



یک روش جدید بر روی تجزیه بافت برای طبقه بندی تشخیص خود کار میکروکلسیفیکیشن سینه تصاویر ماموگرافی

زهرا مقصودزاده سروستانی^۱، جاسم جمالی^{۲*}، مهدی تقی زاده^۳، محمد حسین فاتحی دیندارلو^۴

- ۱- گروه مهندسی برق، واحد کازرون، دانشگاه آزاد اسلامی، کازرون، ایران
Za.Maghsoodzadeh@iau.ac.ir
- ۲- گروه مهندسی برق، واحد کازرون، دانشگاه آزاد اسلامی، کازرون، ایران
jasem.jamali@iau.ac.ir
- ۳- گروه مهندسی برق، واحد کازرون، دانشگاه آزاد اسلامی، کازرون، ایران
Mehdi.taghizadeh@iau.ac.ir
- ۴- گروه مهندسی برق، واحد کازرون، دانشگاه آزاد اسلامی، کازرون، ایران
Mh.Fatehi@iau.ac.ir

چکیده: برنامه‌های غربالگری از ماموگرافی به عنوان ابزار تشخیصی اولیه برای شناسایی زودهنگام سرطان پستان استفاده می‌کنند. هدف از انجام این کار، امکان‌سنجی جداسازی اتوماتیک تصاویر میکروکلسیفیکیشن‌های بافت پستان و همچنین ارزیابی دقت آن با استفاده از به کارگیری دو تکنیک بهبود تصویر و برجسته‌سازی میکروکلسیفیکیشن‌های بافت سینه برای نواحی مورد نظر به کمک سیستم فازی بر اساس درخشندگی منطقه و روش فیلترینگ گابور است. بعد از تعیین خوشه‌های میکروکلسیفیکیشن‌های بافت پستان، طبقه‌بندی خوشه‌ها با کمک الگوریتم طبقه‌بندی درخت تصمیم انجام می‌شود. در ادامه برای بخش‌بندی نمونه‌های مشکوک به میکروکلسیفیکیشن، تصویر برجسته و ماسک‌گذاری می‌شود و در مرحله آخر، ویژگی‌های بافت، استخراج شده و با کمک شبکه عصبی مصنوعی برای تعیین نوع خوش‌خیم یا بدخیم خوشه‌های بخش‌بندی شده نواحی مورد نظر، استفاده می‌شود. نتایج این کار نشان‌دهنده دقت بالای ۹۳٪ و بهبود حساسیت بالای ۹۵٪ می‌باشد که نشان می‌دهد راهکار ارائه شده می‌تواند با اطمینان برای تشخیص سرطان پستان اعمال شود.

واژه‌های کلیدی: تجزیه بافت، منطق فازی، فیلترینگ گابور، شبکه عصبی مصنوعی، طبقه بندی درخت تصمیم

A new method based on texture analysis for the classification of automatic detection of breast microcalcifications of mammography images

Zahra Maghsoodzadeh Sarvestani¹, Jasem Jamali^{2*}, Mehdi Taghizadeh³, Mohammad Hosein Fatehi Dindarloo⁴

- ¹ Department of Electrical Engineering, Kazerun Branch, Islamic Azad University, Kazerun, Iran
Za.Maghsoodzadeh@iau.ac.ir
- ² Department of Electrical Engineering, Kazerun Branch, Islamic Azad University, Kazerun, Iran
jasem.jamali@iau.ac.ir
- ³ Department of Electrical Engineering, Kazerun Branch, Islamic Azad University, Kazerun, Iran
Mehdi.taghizadeh@iau.ac.ir
- ⁴ Department of Electrical Engineering, Kazerun Branch, Islamic Azad University, Kazerun, Iran
Mh.Fatehi@iau.ac.ir

Abstract:

Mammography is a diagnostic technology used in screening programs to find breast cancer early. By using two techniques for image enhancement and highlighting breast tissue microcalcifications for the desired areas by regional ROI based on fuzzy system and also Gabor filtering method, the study's objective was to assess the viability of automatic separation of images of breast tissue microcalcifications and to assess its accuracy. The decision tree classification algorithm is used to



categorize the clusters of breast tissue microcalcifications after the clusters have been identified. The samples that are thought to have microcalcification are next highlighted and masked for segmentation, and in the last step, tissue properties are extracted. Then, it was possible to distinguish between benign and malignant forms of segmented ROI clusters with the aid of an artificial neural network (ANN). The results of this work show a high accuracy of 93% and an improvement of sensitivity of 95%, which shows that the presented solution can be reliably applied to detect breast cancer.

Keywords: Texture analysis, fuzzy logic, Gabor filtering, artificial neural network (ANN), decision tree classification.

DOI: 00.00000/0000

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ چاپ مقاله: ۱۴۰۲/۰۶/۲۲

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۰۴/۲۷

تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۲/۰۳/۰۵

برای استخراج ویژگی‌های بافتی و شدت نور در دو تصویر کم انرژی و پرنرژی.

۱- مقدمه

روش تصویربرداری ماموگرافی توسط اشعه X یکی از رایج‌ترین روش‌های مورد استفاده رادیولوژیست‌ها برای تشخیص و غربالگری سرطان سینه و تعیین وجود توده‌های سرطانی و کیست‌ها است. با این حال تفسیر تصاویر ماموگرافی دشوار است و طبق آمار مرکز ملی سرطان در آمریکا، ۱۰ تا ۳۰ درصد توده‌های موجود در سینه توسط رادیولوژیست قابل مشاهده نیستند [۵]. توده‌ها و ذرات میکروکلسیفیکیشن که ذرات بسیار کوچک هستند، از نشانه‌ها و علائم سرطان در تصاویر ماموگرافی هستند و تشخیص درست این علائم بسیار سخت و دشوار است. به‌طور کلی توده‌ها به دو دسته ی خوش‌خیم و بدخیم طبقه بندی می‌شوند، که هر کدام از لحاظ شکل ظاهری در تصویربرداری ویژگی‌های خاصی دارند. توده‌های خوش‌خیم بیضوی شکل، دارای لبه‌های مشخص و بدون زاویه هستند؛ در حالی که توده‌های بدخیم دارای شکل غیریکنواخت و غیرمنظم، لبه‌های نامشخص، زاویه‌دار و غالباً شبیه چمکه یا لوبولار^۱ هستند [۶].

چندین مقاله، روش‌های کامپیوتری را برای تشخیص ناهنجاری‌ها در ماموگرافی ارائه کرده‌اند، نقش کلیدی در تشخیص زودهنگام سرطان پستان را ایفا می‌کنند و بنابراین به کاهش میزان مرگ و میر ناشی از پاتولوژی‌های پستان به نحوی مقرون به صرفه کمک می‌کنند [۷]. چنین روش‌هایی به عنوان سیستم تشخیص به کمک کامپیوتری (CAD) شناخته می‌شوند و ممکن است به رادیولوژیست کمک‌های قابل اعتماد در ارزیابی تصاویر ماموگرافی ارائه دهند [۸ و ۹].

اگر یک پزشک باید مجموعه‌ای از ماموگرام‌های متعدد را بررسی کند، ظرفیت ارزیابی بصری آن بسیار کاهش می‌یابد. در نتیجه، تشخیص کامپیوتری (CAD) در حال توسعه است تا روند تشخیصی را برای رادیولوژی‌ها آسان‌تر کند و از خطای انسانی به دور است [۱۰ و ۱۱]. توابع استاندارد سیستم‌های CAD شامل تقسیم‌بندی [۱۲-۱۴]، استخراج ویژگی [۱۵-۱۶] و طبقه‌بندی [۱۱، ۱۷-۱۸] برای تعیین اینکه آیا ضایعات وجود دارد می‌باشد.

هدف اصلی سیستم CAD این است که مناطق مشکوک به پارنچیمی پایه را تشخیص دهد و این اطمینان را می‌دهد که ماموگرافی را می‌توان بدون تفکیک تصویر، به مناطق مختلف و مناطق

سرطان سینه، تومور بدخیمی است که از سلول‌های پستان شروع به رشد می‌کند. یک تومور بدخیم، توده‌ای از سلول‌های سرطانی هستند که می‌توانند به بافت‌های مجاور رفته و یا در کل بدن پخش می‌شوند. این بیماری اغلب در زنان مشاهده می‌شود، اما به ندرت مردان نیز دچار آن می‌شوند [۳ و ۱]. در بین هر هشت زن، یک نفر به سرطان پستان مبتلا می‌شود و مهم‌ترین عامل مرگ زنان ۴۰ تا ۴۴ سال ناشی از سرطان است [۲]. از این رو تشخیص و درمان آن دارای اهمیت بسیاری است. از سال ۱۹۹۰ نرخ مرگ زنان ناشی از سرطان پستان کاهش یافته که از دلایل آن می‌توان تشخیص به هنگام سرطان پستان با استفاده از ماموگرافی و سایر روش‌های تشخیصی و همچنین افزایش آگاهی خانم‌ها را نام برد [۱].

در حال حاضر ماموگرافی به عنوان موثرترین راه تصویربرداری در تشخیص سرطان سینه مطرح است که با توجه به آشکارساز مورد استفاده جهت تصویربرداری، به دونه‌های کلی ماموگرافی فیلم و ماموگرافی دیجیتال تقسیم می‌شود. ماموگرافی دیجیتال که از یک آشکارساز دیجیتال برای ثبت پرتوهای عبوری استفاده می‌کند، با بهینه کردن هر سه مرحله تصویربرداری، پردازش تصویر و نمایش تصویر، امکان تشخیص دقیق‌تر سرطان پستان، به خصوص در مراحل اولیه آن را فراهم ساخته است [۴]. ماموگرافی دیجیتال نسبت به ماموگرافی فیلم دارای مزایای بسیاری است که موجب توسعه بسیار سریع این روش به خصوص در کشورهای توسعه یافته شده است؛ برای مثال امروزه در کشوری مثل آلمان حدود ۸۸ درصد سیستم‌های ماموگرافی از نوع دیجیتال می‌باشند. در ادامه برخی از این مزایا به اختصار آمده است: ۱- وضوح بالا و افزایش کیفیت آشکارساز که می‌تواند موجب کاهش نویز عامل بیماری و کاهش نویز آماری تصویر شود. ۲- امکان اعمال تکنیک‌های پردازش تصویر و آماده‌سازی موضوع مورد مطالعه برای تشخیص بهتر پزشک معالج بدون کاهش در وضوح تصویر در مقایسه با اسکن فیلم ماموگرافی. ۳- امکان حذف نویز و الگوهای ثابت در تصویر با استفاده از به کارگیری انجام اصلاحات لازم مانند تصحیح یکنواختی و حذف برخی از عوامل اصلی نویز مانند عدم یکنواختی در ساختار ریزدانه‌های فیلم ماموگرافی. ۴- امکان اعمال تکنیک‌های مختلف تصویربرداری

¹ Lobular



گسسته مورد علاقه، بخش‌بندی کرد، که در نتیجه می‌توان توده‌های بالقوه مشکوک به سرطان را شناسایی کند. نقص‌هایی که باعث تغییر در طول، شکل و لبه‌ها می‌شود، زمانی که با ضایعات قابل مشاهده، مانند ضخامت، عدم تقارن و میکروکلسیفیکیشن در هم آمیخته می‌شوند، نشانگر معتبر برای توده‌های بدخیم هستند. بنابراین بخش‌بندی تصویر ضروری است تا اطمینان حاصل شود که سیستم تشخیص و طبقه‌بندی حساس و دقیق برای کل تصویر درست اجرا شده است.

پیش‌پردازش تصویر برای تشخیص هرگونه ناهنجاری در تصاویر پزشکی ضروری است. از آنجا که اکثر تصاویر پزشکی ضعیف هستند، کار تشخیص بدون بهبود درخشندگی این تصاویر پیچیده می‌شود. تصاویر ماموگرافی برای تشخیص حضور توده‌های پستان، توده‌ها، ضایعات یا هر گونه بافت غیرطبیعی در پستان به منظور تشخیص سرطان پستان در مراحل اولیه استفاده می‌شود. افزایش درخشندگی برای بهبود وضوح بصری تصاویر ماموگرافی الزامی است. معمولا رادیولوژیست‌ها تلاش می‌کنند تا از پیشرفت سرطان به مراحل بعدی جلوگیری شود و از همان ابتدا توده‌های سرطانی را شناسایی کنند. در این کار برای بخش پیش‌پردازش برای افزایش درخشندگی تصاویر از روش افزایش وضوح [۱۹] و برای بهبود کیفیت تصویر پیش‌پردازش از روش اصلاح کیفیت تصویر فازی [۲۰] استفاده می‌شود.

۱-۱- نوآوری

در تصاویر ماموگرافی، ذرات بسیار ریز میکروکلسیفیکیشن معمولا به صورت ذرات نویزی مشاهده شده و توده‌ها دارای شدت روشنایی بسیار کمی هستند، که تشخیص آنها را توسط رادیولوژیست‌ها و پزشکان دشوار می‌کند. با توجه به اینکه تشخیص دقیق و به موقع توده سرطانی و انواع مختلف آن از اهمیت ویژه‌ای در سلامتی افراد جامعه برخوردار است، لذا باید به نحوی دشواری تشخیص توده‌های سرطان سینه که به طور عمده با خطاهای انسانی در دقت تشخیص نیز همراه است توسط محققین مورد توجه قرار گیرد. به همین دلیل ارائه و گسترش یک روش خودکار به کمک روش‌های پردازش تصویر و الگوریتم‌های تشخیص و همچنین بهینه‌سازی و ارتقای سیستم‌های تشخیصی موجود برای کاهش خطای انسانی و کمک به تشخیص زود هنگام و بهبود روند درمان این بیماری حائز اهمیت است. در این مقاله سعی شده یک روش خودکار و جدید برای تشخیص و استخراج توده‌های سرطان سینه با دقت بالا به‌دست یابد. در همین راستا و با توجه به اهمیت تشخیص سرطان پستان در مراحل اولیه آن و مزایای تصویربرداری دیجیتال پرتو ایکس، این پژوهش در جهت بررسی امکان جداسازی تصاویر میکروکلسیفیکیشن بافت پستان با استفاده از به‌کارگیری دو تکنیک بهبود تصاویر ماموگرافی دیجیتال و روش تخمین موارد مشکوک در پردازش تصویر و در نهایت تشخیص خوش‌خیم و بدخیم بودن خوشه‌های انتخابی، هدف گذاری شد. بهبود

تصویرها با استفاده از امکاناتی مشابه به سیستم‌های رادیولوژی دیجیتال انجام شده که به نوعی عملی بودن و دقت انجام ماموگرافی دیجیتال با استفاده از سیستم‌های رایج رادیولوژی دیجیتال، زمانی که از فیلترهای مناسب برای تولید طیف‌های مورد نیاز استفاده شود؛ نیز مورد بررسی و ارزیابی قرار گرفته است. در نهایت روش‌های مختلف پیشنهاد شده برای بخش‌بندی تصاویر ROI و انتخاب توده‌های مشکوک به میکروکلسیفیکیشن با کمک الگوریتم درخت تصمیم برای ۲۴۰ نمونه تصویر از پایگاه داده دیجیتال برای غربالگری ماموگرافی (DDSM) انجام می‌شود. بعد از استخراج ویژگی‌های بافت تصاویر بخش‌بندی شده و انتخاب‌شده برای تعیین توده و میکروکلسیفیکیشن‌های بدخیم و خوش‌خیم با روش شبکه عصبی مصنوعی تحت نرم افزار متلب انجام می‌شود.

بنابراین، در این مقاله از یک طرح ترکیب روش‌های تحلیل تصویر و طبقه تصویر به صورت نوآورانه استفاده شده که از روش‌های جدید و بهینه فازی و فیلتر گابور برای برجسته‌سازی توده‌های ریز در تصاویر ماموگرافی و طبقه بندی آنها به ترتیب بهره برده‌ایم. مشکلی که برای طبقه بندی توده‌های سرطانی در تصویر ماموگرافی معمولا وجود دارد این است که رادیولوژیست‌ها نمی‌توانند این توده‌ها را با دقت بالا ردیابی کنند و میکروکلسیفیکیشن‌ها و توده‌های ریز سرطانی را تشخیص دهند. یک دلیل اصلی را می‌توان به خطای دید انسانی مرتبط دانست. بنابراین در این مقاله با جاروب کامل تمام نواحی ROI در تصویر ماموگرافی از سینه می‌توان این توده‌های دست نیافتنی را ردیابی و برجسته کرد و برای طبقه بندی خوش‌خیم و بدخیم آماده کرد. این از جنبه‌های کاربردی این طرح پیشنهادی در مقاله به حساب می‌آید.

با توجه به مشکل جستجوی ندول‌ها و توده‌های مشکوک از تصاویر ماموگرافی، نوآوری اصلی این مقاله به شرح زیر است:

- برجسته کردن نواحی مشکوک به میکروکلسیفیکیشن با استفاده از فیلتر گابور و روش هایلایت فازی پیشنهادی.
- انتخاب گره‌های مشکوک برجسته شده با استفاده از الگوریتم درخت تصمیم.

• پوشش نواحی انتخاب شده در کل پستان و طبقه‌بندی انواع بیماری‌های خوش‌خیم و بدخیم برای تصاویر مختلف با کمک روش ANN پیشنهادی.

در ادامه، مقاله به شرح ذیل سازماندهی شده است. کارهای مرتبط در بخش ۲ نشان داده شده است. مدل بهبود طراحی ماموگرافی با استفاده از معیار انحراف فازی جدید و روش بخش‌بندی گابور و انتخاب بخش‌های مشکوک به کمک الگوریتم درخت تصمیم در جزئیات طرح پیشنهادی در بخش ۳ مورد بررسی قرار گرفته است. بخش ۴ نتایج تجربی و اعتبار سنجی را نشان می‌دهد. نتیجه گیری و کار آینده در بخش ۵ نشان داده شده است.



۲- کارهای مرتبط

در سال‌های گذشته تحقیقات گسترده‌ای برای کاهش خطا در شناسایی و تشخیص توده‌های سرطان پستان و افزایش سرعت و دقت برای کمک به رادیولوژیست‌ها انجام گرفته است. به‌طور کلی، تحقیقات انجام شده در این حوزه شامل بخش‌های انتخاب پایگاه داده‌ی مناسب که شامل تصاویر دیجیتال ماموگرافی (تصاویر بافت سالم، و بافت دارای توده‌های خوش‌خیم و بدخیم)، پیش‌پردازش تصویر، شناسایی و استخراج بخش‌هایی از بافت سینه که دارای توده‌های سرطانی است، گسترش ناحیه‌ی مکشوک به توده تا مرزهای توده‌ی آشکارسازی شده و یا بالعکس می‌باشد. در واقع، ابتدا آشکارسازی مرزهای توده و سپس تشخیص نهایی پیکسل‌های تصویر که حاوی توده سرطانی در بافت مورد نظر هستند، استخراج ویژگی‌های مختلف (مانند ویژگی‌های مورفولوژیکی، هندسی، مبتنی بر بافت، ویولت و ...) از توده، و در نهایت انجام طبقه‌بندی نهایی ویژگی‌های استخراج شده برای تعیین نوع توده‌های سرطانی (خوش‌خیم یا بدخیم) توسط الگوریتم‌های هوشمند می‌باشند. در ادامه‌ی این بخش به معرفی برخی از مهمترین تحقیقات انجام شده در این حوزه اشاره شده است.

سرطان پستان یکی از علل عمده مرگ برای زنان است. مطالعات اخیر نشان داده شده که بهترین روش پیشگیری از سرطان، غربالگری معمول تصاویر ماموگرافی و درمان‌های سریع است. ماموگرافی اشعه ایکس یک روش تشخیصی اولیه است و رمز بهبود، آگاهی زود هنگام برای معاینه سرطان پستان است. درخشندگی خوب و گاهی اوقات بسیار آرام از بافت‌های غدد لنفاوی سالم و ناسالم برای رادیولوژیست‌ها و متخصصین داخلی جهت کمک به درمان آنها ارائه شده است. در [۲۱] یک رویکرد جدید در تشخیص ماموگرام‌ها با وزندهی در سرطان پستان ارائه شده است. برای تقسیم‌بندی و خوشه‌بندی ناهنجاری‌های موجود به صورت توده و میکروکلسیفیکیشن، مطالعه پیشنهادی از اپراتورهای مورفولوژیکی به وضوح استفاده می‌شود. یافته‌های این کار نشان می‌دهد که بخش عمده‌ای از اختلالات شناسایی شده برای نقاط دیگر با شدت خاکستری پایین‌تر حذف می‌شود و به‌عنوان توده لحاظ نمی‌شوند. با این حال، مناطق دیگری نیز با همان بافت وجود دارد که جز توده حساب می‌شود. از سوی دیگر، مناطق خاصی (ROI) دیگر با بافت‌های مشابه به تدریج از تصویر برای مقادیر زمینه خاکستری بالاتر ناپدید می‌شوند. بنابراین، ارزش مناسب سطح مرجع خاکستری مورد نیاز است تا اطمینان حاصل شود که مناطق مظنون به طور موثر تقسیم و استخراج شوند در حالی که به سادگی و کارآمد طبقه بندی می‌شوند، از این طریق جلوگیری از استخراج مناطق غیرمرتبط با بافت‌های یکسان به حداقل می‌رسد. ارزش مطلوب نقطه مرجع خاکستری در این روش نشان داده شده است که در رابطه با اندازه

تصویر کلی به عنوان یک نتیجه از تکامل خطای نسبی محاسبه شود. با این حال، این امر نمی‌تواند گزینه‌ای مناسب برای کمک به تشخیص پزشکی باشد، زیرا مناطق حساس و مشکوک در کنار مناطق غیرمرتبط می‌توانند به عنوان مناطق غیرمرتبط نادیده گرفته شوند و بنابراین از مراحل بعدی تشخیص میکروکلسیفیکیشن صرف نظر شود و از به حساب آوردن آنها به منطقه پاتولوژیک بالقوه محروم شوند. الگوریتم برنامه‌ریزی شده تنها با تغییر نقطه مرجع خاکستری به یک مقدار آستانه الگوریتم دیگر، محاسبات قابل اعتماد و مقیاس‌پذیر را امکان‌پذیر می‌کند.

در [۲۲]، یک روش تقویت تصویر ماموگرافی برای تفسیر بصری توده‌های پستان با استفاده از اندازه‌گیری واگرایی فازی تطبیقی تحت نظارت هذلولی پیشنهاد شده است. طرح پیشنهادی برای افزایش رشد ناخوشایند و غیرطبیعی سلول‌هایی مانند توده‌های پستان، بافت‌های ناهنجاری، گره‌ها و توده‌ها در تصاویر ماموگرافی، بهبود می‌یابد. در مرحله اول، یک تصویر مکمل از ماموگرافی منبع برای جدا کردن ناحیه شیء و پس‌زمینه تولید شده است. پس از آن، هر دو تصویر منبع و پس‌زمینه به مجموعه فازی (IFS) به طور منظم تحت نظارت هذلولی^۲ (HR) تصویربرداری می‌شوند. یک معیار انحراف فازی مبتنی بر آنتروپی جدید، با استفاده از تابع هیبربولیک برای اصلاح عضویت در این کار طراحی شده است. علاوه بر این، تابع فاصله اصلاح ابهام فازی از بردارهای نمره تردید از هر دو تصویر منبع و مکمل به دست آمده است. Werner's AND-OR در هر دو آنها برای تولید تابع عضویت اصلاح شده استفاده شده است. در نهایت، با بهبود کیفیت ماموگرام با افزایش توده‌های پستان بهبود یافته از طریق فرآیند دیفازیسازی حاصل می‌شود.

در [۲۳]، یک روش کامپیوتری برای تقسیم‌بندی میکروکلسیفیکیشن‌ها در ماموگرام ارائه می‌شود. این باعث می‌شود از تحولات مورفولوژیکی در دو بخش استفاده شود. بخش اول میکروکلسیفیکیشن‌ها را از نظر مورفولوژیک تشخیص می‌دهد، بنابراین اجازه می‌دهد تا محدوده تقریبی وقوع آنها تعیین شود، درخشندگی بهبود می‌یابد و نویز در ماموگرام‌ها کاهش می‌یابد. در بخش دوم، تقسیم‌بندی آبخیزداری^۳ از میکروکلسیفیکیشن‌ها انجام می‌شود. این مطالعه بر روی مجموعه آزمایشی حاوی ۲۰۰ تصویر ۵۱۲ × ۵۱۲ پیکسل، که از ماموگرافی از پایگاه داده دیجیتال برای غربالگری ماموگرافی (DDSM) گرفته شده است، از جمله ۱۰۰ مورد ضایعات بدخیم و ۱۰۰ مورد ضایعات خوش‌خیم انجام شده است. آزمایشات به طور متوسط مقادیر شاخص‌های اندازه‌گیری شده را به دست آورد: ۸۰٪/۵ (شاخص شباهت)، ۷۵٪/۷ (کسر همپوشانی)، ۸۰٪/۸ (ارزش همپوشانی) و ۱۹٪/۸ (کسر اضافی). میانگین زمان اجرای تمام مراحل روش‌های مورد استفاده برای ROI در حدود ۸۳ ثانیه است.

3- watershed

1 - Intuitionistic Fuzzy Set

2- Hyperbolic Regularization



در [۲۴]، نویسندگان یک مدل باینری خودکار برای تشخیص بافتی در ماموگرام‌های دیجیتال را، به عنوان ابزار پشتیبانی برای رادیولوژیست‌ها، پیشنهاد می‌کنند. برای هر ROI، ویژگی‌های بافتی بر روی تجزیه موجک‌های HAAR و همچنین نقاط مورد علاقه و گوشه‌های شناسایی شده با استفاده از ویژگی‌های سریع قوی^۱ و حداقل الگوریتم شناسایی می‌شود. سپس یک طبقه بندی باینری جنگل تصادفی بر روی یک زیر مجموعه از ویژگی‌های انتخاب شده توسط دو نوع مختلف از روش‌های انتخاب ویژگی‌های مختلف مانند فیلتر و روش‌های جاسازی شده آموزش دیده است. مدل پیشنهادی، در ۲۶۰ ROIs استخراج شده از ماموگرام‌های دیجیتال پایگاه داده عمومی BCDDR آزمایش شده است. بهترین عملکرد پیش‌بینی برای مشکلات طبیعی / غیرطبیعی و خوش‌خیم / بدخیم به ترتیب مقدار متوسط AUC از ۰.۹۸/۰.۱۶ و ۰.۹۲/۰.۰۸ و دقت ۰.۹۷/۰.۳۱ و ۰.۸۸.۴۶٪ می‌رسد.

از آنجایی که رادیولوژیست‌ها به طور گسترده‌ای از میکروکلسیفیکیشن‌های ماموگرافی به عنوان ابزار اولیه برای غربالگری سرطان پستان استفاده می‌کنند، تشخیص دقیق میکروکلسیفیکیشن‌ها یک مرحله اجتناب‌ناپذیر برای توسعه یک سیستم تشخیص موثر است. مقاله [۲۵] یک روش تبدیل موجک ثابت (SWT) را برای تشخیص و طبقه بندی میکروکلسیفیکیشن‌های پستان ارائه می‌دهد. برای تشخیص مناطق مشکوک در ماموگرافی، SWT در سطوح مختلف برای هدف تجزیه و انرژی موجک ثابت (SWE) برای استخراج ویژگی از هر کدام از ضریب SWT به دست آمده اجرا شد. چهار روش گروه‌های مختلف برای طبقه بندی میکروکلسیفیکیشن‌ها به عنوان خوش‌خیم یا بدخیم با استفاده از این ویژگی‌های SWE، با انجام ۱۰ بار اعتبار سنجی متقابل استفاده شد.

با هدف ارزیابی عملکرد تشخیصی با استفاده از شبکه‌های عصبی^۲ (DCNNS) در طبقه‌بندی میکروکلسیفیکیشن پستان در ماموگرام غربالگری در [۲۶] انجام شد. برای این منظور، ۱۵۷۹ تصویر ماموگرافی از بیماران مبتلا به میکروکلسیفیکیشن مشکوک در ماموگرافی غربالگری بین ماه‌های ژوئیه ۲۰۰۷ تا دسامبر ۲۰۱۹ جمع‌آوری شد. پنج مدل DCNN پیش از آن برای طبقه‌بندی میکروکلسیفیکیشن‌ها به عنوان بدخیم یا خوش‌خیم استفاده شد. تقریباً یک میلیون عکس از پایگاه داده ImageNet برای آموزش پنج مدل DCNN استفاده شده است. در اینجا، ۱۱۲۱ تصویر ماموگرافی برای تنظیم مدل فردی، ۱۹۸ برای اعتبارسنجی و ۲۶۰ برای آزمایش استفاده شد. برای تایید اعتبار مدل‌های DCNN در برجسته کردن مناطق میکروکلسیفیکیشن‌ها برای تعیین کلاس نهایی، از نقشه‌برداری فعال‌سازی کلاس گرادیان^۳ استفاده شد.

دو روش جدید به نام‌های کمینه غیرخطی و به حداقل رساندن شیب^۴ برای بهبود تصاویر ماموگرام بر اساس یک طرح ماسک جدید غیر تیز^۵ در [۲۷] معرفی شد. سه روش مختلف در روش پیشنهادی ترکیب می‌شوند که شامل: الف) یک فرایند فیلتر غیرخطی برای افزایش جزئیات دقیق تصویر در یک همسایگی ۳ در ۳ محلی، ب) یک روش حداقل‌سازی گرادیان LO در سطح کلی با حفظ لبه‌های درخشندگی بالا در شرایطی که جزئیات تصویر کم درخشندگی به عنوان بافت‌های فیبر مات حذف می‌شود؛ برای به دست آوردن یک ماموگرافی جزئی‌تر از تفریق ماموگرافی صاف از ماموگرافی اصلی، استفاده می‌شود، ج) در نهایت، روش ماسک غیر تیز ترکیب جزئیات ماموگرافی فیلتر شده از طریق فیلتر غیرخطی، با استفاده از اپراتورهای PLIP که هر دو ویژگی‌های Weber's law و ویژگی‌های اشباع سیستم بصری انسان را برآورده می‌کند، انجام می‌دهد. یک طرح تجزیه مبتنی بر HVS برای تجزیه و تحلیل و تجسم مناطق بدخیم در ماموگرافی پیشرفته استفاده می‌شود. ترتیب متمایز اپراتورهای Plip در چارچوب پیشنهادی، منجر به دو روش NLUM Gminauto و NLUM0Gmin می‌شود که از روش NLUM و سایر روش‌های موجود برای افزایش ماموگرام استفاده می‌کند. با بررسی نتایج نشان داده شد که طرح پیشنهادی NLUMLOGmin در شناسایی توده‌های سرطانی و کلسیفیکیشن‌ها در ماموگرام‌های اشعه ایکس متراکم، برای کمک به پزشکان در تشخیص سرطان بهتر با بهبود زندگی بیماران بی‌شماری با سرطان، قوی و موثر است.

در [۲۸] بررسی همبستگی بین یافته‌های الاستوگرافی موج برشی دو بعدی^۶ (2D-SWE) و نتایج هیستوتوپاتولوژیک تجسم میکروکلسیفیکیشن‌ها (MCS) با استفاده از اولتراسونوگرافی (USG) انجام شد. پنجاه نفر با MCS مشکوک بدون جرم همراه، ارزیابی شدند. آنها قبل از بیوپسی Tru-Cut با USG و 2D-SWE تحت نظر قرار گرفتند. مقادیر SWE و ویژگی‌های هیستوتوپاتولوژیک از نظر آماری مقایسه شد. متغیرهای بین گروه‌ها با استفاده از آزمون Mann Whitney U مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. در نتیجه، SWE یک روش مفید در عمل بالینی برای مشخص کردن MCS است که می‌تواند با USG تجسم شود.

۳- مدل پیشنهادی

هدف اصلی روش پیشنهادی، جستجوی توده‌ها و میکروکلسیفیکیشن از بخش‌های مختلف تصویر ماموگرام و سپس طبقه‌بندی توده‌های موجود در ماموگرافی به خوش‌خیم یا بدخیم با استفاده از روش استخراج ویژگی‌های تقویت کننده اطلاعات آماری محلی^۷ (LOSIB) و ماتریس همزمانی سطح خاکستری^۸ (GLCM) است. تصاویر ماموگرافی

⁵ Unsharp

⁶ two-dimensional shear-wave elastography

⁷ Local Oriented Statistics Information Booster

⁸ Gray-Level Co-Occurrence Matrix

¹ Speeded Up Robust Feature (SURF)

² deep convolutional neural network

³ Gradient-weighted class activation mapping (Grad-Cam)

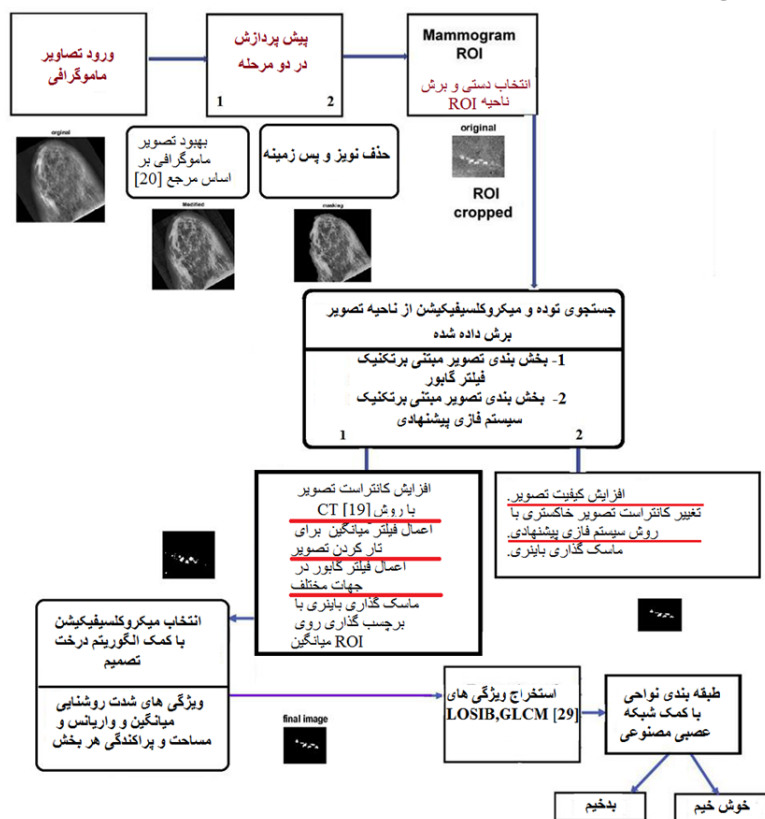
⁴ nonlinear UM and L0 Gradient Minimization, NLUM GMIN



۳-۱- روش های پیش پردازش

در این قسمت دو عمل پیش پردازش تصویر انجام می شود که شامل بهبود کیفیت تصویر با کمک روش فازی [۲۰] و حذف پس زمینه و نویز تصاویر ماموگرافی شامل شماره ها و اطلاعات بیمار و غیره می باشد. در مرحله بهبود کیفیت تصویر یک اصلاح جدید از روش یکسان سازی هیستوگرام پویا، حفظ روشنایی را برای بهبود توانایی حفظ روشنایی و افزایش درخشندگی و در عین حال کاهش پیچیدگی محاسباتی آن پیشنهاد می کند. روش اصلاح شده، به نام $^{1}BPDFHE$ می باشد که حفظ روشنایی پویا، از آمار فازی تصاویر دیجیتال برای نمایش و پردازش آنها استفاده می کند. بازنمایی و پردازش تصاویر در حوزه فازی این روش را قادر می سازد تا نادقیق بودن مقادیر سطح خاکستری را به روشی بهتر مدیریت کند و در نتیجه عملکرد بهتری داشته باشد. زمان اجرا به اندازه تصویر و ماهیت هیستوگرام بستگی دارد [۲۰]. در مرحله دوم پیش پردازش برای حذف پس زمینه از یک روش ماسک گذاری باینری و بخش بندی تصویر استفاده شده و سپس بخش با مساحت بزرگتر به عنوان قسمت تصویر پستان برای استفاده در مراحل بعد برجسته شده و بقیه بخش ها از تصویر اصلی حذف می شوند. شکل ۲ نتایج پیش پردازش برای مراحل اول و دوم به ترتیب در شکل ۲-ب و ۲-ج نمایش داده شده است.

برای کار پیشنهادی از پایگاه داده دیجیتال برای غربالگری ماموگرافی (DDSM) که پایگاه داده عمومی در دسترس است، جمع آوری شده است. کار پیشنهادی در محیط MATLAB 2017b بر روی کامپیوتری با پردازنده Core i5 اینتل با CPU 2.67 گیگاهرتز و ۴ گیگابایت رم تست شده است. پایگاه داده DDSM شامل تصاویری است که تقریباً از ۲۵۰ بیمار گرفته شده است. از هر بیمار، دو تصویر، هر کدام از سینه چپ و سینه راست از هر دو نمای کرانیو کدال (CC) و نمای MLO گرفته می شود. از بین این تصاویر ۱۲۵ تصویر با توده های خوش خیم و ۱۲۵ تصویر با توده های بدخیم برای این کار گرفته شده است. بلوک دیاگرام روش پیشنهادی در شکل ۱ نشان داده شده است. روش استخراج ویژگی روش پیشنهادی شامل مراحل زیر است: (الف) پیش پردازش برای بهبود تصویر و تفریق نویز و پس زمینه. (ب) استخراج ROI برای برش ناحیه توده و میکروکلسیفیکیشن. (ج) تجزیه و تحلیل ROI بر اساس دو روش پیشنهادی برای بخش بندی توده ها و میکروکلسیفیکیشن برای بخش ROI. (د) انتخاب بخش های مشکوک به توده و میکروکلسیفیکیشن با کمک الگوریتم درخت تصمیم. (ه) استخراج ویژگی های $^{2}GLCM$ ، $^{2}LOSIB$ از تصاویر برجسته و ماسک گذاری شده. (ی) طبقه بندی ROI نهایی به خوش خیم یا بدخیم. برای طبقه بندی ROI، شبکه عصبی فیدفوروارد استفاده شده است. در نهایت، نتایج به دست آمده توسط این طبقه بندی، با سایر کارها از نظر دقت و حساسیت مقایسه می شوند.



شکل ۱: بلوک دیاگرام روش استخراج ویژگی پیشنهادی.



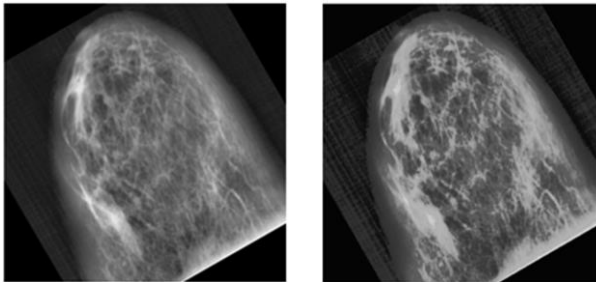
بعد به کمک یک ماسک گذاری باینری و آستانه گذاری از میانگین ماتریس خاکستری منطقه ROI با ابعاد $m \times n$ ، نواحی هدف شامل نواقص و میکروکلسیفیکیشن و توده‌ها برجسب گذاری و پیدا می‌شوند.

• روش افزایش وضوح پیشنهادی

هنگام افزایش درخشندگی تصاویر پزشکی توموگرافی کامپیوتری (CT)، دو عامل برای تکمیل کار باید در نظر گرفته شود، که شامل سرعت و کارایی است. روش پیشنهادی این دو عامل را با ارائه یک پردازش سریع با نتایج موثر در نظر می‌گیرد. این روش در حوزه فضایی مورد استفاده قرار گرفته است. علاوه بر این، به جای پردازش پیکسل به پیکسل تصویر، مستقیماً روی کل تصویر اعمال شده است. نرمال سازی تصویر بر اساس اندازه آن به صورت زیر انجام می‌شود: ابتدا اندازه تصویر پردازش شده تعیین می‌شود. سپس متغیر بهره (K) با استفاده از معادله زیر محاسبه می‌شود [۱۹]:

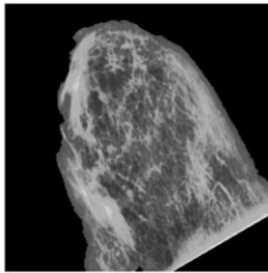
$$K = \sum_{i=1}^i \sum_{j=1}^j x(i, j) \quad (1)$$

که تصویر کاهش یافته است. رابطه (۱) مقادیر پیکسل‌ها را جمع می‌کند و آنها را بر اندازه تصویر نشان داده شده با (m) و (n) تقسیم می‌کند. در نهایت، تصویر با استفاده از (۲) زیر بهبود می‌یابد [۱۹]:



ب: اصلی

الف: اصلاح شده



ج: پوشش داده شده

شکل ۲: نتایج مراحل پیش پردازش.

۲-۳- جستجو توده یا میکروکلسیفیکیشن از تصویر برش داده شده

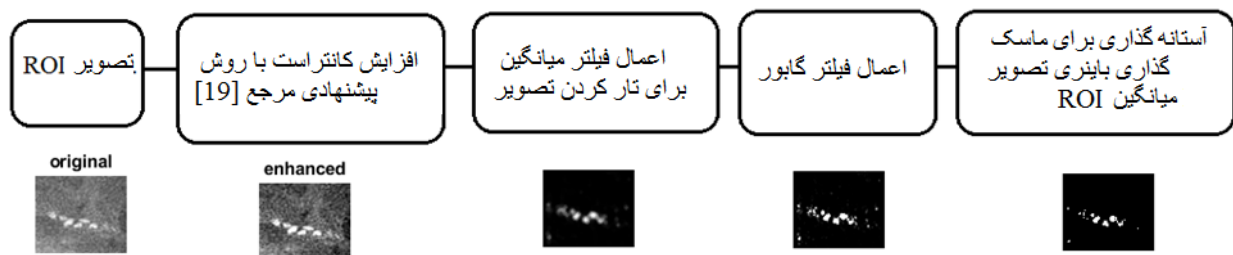
در این قسمت ابتدا بخشی استاندارد از تصویر را به صورت دستی برش می‌دهیم و برای مرحله کنونی آماده می‌کنیم. برای پیدا کردن میکروکلسیفیکیشن‌ها، نواحی برش داده تصویر به عنوان ROI دقت تشخیص را بالا می‌برد. بنابراین در این بخش تلاش می‌شود از برش‌های استاندارد برای شناسایی استفاده شود. در این کار، دو روش ردیابی توده از تصاویر ROI پیشنهاد شده است که در ادامه به تشریح و بررسی عملکرد هر یک می‌پردازیم. این روش‌ها منجر به بخش بندی اولیه نقص‌ها و توده‌ها و میکروکلسیفیکیشن از تصویر خواهد شد.

۱-۲-۳- روش بخش بندی با فیلتر گابور

این روش پیشنهاد شده در مقایسه با روش دیگر از سرعت عمل بالایی برخوردار می‌باشد. منبای عملکرد روش پیشنهادی بررسی تصویر ROI از نظر وجود ناملایمت‌ها و تغییرات ناگهانی بافتی در تصویر مورد نظر می‌باشد که با کمک فیلتر گابور در محدوده فرکانسی ۳ در جهات مختلف شامل زوایای مختلف ۰ و ۳۰ و ۴۵ و ۶۰ و ۹۰ و ۱۲۰ و ۱۳۵ و ۱۵۰ و ۱۸۰ درجه بررسی و طبق کد زیر محاسبه می‌شود. با این روش پیشنهادی قادر است برای نواحی مختلف از تصویر که تمایز خاصی از خود در مقابل نواحی همسایگی نشان می‌دهد، برجسته سازی تصویر انجام داده و آن را به عنوان یک منطقه مشکوک به میکروکلسیفیکیشن در نظر بگیرد.

```
for orientation [180 150 135 120 90 60 45 30 0]=
    wavelength = 3;
    [mag,phase] = imgaborfilt(img,wavelength,orientation);
    mas = mas.*mag;
end
```

شکل ۳ نمودار بلوک دیاگرام روش پیشنهادی را برای تصویر ROI برای یک نمونه نمایش داده است. در ابتدا تصویر برش داده شده تحت یک روش بهبود درخشندگی پیشنهادی اصلاح می‌شود که در ادامه روند آن در بخش ۱-۲-۳ شرح داده شده است. سپس از تصویر خروجی با کمک روش فیلترینگ میانگین و گابور در جهات مختلف تعریف شده نواحی متمایز تصویر ROI برجسته می‌شود. در مرحله



شکل ۳: بلوک دیاگرام طرح پیشنهادی روش بخش بندی با فیلتر گابور.

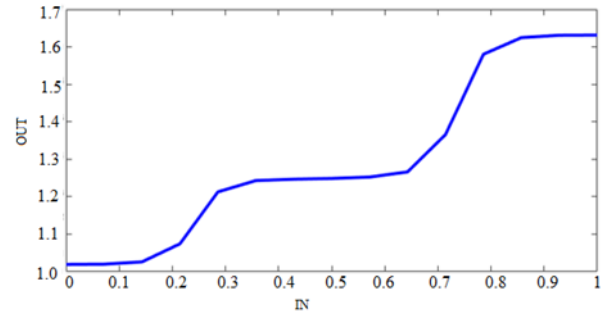


پیکسل‌های مشکوک به نقص که دارای شدت نور بیشتری و متمایز از ROI هستند را برجسته نماید. در این روش به دلیل بررسی پیکسلی نواحی مختلف ROI، زمان بیشتری نسبت به روش قبل مصرف می‌کند اما در زمینه شناسایی مناطق توده و میکروکلسیفیکیشن و تعیین مرزهای آنها دقت بسیار بیشتری دارد.

شکل ۶ سیستم فازی پیشنهادی متشکل از توابع عضویت ورودی‌ها و مشخصه ورودی و خروجی سیستم بر اساس قوانین تعریف شده برای این سیستم که با کمک آموزش سیستم فازی تاکاگی سوگنو معرفی شده، نمایش می‌دهد. بر اساس این روش پیشنهادی، پیکسل‌های با شدت نور بیشتر در مقایسه با نواحی همسایه در منطقه ROI دارای احتمال بیشتر برای وجود میکروکلسیفیکیشن و توده خواهند بود. عملیات پیشنهادی در این بخش بر روی تصویر اصلی با نرمالسازی شدت نور پیکسل‌ها در منطقه ROI ارائه شده است. شکل ۷ تصاویر و مراحل اجرای طرح پیشنهادی بررسی و نمایش شده است.

۳-۳- انتخاب نواحی مشکوک به میکروکلسیفیکیشن با کمک الگوریتم درخت تصمیم

بعد از بخش‌بندی نواحی مختلف تصویر ROI و ماسک‌گذاری باینری، بایستی برای هر بخش برجسته شده برچسب‌گذاری شود و در این کار با کمک یک سیستم آموزش دیده الگوریتم درخت تصمیم به‌عنوان سیستم یادگیری ماشینی، بخش‌های مشکوک به توده و میکروکلسیفیکیشن انتخاب می‌شود و نواحی غیر مشکوک به رنگ پس‌زمینه ماسک‌گذاری می‌شود. در این مرحله از ۴ ویژگی هر بخش شامل شدت نور، واریانس و مساحت و پراکندگی برای طبقه بندی نواحی مختلف استفاده شده است. در شکل ۸ برای چند نمونه تصویر عملیات جستجو و انتخاب با کمک ایده پیشنهادی نشان داده شده است. در این مورد با کمک دو روش بخش‌بندی پیشنهادی و انتخاب نواحی مشکوک با روش الگوریتم درخت تصمیم، نتایج بررسی و نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود روش فازی پیشنهادی در مقایسه با فیلترینگ گابور عملکرد بهتری را از خود نشان داده است ولی برای کارهای با سرعت بالاتر می‌بایست از تکنیک گابور با دقت کمتر بهره برد.



شکل ۴: مشخصه سیستم فازی پیشنهادی

$$EI = \frac{[x - \min(x)] \times e^k}{[\max(x) - \min(x)]} \quad (2)$$

که (x) تصویر کاهش یافته، (max, min) مقادیر حداقل و حداکثر پیکسل تصویر پردازش شده، (K) متغیر بهبود، و (EI) تصویر بهبود یافته درخشندگی است. در این مقاله برای بهبود عملکرد افزایش درخشندگی از یک روش فازی نوع ممدانی برای جایگزینی تابع نمایی e^k استفاده شده است. برای این بخش برای بهره بهبود جهت مقادیر پیکسل‌های مختلف تصویر ROI از مشخصه شکل ۴ تعریف شده از توابع عضویت زنگوله‌ای بهره می‌برد. بر این اساس (۳) به رابطه زیر اصلاح می‌شود:

$$EL = \frac{[x - \min(x)] \times \text{contrastfis}(k)}{[\max(x) - \min(x)]} \quad (3)$$

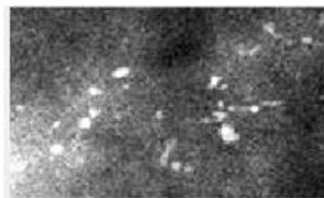
شکل ۵ نتایج اصلاح پیشنهاد شده برای یک نمونه تصویر ماموگرافی برای بهبود درخشندگی تصویر را برای روش [۱۹] و بهبود یافته فازی به ترتیب در شکل ۵ ب و ج نمایش داده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود میزان وضوح تصویر با روش پیشنهادی بهبود بیشتری خواهد یافت.

۳-۲-۲- روش بخش بندی با سیستم فازی پیشنهادی

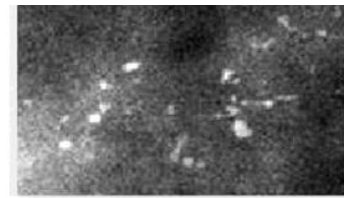
به منظور ارائه یک روش با دقت بیشتر که قادر باشد نقاط مشکوک به میکروکلسیفیکیشن را شناسایی کند، با کمک روش منطق فازی نوع تاکاگی سوگنو پیشنهاد شده است. مبنای عملکرد این طرح پیشنهادی این است که با تعیین میانگین تصویر خاکستری منطقه ROI سیستم فازی یک آستانه‌گذاری برای بخش‌بندی تصویر ایجاد می‌کند تا



الف



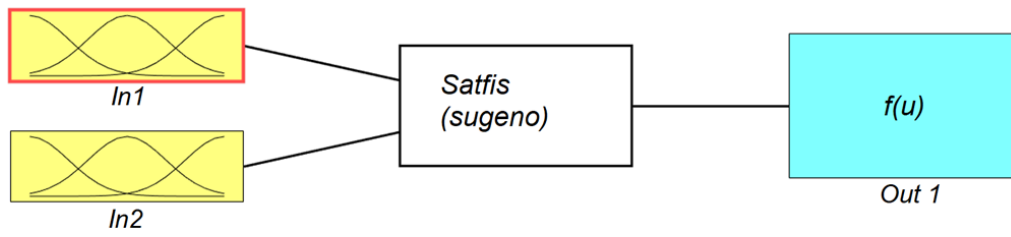
ب



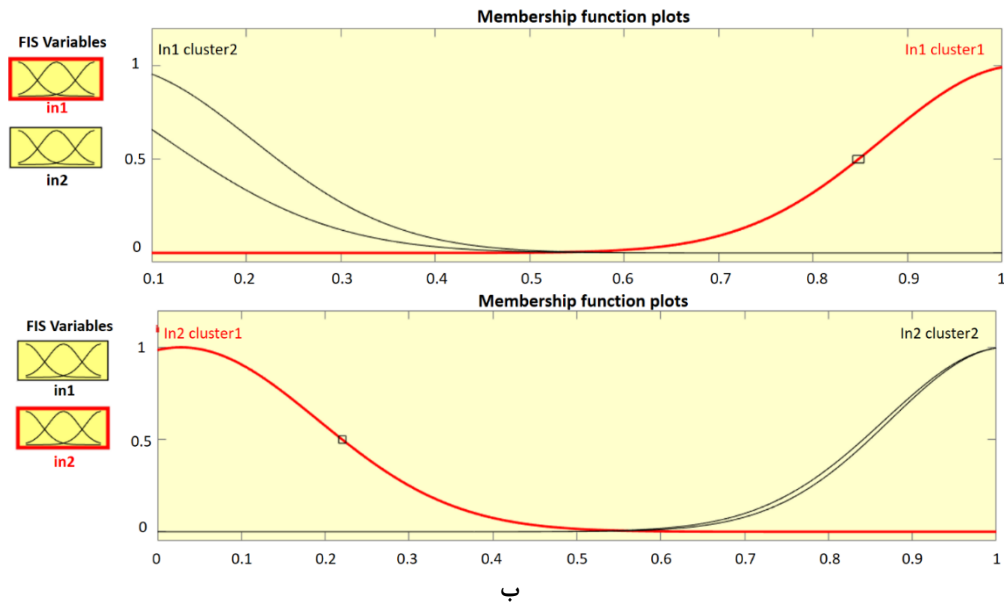
ج

شکل ۵: نتایج شبیه‌سازی و مقایسه روش افزایش درخشندگی تصویر ROI. (الف) تصویر اصلی (ب) تصویر بهبود یافته [۱۹]. (ج) تصویر بهبود یافته پیشنهادی.

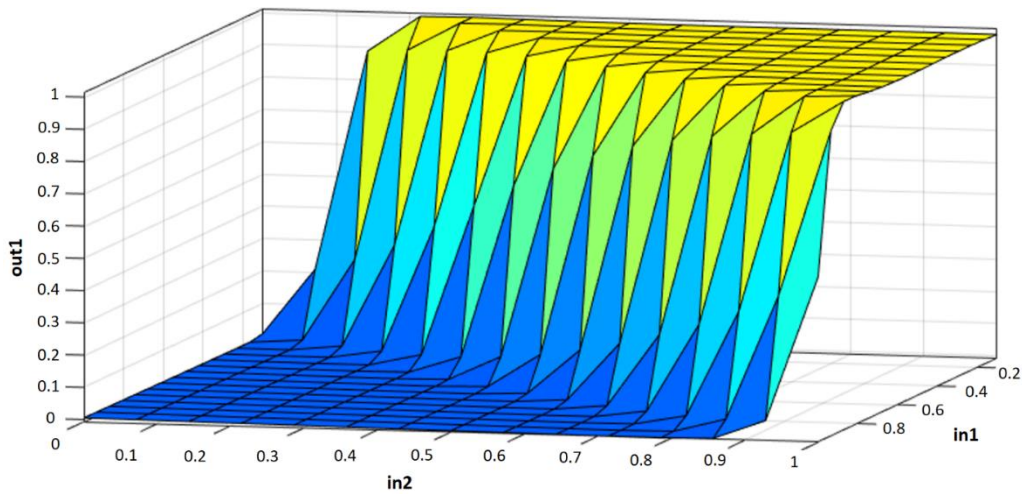




الف



ب

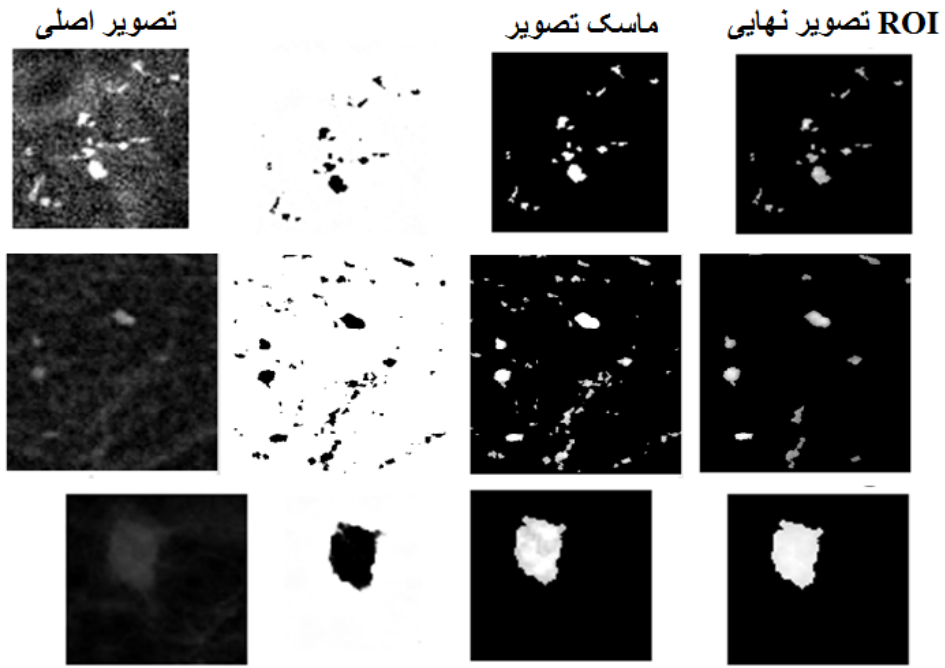


ج

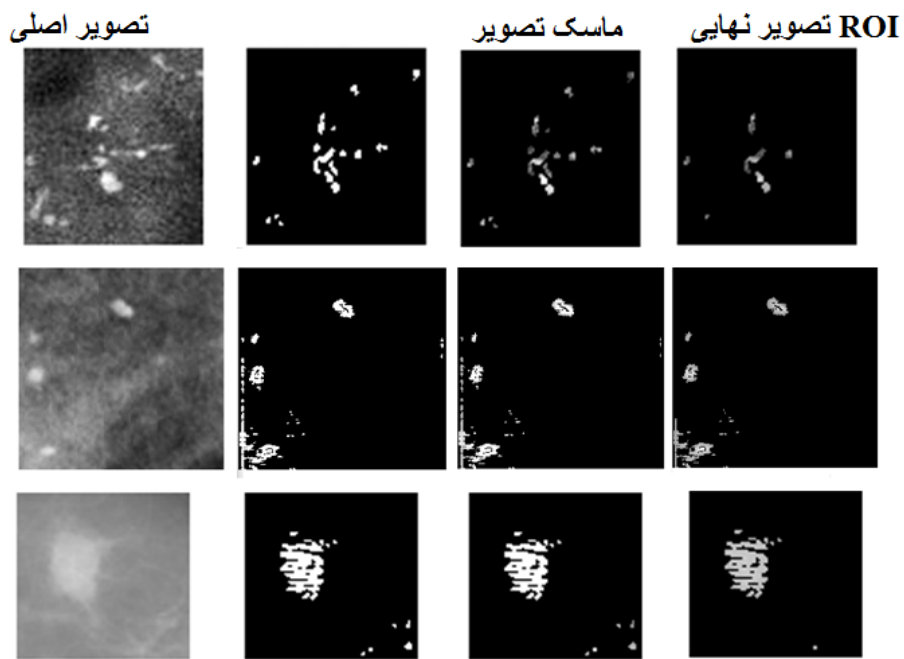
شکل ۶: سیستم فازی تاکاگی پیشنهادی الف - ساختار سیستم ب - توابع عضویت ورودی ج - مشخصه ورودی و خروجی.



شکل ۷: نمایش نتایج عملکرد سیستم فازی پیشنهادی.

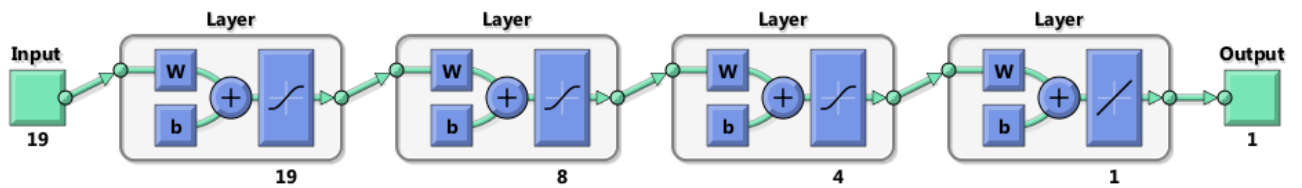


الف



ب

شکل ۸: نمایش نتایج عملکرد روش‌های پیشنهادی الف- تصاویر با روش فازی پیشنهادی ب- تصاویر با روش فیلتر گابور.



شکل ۹: نمایش سیستم شبکه عصبی پیشنهادی



۳-۴- شبکه عصبی مصنوعی

نمونه‌های تصاویر برای آموزش ۸۰٪ و برای داده‌های آزمایش ۲۰٪ انتخاب شده که در مقایسه در جدول ۱ با روش پیشنهادی ANN، محاسبه شده است. با توجه به مقایسه نتایج حاصل از جدول ۱ روش پیشنهادی برای دو روش فازی و فیلتر گابور با سایر کارها مقایسه شده است. با بررسی معیارهای دقت، حساسیت و... روش فازی توانسته به یک روش بهینه برای دقت قابل قبول برای تشخیص و طبقه بندی میکروکلسیفیکیشن‌ها ایجاد نماید.

جدول ۱. تحلیل و مقایسه روش پیشنهادی با کارهای مشابه

Methods	Ref.	Sensitivity	Specificity	Precision	Accuracy
GLCM+NBC	[37]	68.75	67.65	66.67	68.18
WG+SVM	[38]	80	85.71	86.96	82.61
SWE+Ensemble	[25]	94.12	92.48	88.89	92.11
This work	TS fuzzy	95.7	91.5	89.3	93
This work	Gabor filter	93.98	90.43	87.5	91.32

جدول ۲. مقایسه کارایی با سایر روش‌ها

Method	Accuracy
Deep features + CNN [33]	83.3
CSD CNN [34]	94.9
Grassmannian + VLAD [35]	90.5
CNN filtered by morphologic [36]	88.59
CNN [32]	90.30
This work	93

در این مقاله از دو سری ویژگی استخراج بافت شامل LOSIB^۱ و GLCM استفاده شده است. در این راستا در مجموع ۲۹ ویژگی برای هر تصویر استخراج شده که برای نمونه‌های مختلف ۱۲۵ تصویر با توده‌های بدخیم و ۱۲۵ نمونه با توده‌های خوش خیم اجرا و تحت نرم افزار متلب شبیه‌سازی شده است. تقویت‌کننده اطلاعات آماری محلی گرا^۲ یک تقویت‌کننده توصیف‌کننده بر اساس استخراج تفاوت‌های سطح خاکستری در طول چندین جهت است. به طور خاص، میانگین تفاوت‌ها در امتداد جهت‌گیری‌های خاص در نظر گرفته می‌شود. در [۲۹]، آزمایش‌هایی با استفاده از چندین توصیف‌کننده بافت کلاسیک انجام شده تا نشان دهد که نتایج طبقه‌بندی زمانی که با LOSIB ترکیب می‌شوند، بهتر از بدون آن هستند. ترکیب این توصیف‌گر ویژگی‌های بافت LOSIB با روش GLCM در این کار توانسته دقت بالاتری را برای نتایج شبیه‌سازی با روش‌های موجود در مقالات دیگر ایجاد کند. در شکل ۹ ساختار شبکه عصبی فیدفوروارد پیشنهاد شده برای ۱۹ ویژگی انتخابی از نمونه‌های قبلی نشان داده شده است. این ساختار متشکل از دو لایه مخفی مطابق شکل می‌باشد که نتایج آموزش سیستم تحت ویژگی‌های تعریف شده در بخش نتایج، آورده شده است.

۴- مقایسه نتایج

اطلاعات و معیارهای مختلف برای هر تصویر ماموگرافی در مجموعه داده‌های DDSM وجود دارد که پیشرفت بیشتری را برای ارزیابی کمی نتایج طبقه بندی فراهم می‌کند. چندین معیار ارزیابی مانند دقت^۳، صحت^۴ و حساسیت^۵ به شرح زیر محاسبه می‌شوند [۳۰ و ۳۱]:

$$Sensitivity = (TP / (TP + FN)) * 100 \quad (4)$$

$$Precision = (TP / (TP + FP)) * 100 \quad (5)$$

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} * 100 \quad (6)$$

$$specificity = \left(\frac{TN}{TN + FP} \right) * 100 \quad (7)$$

که TP مثبت واقعی را تعریف می‌کند که می‌تواند با دقت خوش‌خیم را تعیین کند. حالت TN برای منفی واقعی، که نمونه بدخیم از تصاویر بدخیم را مشخص می‌کند. FP برابر با مثبت کاذب است که نمونه را به صورت کاذب به عنوان خوش‌خیم شناسایی می‌کند. FN مخفف منفی کاذب است که بدخیم را با نمونه خوش‌خیم معرفی می‌کند.

در جدول ۱ نتایج شبیه‌سازی برای آموزش داده‌های استخراج شده از نمونه‌های مختلف برای مقادیر مختلف آزمایش و تست شده است.

۵- نتیجه

این مقاله یک طرح بهبود ماموگرافی مبتنی بر سیستم فازی جدید را برای بهبود کیفیت تصویر برای برجسته کردن توده‌های سینه، توده‌ها، ضایعات، بافت‌های بدشکلی ارائه می‌کند. طرح پیشنهادی در ابتدا یک ماموگرافی را از طریق تصویر ماکمل از پیش زمینه/پس زمینه جدا می‌کند. به دنبال آن فازی‌سازی شهودی، اندازه‌گیری، و اصلاح درجه عضویت با استفاده از عملیات میانگین‌گیری از طریق ناحیه ROI اندازه‌گیری شده از منبع و تصاویر تکمیلی انجام می‌شود. در نهایت، یک ماموگرافی بهبود یافته بصری از طریق فرآیند فازی‌سازی به دست می‌آید. ساختار و قوانین فازی پیشنهادی از تصاویر ماموگرافی با استفاده از آموزش سیستم فازی تاکاگی سوگونو به دست آمده که به دلیل ماهیت بدون پارامتر آن بر روی پیکسل‌های با شدت وضوح بالا برای مشخص نمودن شدت درخشندگی نواحی ROI تأثیر می‌گذارد. در مقایسه با روش‌های پیشرفته، طرح بهبود پیشنهادی عملکرد بهتری را با توجه به افزایش درخشندگی و بهبود کیفیت بینایی برای ماموگرافی نشان می‌دهد. همچنین در روش دیگر برای افزایش سرعت شناسایی میکروکلسیفیکیشن‌ها از روش فیلترینگ گابور برای برجسته‌سازی استفاده شده که عملکرد ضعیف‌تری از لحاظ دقت و

⁴ precision
⁵ sensitivity

¹ Local Oriented Statistics Information Booster
² LOSIB
³ accuracy



- [8] Shiraiishi J, Li Q, Appelbaum D, Doi K. Computer-aided diagnosis and artificial intelligence in clinical imaging. In: *Seminars in Nuclear Medicine*. Elsevier; 2011. p. 449–62. <https://doi.org/10.1053/j.semnucmed.2011.06.004>.
- [9] Guzmán-Cabrera R, Guzmán-Sepúlveda J, Torres-Cisneros M, May-Arrijoa D, Ruiz-Pinales J, Ibarra-Manzano O, Aviña-Cervantes G, Parada AG. Digital image processing technique for breast cancer detection. *Int J Thermophys*. 2013; 34(8-9):1519–31.
- [10] Andreadis II, Spyrou GM, and Nikita KS: A CAD scheme for mammography empowered with topological information from clustered microcalcifications atlases. *IEEE J Biomed Health Inform* 19(1): 166–173, 2015.
- [11] Paquerault S, Yarusso LM, Papaioannou J, Jiang Y, and Nishikawa RM: Radial gradient-based segmentation of mammographic microcalcifications: observer evaluation and effect on CAD performance. *Med Phys* 31:2648–2657, 2004 *J Digit Imaging* (2017) 30:172–184 183.
- [12] Duarte MA, Alvarenga AV, Azevedo CM, Calas MJG, Infantosi AF, and Pereira WC: Evaluating geodesic active contours in microcalcifications segmentation on mammograms. *Comput Methods Prog Biomed* 122(3):304–315, 2015.
- [13] Mohanalin J, Kalra PK, Kumar N: Microcalcification segmentation using normalized Tsallis entropy: an automatic q calculation by exploiting type II fuzzy sets. *IETE J Res* 55(2):90–96, 2009
- [14] Oliver A, et al: Automatic microcalcification and cluster detection for digital and digitized mammograms. *Knowl-Based Syst* 28:68–75, 2012.
- [15] Andreadis I, Spyrou G, Nikita K: A comparative study of image features for classification of breast microcalcifications. *Meas Sci Technol* 22(11):114005, 2011.
- [16] He W, Hogg P, Juetta A, Denton ER, Zwigelaar R: Breast image pre-processing for mammographic tissue segmentation. *Comput Biol Med* 67:61–73, 2015.
- [17] Diaz-Huerta CC, Felipe-Riveron EM, Montaña-Zetina LM: Quantitative analysis of morphological techniques for automatic classification of micro-calcifications in digitized mammograms. *Expert Syst Appl* 41(16):7361–7369, 2014
- [18] Ren J: ANN vs. SVM: which one performs better in classification of MCCS in mammogram imaging. *Knowl-Based Syst* 26:144–153, 2012.
- [19] Al-Ameen, Z., Sulong, G., & Johar, M. G. M. (2012). Enhancing the contrast of CT medical images by employing a novel image size dependent normalization technique. *International journal of Bio-science and biotechnology*, 4(3), 63-68.
- [20] sheet, D., Garud, H., Suveer, A., Mahadevappa, M., & Chatterjee, J. (2010). Brightness preserving dynamic fuzzy histogram equalization. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 56(4), 2475-2480.
- [21] Ghantasala, G. P., Kallam, S., Kumari, N. V., & Patan, R. (2020, March). Texture Recognition and Image Smoothing for Microcalcification and Mass Detection in Abnormal Region. In 2020 International Conference on Computer Science, Engineering and Applications (ICCSEA) (pp. 1-6). IEEE.
- [22] Ghosh, S. K., & Ghosh, A. (2022). A novel hyperbolic intuitionistic fuzzy divergence measure based mammogram enhancement for visual elucidation of breast lesions. *Biomedical Signal Processing and Control*, 75, 103586.
- [23] Ciecchowski, M. (2017). Microcalcification segmentation from mammograms: A morphological approach. *Journal of digital imaging*, 30(2), 172-184.

بخش بندی توده های مشکوک نسبت به طرح مشخص نمودن فازی پیشنهادی دارد. در مرحله بعد در این مقاله از یک تکنیک انتخاب نواحی مشکوک با کمک الگوریتم درخت تصمیم بهره برده شده تا با طبقه بندی های نواحی انتخاب شده با روش های مذکور بتوان دقت انتخاب نواحی مشکوک را بالا برد. رادیولوژیست می تواند با غربالگری اولیه تشخیص، ارزیابی اولیه توده های سینه، بافت های نرم یا تومورها را انجام دهد. مزیت اصلی طرح پیشنهادی این است که در محدوده دینامیکی سطح خاکستری، برای جستجوی بخش های میکروکلسیفیکیشن مشکوک به سرطان را با دقت بیشتری دنبال می کند، از این رو بافت های ناهنجاری کوچک در پستان را برجسته می کند. در این کار، از ضریب شباهت با آموزش درخت تصمیم استفاده می کند که منجر به همگرایی سریعتر می شود که به نوبه خود با مقایسه روش پیشنهادی با روش های دیگر تشخیص میکروکلسیفیکیشن مانند CNN که در جدول ۲ نشان داده شده است، می توان مشاهده کرد که این روش دقت خوبی را حاصل کرده است و می تواند با روش های دیگر رقابت کند. اشتباهات محاسباتی را کاهش می دهد. اما مشکلی که در طرح ارائه شده برای طبقه بندی سرطان های بدخیم و خوشیم وجود دارد، ناکافی بودن دقت طبقه بندی برای کاربردهای عملی هوش مصنوعی می باشد. در آینده، الگوریتم طبقه بندی از جهت اصلاح دقت بهبود خواهد یافت و بر روی تشخیص خودکار مناطق بافت غیرطبیعی، توده ها، توده های سینه در مراحل طبقه بندی در محیط بلادرنگ با کمک الگوریتم های فراابتکاری برای رسیدن به دقت بسیار زیاد ادامه خواهیم داد.

مراجع

- [1] American Cancer Society. QuickFacts (TM) Breast Cancer: What You Need To Know NOW. Atlanta, American Cancer Society press. 2011.
- [2] Panahi GH, Shabahang H, Sahebgalam H. Breast cancer risk assessment in Iranian women by Gail model. *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran (MJIRI)* 2008; 22(1): 37-39.
- [3] Caldaroni, A., Piccotti, F., Morasso, C., Truffi, M., Sottotetti, F., Guerra, C., & Corsi, F. (2021). Raman analysis of microcalcifications in male breast cancer. *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*, 263, 120185.
- [4] Schulz-Wendland R, Fuchsjäger M, Wacker T, Hermann K-P. Digital mammography: an update. *Eur J Radiol*, 2009; 72(2): 258-265.
- [5] Wallis MG, Walsh MT, Lee JR. A review of false negative mammography in a symptomatic population. *Clin Radiol*. 1991; 44(1):13-5. [DOI:10.1016/S0009-9260(05)80218-1]
- [6] Behnam H, Zakeri F, Gifani P, Torkashvand P, Shalbfaf A, [Ultrasound Imaging Processing (Persian)]. Tehran: Ishraqiya Publishing; 2011.
- [7] Jalalian A, Mashohor SB, Mahmud HR, Saripan MIB, Ramli ARB, Karasfi B. Computer-aided detection/diagnosis of breast cancer in mammography and ultrasound: a review. *Clin Imaging*. 2013; 37(3):420–6.



- [38] Z.-W. Guo, M. Suchkov, L. Jiang, and L.-Z. Yan, "Breast cancer detection via wavelet energy and support vector machine," in 2018 27th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN). IEEE, 2018, pp. 758–763.
- [24] Fanizzi, A., Basile, T. M., Losurdo, L., Bellotti, R., Bottigli, U., Dentamaro, R., & La Forgia, D. (2020). A machine learning approach on multiscale texture analysis for breast microcalcification diagnosis. *BMC bioinformatics*, 21(2), 1-11.
- [25] Mazumder, B., Islam, S. T., Rahman, M. M., & Nurullah, M. (2020, December). Stationary Wavelet Based Energy Feature Extraction for Detection and Classification of Mammographic Microcalcifications. In 2020 2nd International Conference on Sustainable Technologies for Industry 4.0 (STI) (pp. 1-5). IEEE.
- [26] Kang, D., Gweon, H. M., Eun, N. L., Youk, J. H., Kim, J. A., & Son, E. J. (2021). A convolutional deep learning model for improving mammographic breast-microcalcification diagnosis. *Scientific reports*, 11(1), 1-7.
- [27] Christopher, D., & Simon, P. (2020). A Novel Approach for Mammogram Enhancement using Nonlinear Unsharp Masking and L0 Gradient Minimization. *Procedia Computer Science*, 171, 1848-1857.
- [28] Kayadibi, Y., Ucar, N., Kaya, M. F., Yildirim, E., & Bektas, S. (2021). Characterization of suspicious microcalcifications on mammography using 2D shear-wave elastography. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 47(9), 2532-2542.
- [29] García-Olalla, O., Alegre, E., Fernández-Robles, L., & González-Castro, V. (2014, August). Local oriented statistics information booster (LOSIB) for texture classification. In 2014 22nd international conference on pattern recognition (pp. 1114-1119). IEEE.
- [30] Li, H., Zhuang, S., Li, D.-A., Zhao, J., Ma, Y., 2019. Benign and malignant classification of mammogram images based on deep learning. *Biomed. Signal Process. Control* 51, 347–354.
- [31] M. Milosevic, D. Jankovic, and A. Peulic, "Comparative analysis of breast cancer detection in mammograms and thermograms," *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, vol. 60, no. 1, pp. 49–56, 2015.
- [32] Z.-W. Guo, M. Suchkov, L. Jiang, and L.-Z. Yan, "Breast cancer detection via wavelet energy and support vector machine," in 2018 27th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN). IEEE, 2018, pp. 758–763.
- [33] N. Bayramoglu, J. Kannala, and J. Heikkilä, "Deep learning for magnification independent breast cancer histopathology image classification," in *Proceedings of 23rd International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*, Cancun, MX, USA, December 2016.
- [34] Z. Han, B. Wei, Y. Zheng et al., "Breast cancer multi-classification from histopathological images with structured deep learning model," *Scientific Reports*, vol. 7, no. 1, p. 4172, 2017
- [35] K. Dimitropoulos, P. Barmpoutis, C. Zioga, A. Kamas, K. Patsiaoura, and N. Grammalidis, "Grading of invasive breast carcinoma through Grassmannian VLAD encoding," *PloS One*, vol. 12, no. 9, Article ID e0185110, 2017.
- [36] C. Hongmin, H. Qinjian, R. Wentao, S. Yan, L. Jiao, W. Jinhua, C. Jiazhou, L. Li, "Breast Microcalcification Diagnosis Using Deep Convolutional Neural Network from Digital Mammograms", *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2019, Article ID 2717454, 10 pages, 2019.
- [37] M. Milosevic, D. Jankovic, and A. Peulic, "Comparative analysis of breast cancer detection in mammograms and thermograms," *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, vol. 60, no. 1, pp. 49–56, 2015.

