه‌های دیگر کاستی‌هایی داشته باشند. برای نمونه، معیار EMEE [۲۷ و ۲۶] که برای سنجش کنتراست تصویر ارائه شد، طبق بررسی‌های انجام شده در [۲۸] ممکن است نتایج آن با دریافت ادراکی‌ای که از تصویر داریم مطابقت نکند. به بیان دیگر، بالا بودن کنتراست از دید معیار EMEE، همیشه به معنای بهبود آن و داشتن تصویری مناسب و طبیعی نیست. در [۲۸] برای پوشش دادن چنین عدم تطابقی بین EMEE و دریافت ادراکی از تصویر، معیار EMEEG پیشنهاد شده است.



شکل ۷ بهبود کنتراست تصویر ماموگرام الف- تصویر ورودی، ب- اعمال CLAHE، پ- الگوریتم پیشنهادی با ضرایب ثابت NPF از [۲۳] ت- ضرایب مدل NPF مختص ورودی.



شکل ۸ بهبود کنتراست تصویر ماموگرام الف- تصویر ورودی، ب- اعمال CLAHE، پ- الگوریتم پیشنهادی با ضرایب ثابت NPF از [۲۳] ت- ضرایب مدل NPF مختص ورودی.

مبتنی بر جدول (۱) و نتایج ارزیابی کیفی در بخش ۳-۱، تصویر به‌دست آمده از روش پیشنهادی از کنتراست خوبی برخوردار است و هم برخلاف روش‌های CLAHE و [۲۳]، دچار اشباع‌شدگی نمی‌شود و اطلاعات تصویر در آن از بین نمی‌رود.

(ب) - معیار CII: معیار دیگری که برای ارزیابی کمی روش پیشنهادی مورد استفاده قرار گرفته، معیار CII است:

$$CII = \frac{C_o}{C_i} \quad (7)$$

در این رابطه C_o و C_i به ترتیب میانگین کنتراست محلی تصویر خروجی و تصویر ورودی است. در جدول (۲) معیار CII برای روش پیشنهادی و روش CLAHE محاسبه شده است.

جدول ۲: ارزیابی روش پیشنهادی با معیار CII

تصویر	CLAHE [24]	روش پیشنهادی
mdb021	1.99	3.39
mdb184	2.16	3.37
mdb202	2.14	3.63
mdb022	2.09	3.41
mdb148	2.15	3.45
mdb209	1.93	2.90
mdb219	2	3.11
mdb006	2.22	3.41
Average	2.085	3.33

با توجه به جدول (۲)، CII در روش پیشنهادی در تمامی تصاویر ماموگرام مقداری بیشتر از یک دارد که نشان‌دهنده بهبود کنتراست محلی تصویر خروجی نسبت به تصویر ورودی است و همچنین در تمامی تصاویر، عملکرد بهتر روش پیشنهادی نسبت به روش CLAHE را می‌توان دید.

(پ) - معیار NIQE [۲۹]: این معیار بدون نیاز به مرجع، برای ارزیابی میزان طبیعی بودن تصویر تعریف شده و بر نمای دیداری تصویر اشاره دارد. کیفیت تصویر اولیه در مقدار این معیار اثری ندارد. هرچه مقدار این معیار کوچک‌تر باشد، کیفیت تصویر بهتر است. در این مقاله، برای سنجش این معیار از دستور کتابخانه‌ای MATLAB، استفاده شده است.

در جدول (۳)، مقادیر معیار NIQE برای تصاویر اولیه و نیز تصاویر به‌دست آمده از روش پیشنهادی و نیز الگوریتم CLAHE آورده شده است.

جدول ۳: ارزیابی و مقایسه کمی با استفاده از معیار NIQE

تصویر ورودی	CLAHE [24]	ضرایب ثابت* با NPF	روش پیشنهادی
mdb021	4.3737	5.5730	3.8630
mdb184	4.7867	6.0215	3.4067
mdb202	4.6198	6.4440	4.2141
mdb022	6.0949	6.0215	3.8544
mdb148	4.0087	4.3432	4.2723
mdb209	3.6886	4.7834	3.9641
mdb219	4.0047	4.9609	3.6329
mdb006	5.0841	7.2939	3.5445
Average	4.5826	5.6802	3.8440

*طبق پیاده‌سازی الگوریتم ارائه شده در [۲۲-۲۳] توسط نویسندگان مقاله حاضر

برای ارزیابی کمی کارایی روش پیشنهادی در این مقاله، از معیار $EMEG^1$ [۲۸]، $NIQE^2$ [۲۹] و نیز CII^3 بر روی تصاویر بیشتری از پایگاه داده‌ی تصویر MIAS [۲۵] استفاده شده و نتیجه به ترتیب در جدول‌های (۱) و (۲) نشان داده شده است.

(الف) - معیار $EMEG$ [۲۸]: این معیار بیانگر میزان بهبود کنتراست در تصویر است و مقداری در بازه $[0, 1]$ دارد. هرچه این مقدار به ۱ نزدیک‌تر باشد، میزان بهبود بیشتر است. اگر تصویر به $k1.k2$ بلوک ۸ در ۸ تقسیم شود، $EMEG$ از رابطه-ی (۶) به‌دست می‌آید:

$$EMEG(X) = \sum_{i=1}^{k1} \sum_{j=1}^{k2} \frac{1}{\beta} \max\left(\frac{X_{i,j}^{dx,h}}{X_{i,j}^{dx,l} + \varepsilon}, \frac{X_{i,j}^{dy,h}}{X_{i,j}^{dy,l} + \varepsilon}\right) \quad (6)$$

که $X_{i,j}^{dx,l}$ و $X_{i,j}^{dx,h}$ به ترتیب بیشینه و کمینه قدرمطلق مشتق بلوک $X_{i,j}$ در جهت x و $X_{i,j}^{dy,l}$ و $X_{i,j}^{dy,h}$ به ترتیب بیشینه و کمینه قدرمطلق مشتق بلوک $X_{i,j}$ در جهت y است. β در ضریب وزندهی برابر ۲۵۵ و ε مقدار ثابت غیر صفر برای جلوگیری از صفر شدن منخرج کسر انتخاب می‌شود.

در جدول ۱، معیار $EMEG$ تصویر ورودی و تصویر به‌دست آمده از روش پیشنهادی و روش‌های پایه، به ازای تصویرهای ورودی گوناگون از MIAS [۲۵] نشان داده شده است.

جدول ۱: ارزیابی و مقایسه کمی روش‌های گوناگون برای بهبود کنتراست تصویر با استفاده از معیار $EMEG$.

تصاویر ماموگرام	تصویر ورودی	CLAHE [24]	ضرایب ثابت* با NPF	روش پیشنهادی
mdb021	0.0972	0.2548	0.2860	0.2677
mdb184	0.0792	0.2604	0.3018	0.2616
mdb202	0.1734	0.2856	0.3301	0.2969
mdb022	0.0624	0.1960	0.2342	0.2114
mdb148	0.1286	0.4399	0.4862	0.4266
mdb209	0.0900	0.2349	0.2677	0.2427
mdb219	0.1076	0.2938	0.3379	0.2974
mdb193	0.0940	0.2650	0.3166	0.2858
mdb006	0.0831	0.2412	0.2691	0.2437
mdb196	0.0911	0.2853	0.3081	0.2913
Average	0.1025	0.2757	0.3138	0.2825

*طبق پیاده‌سازی الگوریتم ارائه شده در [۲۲-۲۳] توسط نویسندگان مقاله حاضر

با توجه به جدول (۱)، اگرچه کنتراست تصاویر از دید کمی با به کارگیری NPF با ضرایب ثابت [۲۳]، بیشتر می‌شود اما با توجه به نتایج ارزیابی کیفی/دیداری در بخش ۳-۱، افزایش کنتراست با به کارگیری الگوریتم NPF مبتنی بر ضرایب وفقی پیشنهادی به حفظ الگوی تابشی حاشیه‌ای ضایعه و نیز عدم اشباع‌شدگی در تصویر و در نتیجه بهبود دریافت دیداری آن می‌انجامد.

¹ Expected Measure of Enhancement by Gradient

² Naturalness Image Quality Evaluator

³ Contrast Improvement Index

[۲] یکتای کوشائی م، اسماعیل پور بندپی م، شامی س. ه. و علی پور ز.، میزان بقا و میانگین سنی بیماران درگیر سرطان پستان در ایران: مرور سیستماتیک و متا آنالیز، مجله دانشگاه علوم پزشکی بابل، دوره ۱۸، ص ۲۹-۴۰.

[3] Jain A., Singh S., Bhateja V., A robust approach for denoising and enhancement of mammographic breast masses, *Int. J. Converg. Comput.*, Vol. 1, no. 1, pp. 38-49, 2013.

[4] Mulcahy N., *Screening Mammography Benefits and Harms in Spotlight Again*, Medscape, 2009.

[5] Nori J., Gill M. K., Vignoli C., *Artefacts in contrast enhanced digital mammography: how can they affect diagnostic image quality and confuse clinical diagnosis?*, *Insights into Imaging*, Vol. 11, no. 16, pp. 1-8, 2020.

[6] Bhateja V., Devi S., *An improved non-linear transformation function for enhancement of mammographic breast masses*, *3rd IEEE Int. Conf. on Elect. and Comp. Tech.*, pp. 341-346, 2011.

[7] Gonzalez R. C. and Woods R. E., *Digital Image Processing*, 2nd ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 2002.

[8] Gupta R., Bhateja V., *A new un-sharp masking algorithm for mammography using non-linear enhancement function*, *Proc. Int. Conf. on Info. Sys. Des. & Int. Aps.*, pp. 779-786, 2012.

[9] Ezoji M. and Irvani S., *A general framework for 1-D histogram-baesd image contrast enhancement*, *IJE Transactions A: Basics* Vol. 29, no. 10, pp. 1384-1391, 2016.

[10] Kim Y. T., *Contrast enhancement using brightness preserving bi-histogram equalization*, *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, Vol. 43, no. 1, pp. 1-8, 1997.

[11] Chen S. D., and Ramli A. R., *Minimum mean brightness error bi-histogram equalization in contrast enhancement*, *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, Vol. 49, no. 4, pp. 1310-1319, 2003.

[12] Sheeba J., Parasuraman S., Kdirvelu A., *Contrast enhancement and brightness preserving of digital mammograms using fuzzy clipped contrast-limited adaptive histogram equalization algorithm*, *Applied Soft Computing*, Vol. 46, pp. 167-177, 2016.

[۱۳] نعمت ه.، محلولی فر ع.، گویا ع. و احمدی نژاد ن.، کلاس بندی تومورهای خوش خیم و بدخیم در تصاویر اولتراسوند پستان با کمک ویژگی های ریخت‌شناسی، مجله ماشین‌بینایی و پردازش تصویر ایران، سال چهارم، شماره دوم، ص. ۷۵-۸۹، ۱۳۹۶

[14] Diaz-Huerta C. C., Felipe-Riveron E. M., Montano-Zetina L. M., *Quantitative analysis of morphological techniques for automatic classification of micro-calcifications in digitized mammograms*, *Expert Systems and Applications*, Vol. 41, no. 16, pp. 7361-7369, 2014.

[15] Pandey A., Yadav A., Bhateja V., *Contrast improvement of mammographic masses using adaptive volterra filter*, *Proc. 4th Int. Conf. on Signal and Image Proc.*, Springer India, pp. 583-593, 2013.

با توجه به جدول (۳)، در ۶ تصویر از ۸ تصویر ورودی، مقدار NIQE تصویر به دست آمده از روش پیشنهادی، کوچک‌تر از تصویر ورودی بوده و در همه‌ی تصاویر، روش پیشنهادی از روش CLAHE مقدار NIQE کمتری داشته است که نشان‌دهنده‌ی کارایی خوب ادراکی روش پیشنهادی است.

۴ نتیجه‌گیری

در بهبود تصاویر ماموگرام، افزایش کنتراست در کنار حفظ مرزها و الگوهای مرزی ضایعه‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است، زیرا الگوی اطراف ضایعه، به تشخیص سرطانی بودن یا نبودن بافت کمک می‌کند. از طرفی افزایش کنتراست نباید باعث اشباع شدن بافت روشن‌تر ضایعه شود، زیرا برخی بافت‌های پستانی، کلسیفیکاسیون‌های ریزی دارند که با اشباع شدن تصویر قابل نمایش نیست. ایده اصلی این مقاله، بر طراحی و فقی فیلتر چندجمله‌ای غیرخطی وابسته به تصویر ماموگرام ورودی تاکید دارد. برای پیاده‌سازی این ایده، فرض بر این است که تصویر حاصل از الگوریتم CLAHE، کنتراست تعدیل شده قابل قبولی دارد و مقادیر ضرایب و فقی فیلتر چندجمله‌ای غیرخطی مطلوب، در حوالی مقادیر ثابت تنظیم شده تجربی این ضرایب قرار می‌گیرد که می‌تواند نمود بهتری از جزئیات تصویر ماموگرام ارائه دهد.

در این مقاله، با استفاده از هم‌افزایی روش متعادل‌سازی هیستوگرام به کمک الگوریتم CLAHE و افزایش نمود جزئیات به ویژه در الگوی مرزی ضایعه بر پایه‌ی تنظیم و فقی ضرایب فیلتر چندجمله‌ای غیرخطی، هم کنتراست تصاویر ماموگرام بهبود می‌یابد و هم مرز اطراف ضایعه بهتر دیده می‌شوند و در عین حال بافت ضایعه کمتر دچار اشباع شدگی می‌شوند. ارزیابی دیداری و کمی الگوریتم پیشنهادی، کارایی کلی بهتر الگوریتم پیشنهادی را در مقایسه با الگوریتم‌های مبنا نشان می‌دهد.

تعمیم ساختار فیلترهای چندجمله‌ای غیرخطی به همسایگی‌هایی گسترده‌تر از همسایگی ۳ در ۳ در روند بهبود محلی تصویر، می‌تواند به عنوان کارهای آینده مورد بررسی قرار گیرد.

سپاسگزاری

بدین وسیله مراتب سپاس‌گزاری خود را از همکاری بی‌دریغ آقای دکتر محمد اسراری (متخصص رادیولوژی) در ارزیابی تخصصی الگوریتم پیشنهادی اعلام می‌داریم.

مراجع

- [1] Akila K., Jayashree L.S., Vasuki A., *Mammographic image enhancement using indirect contrast enhancement techniques – A comparative study*, *Procedia Computer Science*, Vol. 47, 255 – 261, 2015.



ویدا حسن زاده مدرک کارشناسی و کارشناسی ارشد خود را به ترتیب در رشته‌های مهندسی برق-الکترونیک و مهندسی پزشکی-بیوالکتریک در دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل دریافت نمود. زمینه‌ی پژوهشی ایشان شامل پردازش تصویر و یادگیری ماشین است.



مهدی ازوجی مدرک کارشناسی خود را در سال ۱۳۸۱ از دانشگاه صنعتی شریف و مدارک کارشناسی ارشد و دکتری را به ترتیب در سال‌های ۱۳۸۳ و ۱۳۸۹ از دانشگاه صنعتی امیرکبیر در رشته مهندسی برق-الکترونیک دریافت کرد. زمینه‌های مورد علاقه ایشان شامل بازشناسی آماری/ساختاری الگو، بینایی ماشین و نیز علوم اعصاب‌شناختی است.

- [16] Zhou Y., Panetta K., , Agaian S., Mammogram enhancement using alpha weighted quadratic filter, *Annual IEEE Int. Conf. on Engg. in Med. and BioSoc.*, pp. 3681–3684, 2009.
- [17] Chan H. P., Vyborny C. J., MacMahon H., Metz C. E., Doi K, Sickles E. A., *Digital mammography: ROC studies of the effects of pixel size and unsharp-mask filtering on the detection of subtle micro-calcifications*, *Invest Radiol. Vol. 22*, no. 7, pp. 581–589, 1987.
- [18] Lee Y. H., Park S. Y., *A study of convex/concave edges and edge-enhancing operators based on the laplacian*, *IEEE Trans. Circ. Syst.*, Vol. 37, no. 7, pp. 940–946, 1990.
- [19] Ramponi G., *A cubic unsharp masking technique for contrast enhancement*, *Signal Processing*, Vol. 67, no. 2, pp. 211–222, 1998.
- [20] Xiao X., Xiang Z., *An Improved Unsharp masking method for borehole image enhancement*, *Proc. of 2nd Int. Conf. on Ind. Mech. and Autom.*, Wuhan, Vol. 2, pp. 349–352, 2010.
- [21] Karen P., Yahou Z., Agaian S., Hongwei J., *Non-linear unsharp masking for mammogram enhancement*, *IEEE Trans. Info. Technol. Biomed.*, Vol. 15, no. 6, pp. 918–928, 2011.
- [22] Bhateja V., Misra M., Urooj Sh., *Human visual system based unsharp masking for enhancement of mammographic images*, *Journal of Computational Science*, Vol. 21, pp. 387–393, 2017.
- [23] Bhateja V., Misra M., Urooj S., *Non-linear polynomial filters for edge enhancement of mammogram lesions*, *Comput. Methods Programs Biomed.* 129, pp. 125–134, 2016.
- [24] Saleh H. and Md Jan Nordin, *Improving diagnostic viewing of medical images using enhancement algorithms*, *Journal of Computer Science*, Vol. 7, no. 12, pp. 1831–1838, 2011.
- [25] Suckling J., et al., *the Mammographic images analysis society mammogram database*, *Proc. Of 2nd Int. work. On Dig. Mammography*, U.K, pp. 375–378, 1994.
- [26] Agaian S. S., Silver B., and Panetta K. A., *Transform coefficient histogram-based image enhancement algorithms using contrast entropy*, *IEEE Trans. on Image Process.*, Vol. 16, no. 3, pp. 741–758, 2007.
- [27] Panetta K., Wharton E., and Agaian S., *Human visual system-based image enhancement and logarithmic contrast measure*, *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. B, Cybern.*, Vol. 38, no. 1, pp. 174–188, 2008.
- [28] Celik T., *Spatial Entropy-Based Global and Local Image Contrast Enhancement*, *IEEE Transactions on image processing*, Vol. 23, no. 12, pp. 5298–5308, 2014.
- [29] Mittal A., Soundararajan R., and Bovik A. C., *Making a completely Blind Image Quality Analyzer*. *IEEE Signal Processing Letters*. Vol. 22, no. 3, pp. 209–212, 2013