

# یک روش ترکیبی هوشمند برای تشخیص، مرزبندی و طبقه‌بندی توده‌های پستان مبتنی بر ویژگی‌های بافت جدید مستخرج از دو نمای تصاویر ماموگرافی

نوشین بیگدلی<sup>۱</sup>، حامد جباری<sup>۲</sup> و نگار ملکی<sup>۳</sup>

## چکیده

سرطان پستان از مهم‌ترین سرطان‌ها در میان زنان به شمار می‌رود. معمولاً غربالگری مورد استفاده در سرطان پستان، ماموگرافی است که درصد مرگ ناشی از آن را تا حدود زیادی کاهش داده است. هدف این مقاله، معرفی یک روش ترکیبی هوشمند جدید برای طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم با بررسی هم‌زمان دو نمای استاندارد تصاویر ماموگرافی و مرزبندی بافت ناسالم است. بدین منظور، از روش ترکیبی جدیدی شامل الگوریتم‌های خوشه‌بندی و رشد ناحیه در شناسایی ناحیه مشکوک به حضور تومور استفاده می‌شود. پس از حذف پس‌زمینه، با ترکیب الگوریتم‌های خوشه‌بندی FCM و رشد ناحیه، ناحیه مشکوک به حضور تومور شناسایی و به کمک پردازش‌های مورفولوژیکی، مرزبندی تومور انجام می‌شود. سپس با استفاده هم‌زمان از دو نمای استاندارد تصویر ماموگرافی (MLO و CC) یک پستان، استخراج ویژگی‌های بافت بر اساس ماتریس رخداد توأم و ویژگی‌های c و سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه، طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم صورت می‌گیرد. همچنین، برای اولین بار ویژگی سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه معرفی و استفاده شده است. در نهایت، ویژگی‌های استخراج شده به عنوان ورودی‌های یک سیستم فازی برای طبقه‌بندی بافت پستان در نظر گرفته می‌شود. نتایج این پژوهش روی ۳۰۰ جفت تصویر ماموگرافی نشان می‌دهد که روش ارائه شده، دارای صحت ۹۷/۷ درصدی برای طبقه‌بندی بافت پستان است. همچنین نشان داده می‌شود که استفاده هم‌زمان از ویژگی‌های دو نمای استاندارد تصاویر ماموگرافی می‌تواند در تشخیص زودرس سرطان پستان مفید واقع شود.

## کلیدواژه‌ها

سرطان پستان، طبقه‌بندی بافت پستان، خوشه‌بندی، الگوریتم رشد ناحیه، استخراج ویژگی، سیستم استنتاج فازی

## ۱ مقدمه

خطر ابتلا به این سرطان در مردان نیز وجود دارد، اما بروز این بیماری به‌طور چشمگیری در زنان بیش از مردان است و متأسفانه شیوع این بیماری، روزبه‌روز نیز در حال افزایش است. بررسی‌ها حاکی از آن دارد که پیشگیری از سرطان پستان به دلیل ناشناخته بودن عوامل ایجاد آن یک دغدغه مهم و مشکل است [۲]. با این حال در سال‌های اخیر پیشرفت‌های چشمگیری در تشخیص زودرس و درمان این بیماری حاصل شده است، به طوری که درصد قابل توجهی از زنان مبتلا، با اتخاذ تدابیر درمانی و مراقبتی لازم سال‌ها به‌راحتی به زندگی خود ادامه می‌دهند. غربالگری مرحله مهمی در تشخیص زودهنگام بیماری‌هاست که می‌تواند سرطان پستان را قبل از این که هیچ علامتی داشته باشد، تشخیص

سرطان پستان یکی از مهم‌ترین سرطان‌ها در میان زنان است که متأسفانه بیش از سایر سرطان‌ها باعث مرگ‌ومیر زنان می‌شود [۱].

این مقاله در مه‌ماه سال ۱۳۹۵ دریافت، در مردادماه سال ۱۳۹۶ بازنگری و در مه‌ماه همان سال پذیرفته شد.

<sup>۱</sup> گروه مهندسی برق، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره) قزوین

رایانامه: [n.bigdeli@eng.ikiu.ac.ir](mailto:n.bigdeli@eng.ikiu.ac.ir)

<sup>۲</sup> دانشجوی دکتری برق، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره) قزوین

رایانامه: [h\\_jabbari@edu.ikiu.ac.ir](mailto:h_jabbari@edu.ikiu.ac.ir)

<sup>۳</sup> کارشناس ارشد برق، دانش‌آموخته دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره) قزوین

رایانامه: [nmaleki77@yahoo.com](mailto:nmaleki77@yahoo.com)

مثلاً می‌توان میزان رشد یا کوچک شدن اندازه یک تومور بافت پستان را طی گذر زمان با صحت بالایی اندازه‌گیری کرد و به کمک آن میزان کارایی پروسه‌های درمانی اعمال شده روی بیمار را به خوبی کمی نمود.

۴- قابلیت اتخاذ یک تشخیص اولیه جهت ارجاعات بعدی در مواردی که دسترسی ساده و سریع به رادیولوژیست و پاتولوژیست امکان‌پذیر نیست (مثلاً در مناطق دورافتاده و محروم)، را دارد.

مطالعات موجود درباره تشخیص و طبقه‌بندی تومورهای پستان را در حالت کلی می‌توان به سه دسته تقسیم کرد که این تقسیم‌بندی در جدول ۱ مشاهده می‌شود [۱۹-۱۰]. طبق جدول ۱، دسته اول و دوم به ترتیب مطالعات روی تصاویر غیر ماموگرافی و ماموگرافی را دربرمی‌گیرد، ولی دسته سوم شامل مطالعاتی است که با ترکیب الگوریتم‌های مختلف به تشخیص و طبقه‌بندی تومورهای پستان می‌پردازد. تصاویر غیر ماموگرافی مثل تصاویر مادون قرمز که در دسته اول قرار دارند، در حال حاضر جایگاه مناسبی در بین روش‌های غربالگری سرطان پستان ندارند و مطالعات روی آنها جنبه کاربردی کمتری دارد. الگوریتم‌های منفرد بکارگرفته‌شده روی تصاویر ماموگرافی مثل الگوریتم آب‌پخشان که در دسته دوم جای می‌گیرند، الگوریتم‌های ساده و دارای سرعت پردازش مناسبی هستند. معمولاً این الگوریتم‌ها به دلیل دقت نسبتاً پایین در مقایسه با الگوریتم‌های ترکیبی از محبوبیت کمتری برخوردارند. الگوریتم‌های ترکیبی که در دسته سوم تقسیم‌بندی جدول ۱ قرار می‌گیرند، به دلیل سرعت پردازش و دقت مناسب، الگوریتم‌های محبوب با کاربرد بسیار بالا در تشخیص سرطان پستان به شمار می‌روند که خود نیز دارای شباهت‌ها و تفاوت‌هایی هستند.

شباهت الگوریتم‌های ترکیبی مختلف در مطالعات سرطان پستان این است که همه آنها حداقل از ترکیب دو یا سه الگوریتم منفرد تشکیل می‌شوند، ولی تفاوت این الگوریتم‌ها از چند نظر قابل بررسی است. اول اینکه برخی از آنها مثل ترکیب تبدیل

دهد [۳]. امروزه، روش منتخب در غربالگری سرطان پستان، ماموگرافی است که درصد مرگ‌ومیر ناشی از آن را تا حدود زیادی کاهش داده است [۴]. تفکیک بافت پستان سالم از ناسالم توسط تصاویر ماموگرافی و بدون استفاده از روش‌های تهاجمی از قبیل نمونه‌برداری از بافت پستان، یکی از مراحل مهم تشخیص زودهنگام و درمان سرطان پستان است، چرا که می‌تواند تا حد زیادی شانس بقای بیمار را افزایش دهد. هدف از این مقاله ارائه روشی هوشمند و جدید جهت طبقه‌بندی [۵] بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم و همچنین مرزبندی تومور شناسایی شده در بافت ناسالم است.

در حالت کلی، الگوریتم ارائه شده در این مقاله و سایر روش‌های هوشمند در زمینه تشخیص سرطان پستان زیرمجموعه روش‌هایی موسوم به روش‌های کمک رایانه هستند. هدف اصلی تکنیک‌های تشخیص به کمک رایانه (CAD)<sup>۱</sup> و از جمله این پژوهش، ارائه یک نقش حمایتی برای کمک به پزشکان جهت تفسیر داده‌های پزشکی است. همواره رادیولوژیست‌ها و پاتولوژیست‌ها مسئول تحلیل و تفسیر نهایی تصاویر پزشکی هستند و تکنیک‌های CAD به عنوان دستیار متخصصین مذکور عمل می‌کنند. به‌طور کلی می‌توان مزایای اصلی هر تکنیک CAD و از جمله این پژوهش را ارائه روشی خودکار مبتنی بر دانش پزشکان، رادیولوژیست‌ها، و پاتولوژیست‌ها دانست که:

- ۱- قابلیت پاسخ‌دهی به تعداد زیادی از سوژه‌ها را با صحت یکسان دارد. در واقع، نتایج آن با خطاهای احتمالی ناشی از خستگی کاربر و حجم زیاد داده‌ها تغییر نمی‌کند.
- ۲- قابلیت پاسخ‌دهی به تعداد زیادی از سوژه‌ها را در مدت زمان کوتاه با هزینه‌ای اندک دارد که این امر با توجه به وجود رایانه‌هایی با سرعت بسیار بالا و هزینه کم عملی شده است.
- ۳- قابلیت مقایسه نتایج و بررسی دقیق و کمی تغییرات یک سوژه را در یک بازه زمانی دارد که این امر از صحت یکسان نتایج آن در گذر زمان و عدم وجود خطای انسانی در عملکرد آن ناشی می‌شود.

جدول ۱ خلاصه‌ای از مطالعات موجود درباره تشخیص و طبقه‌بندی تومورهای پستان

سال	نوع تصویر یا روش	محتوا	دسته
۲۰۱۳	تصاویر مادون‌قرمز [۱۰]	شناسایی، مرزبندی و طبقه‌بندی تومورها روی تصاویر غیر از ماموگرافی	دسته اول
۲۰۱۶	تصاویر الاستوگرافی موج برشی [۱۱]		
۲۰۰۹	ماشین بردار پشتیبانی [۱۲]	شناسایی، مرزبندی و طبقه‌بندی تومورها روی تصاویر ماموگرافی	دسته دوم
۲۰۱۱	آب‌پخشان [۱۳]		
۲۰۱۶	مجموعه سطح [۱۴]		
۲۰۱۴	تبدیل موجک و الگوریتم ژنتیک [۱۵]		
۲۰۱۴	تبدیل موجک و عملیات مورفولوژیکی [۱۶]	شناسایی، مرزبندی و طبقه‌بندی تومورها با تلفیق الگوریتم‌ها	دسته سوم
۲۰۱۴	تبدیل موجک و تطبیق هیستوگرام [۱۷]		
۲۰۱۵	رشد ناحیه و شبکه‌های عصبی سلولی [۱۸]		
۲۰۱۶	شبکه‌های باور عمیق [۱۹]		

<sup>۱</sup> Computer-Aided Diagnosis

برای بررسی تأثیر استفاده هم‌زمان از دو نمای استاندارد تصاویر ماموگرافی جهت طبقه‌بندی تومورهای موجود در بافت پستان انجام شده است [۲۰]، اما تا حد اطلاع نویسندگان تاکنون استفاده از دو نمای استاندارد مذکور برای طبقه‌بندی خودکار بافت پستان با استفاده از ویژگی‌های معرفی شده در این مقاله (نظیر ویژگی‌های شدت روشن‌ترین مرکز خوشه در بخش استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور) در مراجع ارائه نشده است. لذا، در این مقاله یک روش هوشمند جدید برای طبقه‌بندی بافت پستان با استفاده از ویژگی‌های بافت ارائه شده است. الگوریتم هوشمند پیشنهادی دارای درصد صحت بالاتری (۹۷/۷ درصد) نسبت به سایر الگوریتم‌های ترکیبی بوده و علاوه بر استفاده از ویژگی‌های مبتنی بر بافت بر اساس ماتریس رخداد توأم و ویژگی‌های c، برای اولین بار ویژگی‌های شدت روشن‌ترین مرکز خوشه معرفی و مورد استفاده قرار گرفت.

بر همین اساس در بخش دوم مواد و روش‌ها شامل تصاویر ماموگرافی، پیش‌پردازش، استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی ارائه می‌گردد. بخش سوم به نتایج اختصاص داشته و در بخش چهارم این نتایج مورد بحث و تحلیل قرار می‌گیرند. در بخش پنجم نیز به نتیجه‌گیری این مقاله اختصاص دارد.

## ۲ مواد و روش‌ها

مراحل روش پیشنهادی این مطالعه برای طبقه‌بندی بافت پستان در شکل ۱ دیده می‌شود که طبق آن ابتدا مرحله پیش‌پردازش روی هر دو نمای موجود از تصاویر ماموگرافی اعمال شد. هر تصویر ماموگرافی دارای چند جزء شامل برجسب‌ها، پس زمینه و بافت اصلی پستان است که در برای طبقه‌بندی پستان، فقط به قسمت اصلی بافت آن نیاز است. مرحله پیش‌پردازش شامل حذف پس زمینه و برجسب‌های موجود در این تصاویر (شامل نوع استاندارد تصویربرداری و نام اشخاص) است که با استفاده از یک سطح آستانه مناسب و به دنبال آن اعمال فیلتر غیرخطی میانه به منظور جداسازی بافت پستان انجام شد. سپس، با استفاده از الگوریتم خوشه‌بندی و حذف عضله پکتورال و هم‌چنین اعمال الگوریتم رشد ناحیه، ناحیه مشکوک به حضور تومور استخراج شد. برای تصاویری که ناحیه مشکوک به تومور در هر دو نمای آنها وجود داشت، استخراج ویژگی‌ها انجام شد و در نهایت با توجه به مقادیر این ویژگی‌ها طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم صورت گرفت. در ادامه، مراحل شکل ۱ به صورت خلاصه مورد بررسی قرار خواهند گرفت. آشنایی با الگوریتم‌های خوشه‌بندی K-means [۷]، FCM [۸] و sFCM [۹]، الگوریتم رشد ناحیه [۲۱]، پردازش‌های مورفولوژیکی [۲۲]، فیلتر غیرخطی میانه [۲۳] و هم‌چنین لبه‌یاب سوبل [۲۴] لازمه این قسمت است که در ضمیمه الف شده‌اند.

موجک و تطبیق هیستوگرام [۱۷] الگوریتمی غیرهوشمند و برخی نیز مثل ترکیب الگوریتم رشد ناحیه و شبکه‌های عصبی سلولی [۱۸] الگوریتمی هوشمند به شمار می‌روند. تفاوت دوم به نوع ویژگی‌های استفاده شده از تصاویر ماموگرافی (ویژگی‌های مربوط به بافت، شکل تومور و...) در مرحله استخراج ویژگی در الگوریتم‌های ترکیبی هوشمند مربوط می‌شود. به‌طور مثال در [۱۶] از ویژگی‌های مربوط به بافت و در [۱۸] از ترکیب ویژگی‌های مربوط به بافت و شکل برای طبقه‌بندی استفاده شده است. تفاوت سوم نیز دقت طبقه‌بندی الگوریتم‌های ترکیبی است که می‌تواند وجه تمایز مهمی در بین آنها باشد.

روش پیشنهادی این مقاله یک روش ترکیبی جدید برای طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم است که شامل چهار مرحله اصلی به شرح ذیل است:

۱. پیش‌پردازش شامل حذف برجسب‌ها و پیکسل‌های زائد توسط ماسک ایجاد شده از تصویر باینری و اعمال فیلتر غیرخطی میانه.
۲. استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور توسط ترکیب الگوریتم‌های خوشه‌بندی و رشد ناحیه.
۳. استخراج ویژگی‌ها شامل ویژگی‌های مبتنی بر بافت بر اساس ماتریس رخداد توأم و ویژگی‌های c و سطح شدت مرکز خوشه.
۴. طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم بر اساس ویژگی‌های به‌دست‌آمده از مرحله قبل و سیستم استنتاج فازی.

یکی از مراحل مهم در روش پیشنهادی این مطالعه، انتخاب الگوریتم خوشه‌بندی مورد استفاده در مرحله تشخیص ناحیه مشکوک به حضور تومور است. خوشه‌بندی فرآیند هوشمندی است که در طی آن، نمونه‌ها به دسته‌هایی که اعضای آن مشابه یکدیگر هستند، تقسیم می‌شوند [۶]. در این پژوهش، سه الگوریتم شناخته شده در خوشه‌بندی یعنی الگوریتم‌های K-means [۷]، FCM<sup>۱</sup> [۸] و sFCM<sup>۲</sup> [۹] مورد بررسی و مقایسه قرار گرفتند که پس از بررسی‌های انجام شده، روش FCM به عنوان مناسب‌ترین روش انتخاب شد. البته استفاده از هر کدام از این الگوریتم‌ها همراه با الگوریتم رشد ناحیه جهت استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور، منجر به طبقه‌بندی‌های متفاوتی در بافت پستان می‌شود. بر این اساس که میزان تطابق ناحیه مشکوک به حضور تومور شناسایی شده توسط روش پیشنهادی با مرزبندی انجام شده توسط رادیولوژیست، مبنای صحیح بودن تشخیص ناحیه مشکوک به حضور تومور است.

لازم به ذکر است که در این پژوهش در تمام مراحل انجام الگوریتم پیشنهادی، از دو نمای استاندارد بالا به پایین (CC<sup>۳</sup>) و زاویه تقریباً ۹۰ درجه (MLO<sup>۴</sup>) تصاویر ماموگرافی تهیه شده از یک پستان به‌طور هم‌زمان استفاده شد. هم‌چنین اگرچه تلاش‌هایی

<sup>۱</sup> Fuzzy C-Means

<sup>۲</sup> Spatial Fuzzy C-Means

<sup>۳</sup> Cranio-Caudal

<sup>۴</sup> Mediolateral Oblique

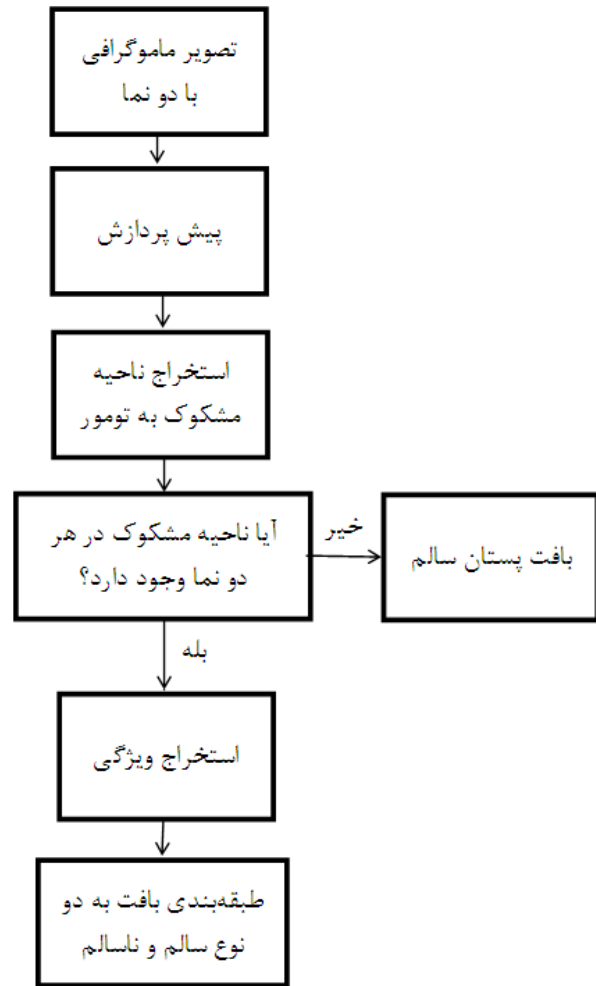
برای جداسازی ناحیه پستان از دیگر قسمت‌های تصویر است. تصویر باینری حاصل شده دارای برجسب‌ها و یا ذرات پراکنده در نقاطی غیر از بافت پستان است که در این مرحله با فیلتر کردن می‌توان ذرات زائد و برجسب‌ها را حذف کرد. با انجام این مراحل ماسک مورد نظر ایجاد می‌شود که توسط آن عضله پکتورال حذف می‌گردد [۲۶].

### ۲-۳ استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور

در این مرحله به منظور استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور از یک روش ترکیبی شامل الگوریتم‌های خوشه‌بندی و رشد ناحیه استفاده شد. بدین منظور ابتدا تصاویر پیش‌پردازش شده توسط روش خوشه‌بندی FCM به ۵ خوشه تقسیم شدند. لازم به ذکر است که تعداد خوشه‌ها به صورت تجربی و با اعمال روی ۳۰۰ تصویر ماموگرافی و بررسی نتایج حاصل انتخاب شد. پس از انجام خوشه‌بندی، خوشه‌ای که مرکز آن دارای بیشترین سطح شدت بود، برای عملیات بعدی انتخاب شد. ذکر این نکته ضروری است که این ویژگی (بیشترین سطح شدت مرکز خوشه) برای اولین بار در مورد تصاویر ماموگرافی در این پژوهش استفاده شده است. در خوشه منتخب، پس از حذف عضله پکتورال و پیکسل‌های ریز پراکنده، روشن‌ترین پیکسل به عنوان نقطه دانه اولیه برای الگوریتم رشد ناحیه انتخاب شد. پس از اعمال الگوریتم رشد ناحیه، ناحیه مشکوک به حضور تومور استخراج شد. در تصاویری که ناحیه مشکوک به حضور تومور در هر دو نمای آن، موجود نبود، بافت مورد نظر به عنوان بافت سالم تلقی شد. هم‌چنین تصاویری که ناحیه مشکوک به حضور تومور در هر دو نمای آن، یافت شد، وارد مرحله استخراج ویژگی شدند.

### ۲-۴ استخراج ویژگی

در این مرحله پس از مشاهده ناحیه مشکوک به حضور تومور در هر دو نمای تصویر ماموگرافی، استخراج ویژگی‌ها انجام شد. بدین ترتیب که ویژگی‌ها برای هر یک از نماها به صورت جداگانه محاسبه شد و در نهایت به منظور ایجاد ویژگی ترکیبی، از نسبت ویژگی‌های دو نمای تصویر (نسبت نمای MLO به CC) استفاده شد. به منظور استخراج ویژگی‌های مربوط به مرز و شکل ناحیه مشکوک به حضور تومور به ترتیب از توصیفگرهای بافت بر اساس ماتریس رخداد توأم و ویژگی  $c$  استفاده شد. ماتریس رخداد توأم درجات خاکستری (GLCM)<sup>۲</sup> یکی از روش‌های محبوب و مفید جهت آنالیز بافت و تخمین ویژگی‌های مرتبط با ممان‌های دوم آماری است که بر اساس پیکسل‌های همسایه یک تصویر تشکیل می‌شوند [۲۷]. سطر و ستون در ماتریس هم‌رخدادی یکسان است و بر اساس همبستگی و مقادیر پیکسل‌های تصویر ایجاد می‌شود.



شکل ۱ مراحل روش پیشنهادی برای طبقه‌بندی بافت پستان

### ۲-۱ تصاویر ماموگرافی

تصاویر مورد استفاده در این پژوهش از پایگاه تصاویر دانشگاه فلوریدای جنوبی (DDSM)<sup>۱</sup> دریافت شدند که شامل تصاویر ماموگرافی با دو نمای استاندارد CC و MLO حاوی بافت سالم و ناسالم پستان بودند [۲۵]. در این پژوهش، تعداد ۳۰۰ جفت تصویر ماموگرافی با دو نمای ذکر شده شامل ۱۵۰ جفت تصویر ماموگرافی سالم (فاقد تومور) و ۱۵۰ جفت تصویر ماموگرافی ناسالم (حاوی تومور) استفاده شدند.

### ۲-۲ پیش‌پردازش

در این مرحله، ابتدا پس زمینه تصاویر ماموگرافی شامل پیکسل‌های زائد و برجسب‌های موجود با تعیین یک ماسک که از باینری کردن تصویر ورودی با سطح آستانه ۰/۱ و اعمال فیلتر غیرخطی میانه به آن حاصل شد، حذف شدند. در واقع تصویر مورد نظر با انتخاب سطح شدت ۰/۱ (که با توجه به هیستوگرام تصاویر و پس از اعمال بر روی ۳۰۰ تصویر و دریافت نتیجه مطلوب)، باینری شده است. یعنی سطوح شدت بیش‌تر از ۰/۱ به ۱ و کم‌تر از ۰/۱ به ۰ تبدیل شده‌اند که نتیجه این عملیات ایجاد ماسک مناسب

<sup>۲</sup> Gray-Level Co-Occurrence Matrix

<sup>۱</sup> Digital Database for Screening Mammography

برابر با مجموع پیکسل‌های ناحیه است. پس از محاسبه محیط و مساحت، می‌توان ویژگی  $c$  را محاسبه کرد که از تقسیم مجذور محیط بر مساحت محاسبه شد.

## ۲-۵ طبقه‌بندی

در یادگیری ماشینی، طبقه‌بندی مسئله شناسایی تعلق یک مشاهده جدید به هر یک از زیرمجموعه‌ها بر اساس آموزش قبلی است. در واقع طبقه‌بندی نوعی یادگیری با نظارت است که مجموعه‌ای از داده‌ها برای آموزش وجود دارند. لازم به ذکر است که خوشه‌بندی با طبقه‌بندی<sup>۱</sup> متفاوت است. در طبقه‌بندی نمونه‌های ورودی برچسب‌گذاری می‌شوند [۶] و هر داده به یک طبقه از پیشین مشخص شده تخصیص می‌یابد، ولی در خوشه‌بندی نمونه‌های ورودی دارای برچسب اولیه نمی‌باشند و هیچ اطلاعی از کلاس‌های موجود درون داده‌ها وجود ندارد.

در این مرحله با توجه به مقادیر ویژگی‌های استخراج شده، طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم انجام شد. عمل طبقه‌بندی یکبار با در نظر گرفتن مقادیر ویژگی هر دو نمای استاندارد تصاویر ماموگرافی و یکبار بدون آنها و تنها با در نظر گرفتن مقادیر ویژگی یک تصویر منفرد انجام و درصد صحت آن ثبت شد. در این پژوهش برای طبقه‌بندی از سیستم استنتاج فازی<sup>۲</sup> استفاده شده است. سیستم استنتاج فازی فرآیندی است که طی آن نداشت از ورودی‌ها به خروجی‌ها با استفاده از منطق فازی فرمول‌بندی می‌گردد. با توجه به نگاشت انجام شده یک تصمیم اتخاذ شده و یا یک الگو تشخیص داده می‌شود [۲۹]. اولین مرحله در طراحی یک سیستم استنتاج فازی، دریافت ورودی‌ها و تعیین درجه عضویت آنها به هر یک از مجموعه‌های فازی از طریق توابع عضویت است. شکل ۲ به ترتیب توابع عضویت پیشنهادی را برای ورودی‌های بیشترین احتمال، همبستگی، کنتراست، انرژی، همگنی، آنتروپی،  $c$  و سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه نشان می‌دهد که در آن هر یک توابع عضویت به دو دسته زیاد ( $H$ ) و کم ( $L$ ) تقسیم می‌شوند. پس از فازی‌سازی ورودی‌ها، درجه درستی هر یک از اجزای قسمت فرض تعیین می‌شود. چون قسمت فرض دارای چند بخش است از عملگر منطقی (AND) برای ترکیب درجه درستی بخش‌ها و تولید یک عدد به عنوان درجه درستی قسمت فرض استفاده می‌شود. نوشتن قواعد فازی برای همه حالات ممکن معیارهای معرفی شده در بخش سوم بسیار وقت‌گیر و غیرمفید است. به بیان دیگر، تعداد قواعد ممکن ۲۵۶ حالت می‌باشد؛ درحالی‌که در عمل، فقط تعداد کمی از این قوانین استفاده می‌شوند. لذا، نوشتن تمام حالات، منطقی نیست. به همین دلیل، قواعد معیارهایی که روند تغییراتی مشابهی دارند ترکیب شده و باهم در نظر گرفته می‌شوند. بر این اساس

اگر  $G$  ماتریسی با المان‌های  $g_{ij}$  و  $o$  عملگری که نشان‌دهنده مکان نسبی دو پیکسل در تصویر  $f(x,y)$  است، باشد و اگر تعداد دفعاتی که زوج پیکسل‌هایی با مقادیر شدت  $z_i$  و  $z_j$  در نتیجه اعمال  $o$  به  $f$  رخ می‌دهند در  $g_{ij}$  ریخته شود، ماتریس  $G$  ایجاد شده را ماتریس رخداد توأم درجات خاکستری یا به طور خلاصه ماتریس رخداد توأم می‌نامند [۲۱]. اگر تعداد کل زوج نقاطی که شرط  $o$  را برآورده می‌کنند برابر با  $n$  باشد، احتمال اینکه زوج نقاطی که شرط  $o$  را برآورده می‌کنند مقدارهای  $(z_i, z_j)$  داشته باشند برابر با معادله (۱) است:

$$p_{ij} = \frac{g_{ij}}{n} \quad (1)$$

ویژگی‌های بافت مورد استفاده در این مقاله بر اساس ماتریس رخداد توأم شامل کنتراست، همبستگی، انرژی، همگنی، آنتروپی و بیش‌ترین احتمال است که این ویژگی‌ها توسط معادلات (۲) الی (۷) تعریف می‌شوند [۲۸]:

$$Cont = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k (i-j)^2 p_{ij} \quad (2)$$

$$Corr = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k (i-m_x)(j-m_y)p_{ij}}{\sigma_x \sigma_y}, \sigma_x \neq 0, \sigma_y \neq 0 \quad (3)$$

$$E = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k p_{ij}^2 \quad (4)$$

$$H = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k \frac{p_{ij}}{1+|i-j|} \quad (5)$$

$$Ent = -\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^k p_{ij} \log_2(p_{ij}) \quad (6)$$

$$MP = \max_{i,j} (p_{ij}) \quad (7)$$

که  $Cont$ ،  $Corr$ ،  $E$ ،  $H$ ،  $Ent$  و  $MP$  به ترتیب معرف کنتراست، همبستگی، انرژی، همگنی، آنتروپی و بیش‌ترین احتمال هستند. هم‌چنین  $k$  بعد ماتریس مربعی  $G$ ،  $m_x$ ،  $m_y$ ،  $\sigma_x$  و  $\sigma_y$  به ترتیب مقادیر میانگین و انحراف معیار در امتداد سطرها و ستون‌هاست. ویژگی  $c$  نیز یک ویژگی پرکاربرد برای استخراج اطلاعات موجود در شکل و تعیین میزان مدور بودن تومور است و طبق رابطه (۸) محاسبه می‌شود که در آن  $P$  و  $A$  به ترتیب محیط و مساحت تومور هستند [۲۸]:

$$c = \frac{P^2}{A} \quad (8)$$

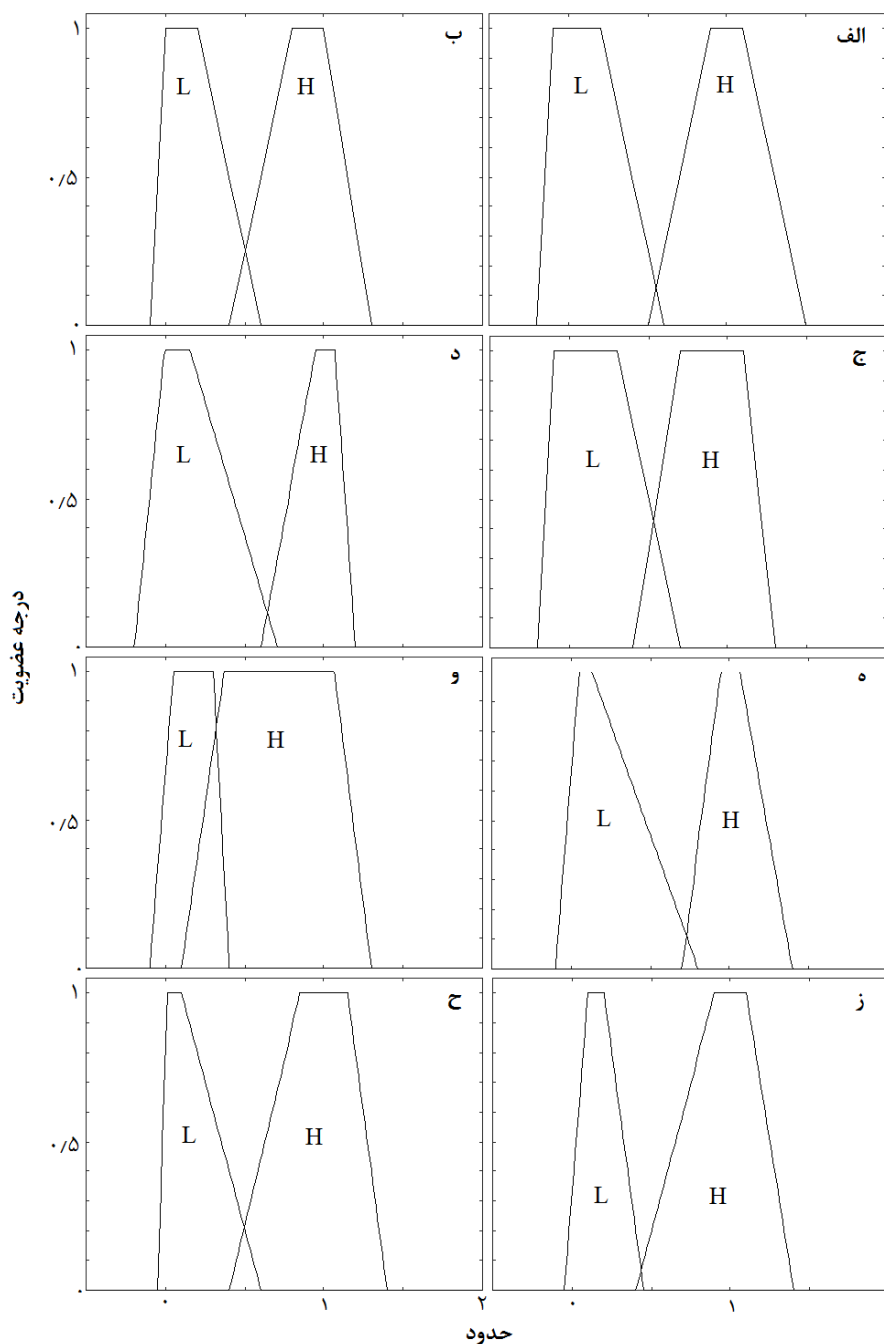
جهت استخراج ویژگی  $c$ ، مساحت و محیط ناحیه مشکوک به حضور تومور مورد نیاز است که برای به دست آوردن آنها به این ترتیب عمل شد که ابتدا حفره‌های موجود در ناحیه مشکوک حاصل شده از مرحله قبل با استفاده از عملگرهای مورفولوژیکی، پر شد و پس از باینری کردن تصویر حاصل، اقدام به محاسبه مساحت توده شد که برابر با مجموع تعداد پیکسل‌های ناحیه است. محاسبه محیط ناحیه مشکوک بدین صورت بود که ابتدا لبه‌یاب سوبل به ناحیه مشکوک به حضور تومور اعمال شد. پس از اعمال آن، به منظور یکنواخت ساختن محیط استخراج شده از عملگر مورفولوژیکی بستن استفاده شد که محیط تصویر حاصل

<sup>1</sup> Classification

<sup>2</sup> Fuzzy Inference System

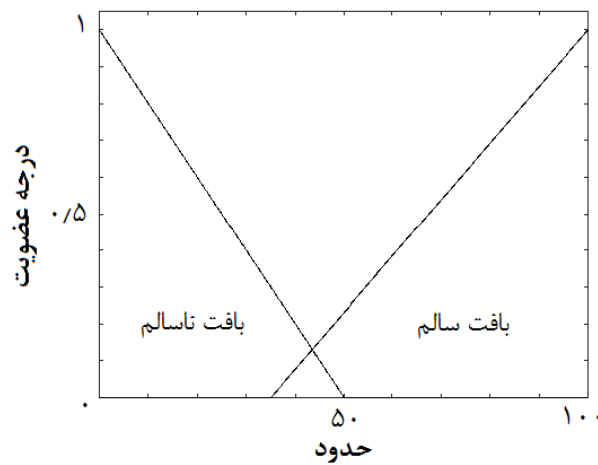
ناسالم (Unhealthy) تقسیم شده است، در شکل ۳ مشاهده می‌شود. در مرحله بعد، تجمیع مجموعه‌های فازی ارائه دهنده خروجی هر یک از قواعد باهم در قالب یک مجموعه فازی ترکیب می‌شوند. آخرین مرحله از سیستم استنتاج فازی، غیرفازی‌سازی خروجی است. ورودی این مرحله یک مجموعه فازی (حاصل عملیات تجمیع) است و خروجی آن یک عدد می‌باشد. روش‌های متعددی برای غیر فازی‌سازی خروجی وجود دارد که در این مقاله از روش مرکز جرم استفاده شده است که در آن، مرکز ناحیه زیر منحنی محاسبه می‌شود.

معیارهای بیشترین احتمال، همبستگی، کنتراست، انرژی، همگنی، آنتروپی باهم در نظر گرفته می‌شوند. بنابراین، تعداد قواعد فازی به ۸ عدد کاهش پیدا می‌کند. البته تعدادی قانون جهت رسیدن به نتایج بهتر به این قوانین اضافه می‌شود. قواعد فازی نهایی مورد استفاده در این مقاله در جدول ۲ دیده می‌شوند. پس از تخصیص مقادیر مناسب به وزن‌های هر یک از قواعد (که در اینجا وزن هر قاعده ۱ است) روش دلالت پیاده‌سازی می‌شود. ورودی فرآیند دلالت یک عدد و خروجی آن یک مجموعه فازی تعیین شده توسط تابع عضویت و با استفاده از روش مینیمم می‌باشد. تابع عضویت خروجی که به دو دسته بافت سالم (Healthy) و بافت



شکل ۲ توابع عضویت برای ورودی‌های (الف) بیشترین احتمال، (ب) همبستگی، (ج) کنتراست، (د) انرژی، (ه) همگنی، (و) آنتروپی، (ز)  $C$ ، (ح) سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه





شکل ۳ توابع عضویت برای خروجی‌ها

جدول ۲ قواعد فازی

<i>S</i>	<i>c</i>	<i>Ent</i>	<i>H</i>	<i>E</i>	<i>Cont</i>	<i>Corr</i>	<i>MP</i>	معیار خروجی
H	H	L	L	L	L	L	L	Healthy
H	H	H	H	H	H	H	H	Healthy
L	L	L	L	L	L	L	L	Unhealthy
H	L	L	L	L	L	L	L	Unhealthy
L	L	H	H	H	H	H	H	Unhealthy
L	H	L	L	L	L	L	L	Unhealthy
H	L	H	H	H	H	H	H	Healthy
L	H	H	H	H	H	H	H	Healthy
H	H	H	L	L	L	L	L	Healthy
L	L	L	H	H	H	H	H	Unhealthy
L	H	H	L	L	L	L	L	Unhealthy
H	L	L	H	H	H	H	H	Healthy

شکل ۴ (ب) همان تصویر ماموگرافی را با نمای CC به تصویر کشیده است. مشاهده می‌شود که تصاویر ماموگرافی دارای برجسب‌ها و یا ذرات پراکنده در نقاطی غیر از بافت پستان هستند که نیاز به حذف آنها برای استخراج بافت پستان احساس می‌شود. شکل ۴ (ث) و (ج) نیز ماسک‌های ایجاد شده از مرحله پیش‌پردازش را برای هرکدام از نماها نشان می‌دهد. ماسک ایجاد شده در این مرحله به تصاویر اصلی اعمال می‌شود و نقاط سیاه رنگ در تصویر باینری، در تصویر اصلی نیز به سیاه (سطح شدت ۰) تبدیل می‌شوند و اطلاعات نقاط باقی‌مانده تغییری نمی‌کند. نتیجه اعمال ماسک به نماهای تصویر ماموگرافی در شکل ۴ (ث) و (ج) دیده می‌شود. در واقع این قسمت‌ها خروجی مرحله پیش‌پردازش را نشان می‌دهد که طبق آنها برجسب‌ها و پیکسل‌های پراکنده تصویر اصلی حذف شده‌اند. قسمت‌های (چ) الی (ش) در شکل ۴ خوشه‌های حاصل شده از اعمال روش خوشه‌بندی FCM

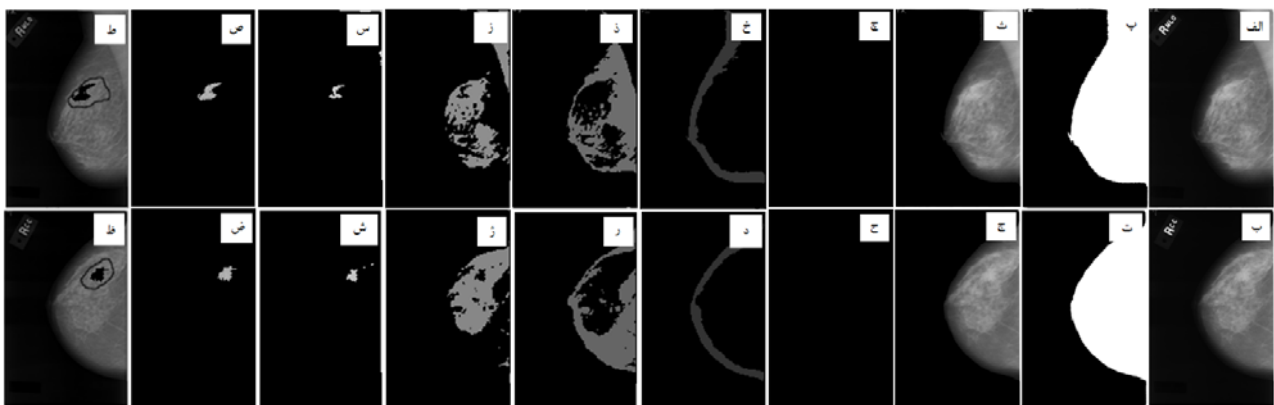
### ۳ نتایج

در این مقاله جهت پیاده‌سازی الگوریتم پیشنهادی، از نرم‌افزار مت‌لب<sup>۱</sup> استفاده شد. کلیه مراحل شرح داده شده در بخش دوم روی ۳۰۰ جفت تصویر ماموگرافی شامل ۱۵۰ جفت تصویر ماموگرافی حاوی بافت سالم پستان و ۱۵۰ جفت تصویر ماموگرافی حاوی بافت ناسالم پستان انجام شد که در اکثر موارد ناحیه مشکوک به حضور تومور تشخیص داده شده به روش این پژوهش، درون ناحیه مشکوک به حضور تومور تشخیص داده شده توسط رادیولوژیست بود که نشان از دقت روش پیشنهادی دارد. شکل ۴ نمونه‌ای از انجام مراحل روش پیشنهادی را نشان می‌دهد. به طوری که شکل ۴ (الف) تصویر ماموگرافی را با نمای MLO و

<sup>۱</sup> MATLAB

انتخاب شد. نتیجه اعمال الگوریتم رشد ناحیه در شکل ۴ (ص) و (ج) نشان داده شده است که طبق آنها ناحیه مشکوک به حضور تومور مشخص می‌شود. به منظور مقایسه دقت روش پیشنهادی در جداسازی ناحیه مشکوک به حضور تومور با ناحیه مشکوک به حضور تومور تشخیص داده شده توسط رادیولوژیست، هر دو ناحیه تشخیص داده شده در یک شکل نشان داده شده است. شکل ۴ (ط) و (ظ) این مقایسه را نشان می‌دهند که طبق آن ناحیه مشکوک به حضور تومور تشخیص داده شده در این مطالعه، درون ناحیه مشکوک به حضور تومور تشخیص داده شده توسط رادیولوژیست است.

به ۵ خوشه روی هر دو نمای تصویر ماموگرافی را نشان می‌دهند. به منظور انتخاب یکی از خوشه‌ها، خوشه‌ای که دارای مرکز خوشه روشن‌تر (سطح شدت بیشتر) است، برگزیده شد. لازم به ذکر است که در خوشه‌بندی به روش FCM پیکسل مربوط به مرکز خوشه‌ها با استفاده از یک فرمول میانگین وزنی به دست می‌آید [۸]. با توجه به اینکه، در روش پیشنهادی، ابتدا مرحله پیش‌پردازش انجام می‌شود که طی آن پس از حذف پس زمینه و برجسب‌های موجود، یک فیلتر غیرخطی میانه نیز به تصویر اعمال می‌شود حساسیت مرکز خوشه انتخاب شده به نویز کاهش می‌یابد. در خوشه منتخب روشن‌ترین پیکسل، پس از حذف عضله پکتورال و لبه‌های زائد، به عنوان نقطه دانه اولیه برای الگوریتم رشد ناحیه



شکل ۴ (الف) تصویر ماموگرافی با نمای MLO، (ب) تصویر ماموگرافی با نمای CC، (پ) و (ت) ماسک ایجاد شده در مرحله پیش‌پردازش، (ث) و (ج) پیش‌پردازش، (چ) الی (ش) خوشه‌های ایجاد شده توسط الگوریتم خوشه‌بندی FCM، (ص) و (ض) نتیجه اعمال الگوریتم رشد ناحیه، (ط) و (ظ) مقایسه ناحیه مشکوک به حضور تومور به دست آمده با ناحیه مشکوک به حضور تومور تشخیص داده شده توسط رادیولوژیست

ویژگی‌های  $c$  و سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه را نشان می‌دهد. قسمت (الف) این شکل نتیجه استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور در نمای MLO و قسمت (ب) آن نتیجه استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور در نمای CC را به تصویر کشیده است. قسمت‌های (پ) و (ت) این شکل نیز نتایج اعمال عملگرهای مورفولوژیکی به منظور پر کردن حفره‌های موجود را نشان می‌دهند. هم‌چنین مساحت ناحیه مشکوک به حضور تومور در این مرحله و با شمارش تعداد پیکسل‌های این تصاویر باینری به دست می‌آید. شکل‌های ۵ (ث) و (ج) مرزبندی نهایی تومورهای تشخیص داده شده در هر نمای تصویر ماموگرافی را که توسط لبه‌یاب سوبل صورت گرفته است، نشان می‌دهند که به منظور محاسبه محیط استخراج شده‌اند. جدول ۴ شاخص‌های آماری شامل میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های  $c$  و سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه را برای تصاویر سالم و ناسالم نمایش می‌دهد که برای هر کدام از آنها هر دو حالت استفاده هم‌زمان از هر دو نمای تصویر ماموگرافی و استفاده از یک تصویر منفرد، مشخص شده است. قابل ذکر است که تمام اعداد ثبت شده در

پس از تشخیص ناحیه مشکوک به حضور تومور، ویژگی‌های بافت شامل بیش‌ترین احتمال، همبستگی، کنتراست، انرژی، همگنی و آنتروپی از هر دو نمای تصویر ماموگرافی با استفاده از ماتریس رخداد توأم، استخراج شد. به منظور به دست آوردن ویژگی‌های ترکیبی، نسبت نمای تصویر MLO به CC به دست می‌آید. شاخص‌های آماری این ویژگی‌ها شامل میانگین و انحراف معیار در جدول ۳ برای تصاویر سالم و ناسالم ثبت شده است. در این جدول دو حالت بررسی می‌شود که حالت اول حالتی است که هر دو نمای تصویر ماموگرافی بررسی شده است و حالت دوم نیز حالتی را نشان می‌دهد که فقط یک تصویر فارغ از نوع نمای آن لحاظ شده است. طبق این جدول در ویژگی‌های همبستگی، کنتراست، انرژی و همگنی استفاده از هر دو نمای تصویر ماموگرافی دقت بالاتری را دربر داشته است و در مورد دو ویژگی بیش‌ترین احتمال و آنتروپی استفاده از تصاویر منفرد با تفاوت جزئی نسبت به بررسی هر دو نمای تصویر ماموگرافی، دقت بالاتری را نشان می‌دهد. شکل ۵ مراحل استخراج مرزهای تومور در هر دو نمای تصویر ماموگرافی شکل ۴ به منظور استخراج



ماموگرافی بر اساس ویژگی‌های به دست آمده از هر دو تصویر یعنی پیشنهادی این پژوهش را با برخی الگوریتم‌ها نشان می‌دهد که طبق آن، روش پیشنهادی از دقت مطلوب و بالاتری برخوردار است. ذکر این نکته ضروری است که در اکثر کارهای صورت گرفته قبلی با استفاده از طبقه‌بندی تومورهای موجود در یک بافت پستان، سالم یا ناسالم بودن آن بافت نتیجه می‌شود. این در حالی است که در پژوهش حاضر بدون طبقه‌بندی تومورها، طبقه‌بندی بافت پستان با استفاده از ۸ ویژگی توسط سیستم استنتاج فازی انجام می‌شود که از نوآوری‌های این پژوهش به شمار می‌رود.

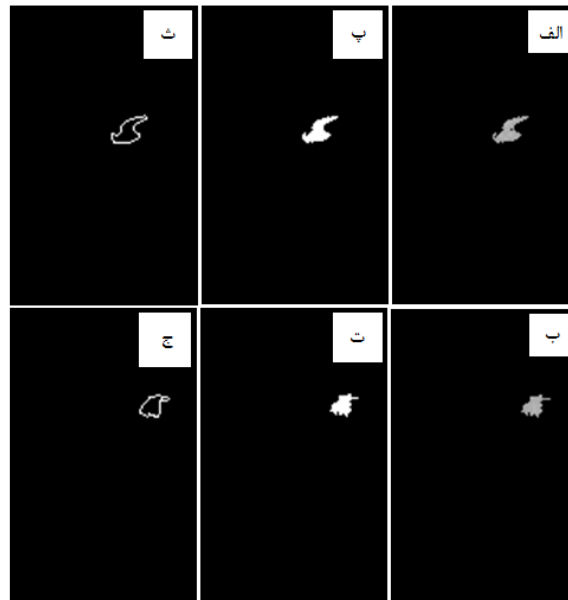
همان‌طور که پیش‌تر اشاره گردید در حالت کلی بین الگوریتم‌های ترکیبی موجود در مطالعات سرطان پستان تفاوت‌هایی وجود دارد. این تفاوت‌ها از سه نظر هوشمند بودن یا نبودن، نوع ویژگی‌های مورد استفاده در قسمت استخراج ویژگی و همچنین دقت طبقه‌بندی آنها قابل بیان است. بر همین اساس الگوریتم ارائه شده در این مقاله نیز از سه جهت قابل بررسی و مقایسه با سایر الگوریتم‌های ترکیبی است. اول اینکه الگوریتم ترکیبی پیشنهادی این مقاله الگوریتمی هوشمند است که با استفاده از موتور استنتاج فازی، طبقه‌بندی بافت پستان را انجام می‌دهد. دوم اینکه در بخش مربوط به استخراج ویژگی، از ویژگی‌های مبتنی بر بافت بر اساس ماتریس رخداد توأم، ویژگی c و همچنین برای اولین بار از ویژگی سطح شدت روشن‌ترین مرکز استفاده شد. در نهایت، سوم اینکه الگوریتم پیشنهادی این مقاله دارای درصد صحت بالاتری (۹۷/۷ درصد) نسبت به سایر الگوریتم‌های ترکیبی که در جدول ۵ آورده شده‌اند، دارد.

این جداول در قسمت استفاده هم‌زمان از هر دو نمای تصویر از تقسیم ویژگی تصویر MLO به CC، به دست آمده‌اند. همچنین طبق این جدول، ویژگی c در استفاده از هر دو نمای تصویر ماموگرافی دقتی معادل ۹۶ درصد را داشته است که در مقایسه با ویژگی تصاویر منفرد که دقتی معادل ۷۳ درصد دارد و این اختلاف قابل ملاحظه است. در خصوص ویژگی سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه نیز دقت به دست آمده از دو نمای تصویر ماموگرافی در مقایسه با یک تصویر، بالاتر است. در نهایت ویژگی‌های استخراج شده به عنوان ورودی‌های یک سیستم استنتاج فازی برای طبقه‌بندی بافت پستان با استفاده از دو نمای استاندارد تصاویر ماموگرافی در نظر گرفته شد. نتایج این پژوهش روی ۳۰۰ جفت تصویر ماموگرافی نشان داد که روش ارائه شده، دارای صحت ۹۷/۷ درصدی برای طبقه‌بندی بافت پستان است. لازم به ذکر است که استفاده توأم از ویژگی‌های بیشترین احتمال، همبستگی، کنتراست، انرژی، همگنی، آنتروپی و با استفاده هم‌زمان از دو نمای استاندارد تصاویر ماموگرافی منجر به طبقه‌بندی ۷۹ درصدی بافت پستان می‌شود. در همین شرایط، این درصد برای ویژگی‌های c و سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه به صورت توأم به ۸۸ درصد افزایش می‌یابد.

برای نیل به طبقه‌بندی بهتر با درصد صحت بالاتر از تمام ویژگی‌های معرفی شده در این پژوهش استفاده گشت که در بهترین حالت با ترکیب ویژگی‌های هم‌جهت و هم‌ارزش و همچنین استفاده از قواعد فازی ترکیبی که در جدول ۲ نشان داده شد، به درصد صحت ۹۷/۷ منجر شد. جدول ۵ مقایسه الگوریتم

جدول ۳ شاخص‌های آماری توصیفگرهای بافت با استفاده از ماتریس رخداد توأم برای تصاویر ماموگرافی

استفاده از یک تصویر منفرد				استفاده از دو نمای استاندارد تصویر						شرایط ویژگی
دقت طبقه‌بندی (درصد)	تصویر ناسالم		تصویر سالم		دقت طبقه‌بندی (درصد)	تصویر ناسالم		تصویر سالم		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
۵۸	۰/۰۰۷۹	۰/۹۹۲۲	۰/۰۱۵۱	۰/۹۸۴۱	۵۷	۰/۰۰۹۹	۰/۰۰۷۱	۰/۰۰۰۶	۰/۹۹۹۶	بیش‌ترین احتمال
۶۳	۰/۰۸۹۷	۰/۹۰۶۹	۰/۱۶۹۲	۰/۸۱۹۳	۶۸	۰/۱۰۶۱	۰/۰۶۴۴	۰/۰۸۷۶	۰/۹۳۸۱	همبستگی
۷۶	۰/۲۴۰۳	۰/۴۹۴۵	۰/۳۵۵۶	۰/۶۱۲۳	۸۳	۰/۱۸۷۷	۰/۱۴۰۳	۰/۱۴۸۹	۰/۸۹۴۷	کنتراست
۶۵	۰/۰۱۵۶	۰/۹۸۴۵	۰/۰۲۹۷	۰/۹۶۸۶	۶۸	۰/۰۱۹۶	۰/۰۱۴۰	۰/۰۰۱۳	۰/۹۹۹۱	انرژی
۷۲	۰/۰۰۵۱	۰/۹۹۵۱	۰/۰۰۹۷	۰/۹۸۸۹	۷۸	۰/۰۰۶۸	۰/۰۰۴۸	۰/۰۰۲۱	۰/۹۹۸۵	همگنی
۸۷	۰/۲۸۰۰	۰/۴۰۷۱	۰/۳۷۰۹	۰/۴۹۳۶	۸۶	۰/۳۲۴۹	۰/۲۳۷۳	۰/۴۵۲۶	۰/۶۷۸۰	آنتروپی



شکل ۵ (الف) نتیجه استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور در نمای MLO، (ب) نتیجه استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور در نمای CC، (پ) و (ت) نتایج اعمال عملگرهای مورفولوژیکی، (ث) و (ج) نتایج اعمال لبه‌یاب سوپل

جدول ۴ شاخص‌های آماری توصیف گرهای C و سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه برای تصاویر ماموگرافی

شرایط		استفاده از دو نمای استاندارد تصویر						استفاده از یک تصویر منفرد	
ویژگی	C	تصویر سالم		تصویر ناسالم		دقت طبقه‌بندی (درصد)	تصویر ناسالم		
		انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		انحراف معیار	میانگین	
		۰/۰۱۵۰	۰/۰۹۹۷	۰/۱۳۲۳	۰/۰۹۹۷	۹۶	۰/۱۶۳۵	۰/۵۹۱۵	
		۰/۱۲۰۴	۰/۰۴۲۷	۰/۰۵۳۳	۰/۰۴۲۷	۸۰	۰/۱۱۸۲	۰/۸۶۸۴	
	سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه	۰/۹۸۹۳	۰/۱۱۴۸	۰/۰۵۳۳	۰/۰۴۲۷	۸۰	۰/۱۱۸۲	۰/۸۶۸۴	

جدول ۵ مقایسه الگوریتم پیشنهادی و برخی روش‌ها در زمینه طبقه‌بندی تصاویر ماموگرافی

روش	سال	درصد صحت
شبکه‌های عصبی توصیفی [۳۰]	۲۰۱۷	۸۳/۷۴
ویژگی‌های هارالیک [۳۱]	۲۰۱۴	۹۲
رشد ناحیه و شبکه‌های عصبی سلولی [۱۸]	۲۰۱۵	۹۶/۴۷
منطقه مورد نظر پراکنده [۳۲]	۲۰۱۶	۹۷/۲
ماتریس سطح خاکستری و تبدیل موجک گسسته [۳۳]	۲۰۱۵	۹۷/۴
الگوریتم پیشنهادی	۲۰۱۶	۹۷/۷

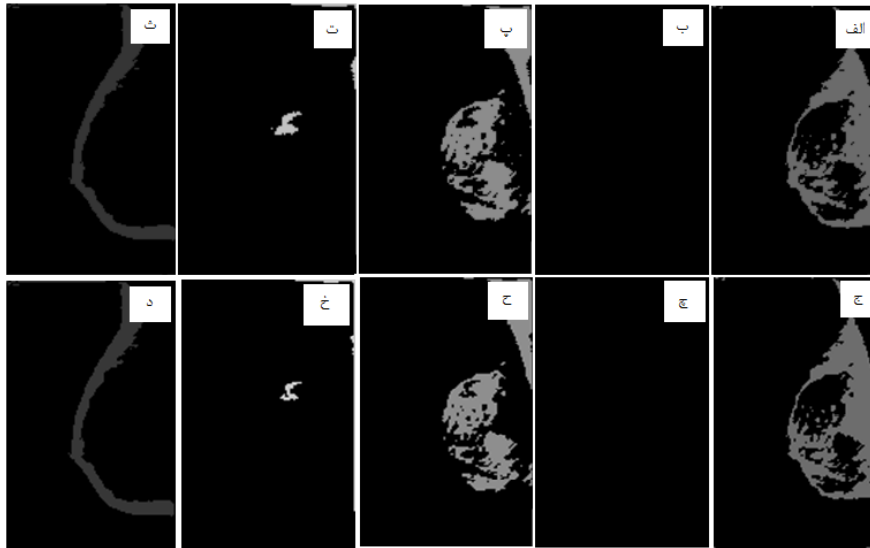
#### ۴ بحث و تحلیل نتایج به دست آمده

الگوریتم‌های خوشه‌بندی و رشد ناحیه کاهش، استخراج ویژگی شامل ویژگی‌های مبتنی بر بافت بر اساس ماتریس رخداد توأم و ویژگی‌های C و سطح شدت مرکز خوشه، و شناسایی و طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم بر اساس ویژگی‌های استخراج شده و سیستم استنتاج فازی است. عدم وجود هریک از مراحل ارائه شده به صورت متوالی، می‌تواند در نتیجه نهایی مؤثر باشد. در واقع هر کدام از مراحل پیشنهادی بر مبنای دلیلی

هدف اصلی این مطالعه، معرفی یک روش هوشمند جدید برای طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم بود. روش پیشنهادی یک روش ترکیبی است که شامل مراحل اصلی مختلفی نظیر پیش‌پردازش (شامل حذف پیکسل‌های زائد و برچسب‌های موجود توسط یک ماسک ایجاد شده از باینری کردن تصویر ورودی با سطح آستانه ۰/۱ و اعمال فیلتر غیرخطی میانه)، تشخیص ناحیه مشکوک به حضور تومور توسط ترکیب

ماندن و در واقع عدم اجرای صحیح الگوریتم می‌شود و این دقیقاً یکی از معایب این الگوریتم است. در واقع در این الگوریتم اگر در تکراری از آن تعداد داده‌های متعلق به خوشه‌ای صفر شود، راهی برای تغییر و بهبود آن وجود ندارد. در الگوریتم خوشه‌بندی sFCM نیز پس از اجرا و تغییر پارامترهای آن، نتیجه نهایی تفاوت زیادی با الگوریتم خوشه‌بندی FCM نداشت و با توجه به این موارد در این مطالعه از الگوریتم خوشه‌بندی FCM استفاده شد. شکل ۶ نتایج الگوریتم خوشه‌بندی K-means و FCM را در ۵ خوشه نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که دلیل انتخاب ۵ خوشه نتیجه حاصل شده از تکرار الگوریتم خوشه‌بندی روی تمام تصاویر ماموگرافی موجود و بررسی آنها بوده است. همان‌طور که در شکل ۶ مشاهده می‌شود تفاوت الگوریتم خوشه‌بندی K-means و FCM در تعداد پیکسل‌های تشکیل‌دهنده هر خوشه است.

قانع‌کننده پیشنهاد شده است. به طور مثال با توجه به بالا بودن حجم تصاویر ماموگرافی و لزوم حذف نواحی غیر از بافت پستان، در مرحله پیش‌پردازش با ایجاد ماسک مناسب عمل استخراج بافت پستان انجام گرفته است و برجسب‌های موجود بر روی نماهای استاندارد تصویر ماموگرافی حذف شده‌اند. مرحله بعدی پس از پیش‌پردازش، انتخاب ناحیه مشکوک به حضور تومور بوده که ترکیبی از الگوریتم‌های خوشه‌بندی و رشد ناحیه است. با توجه به اینکه نمی‌توان از روش‌های خوشه‌بندی سلسله‌مراتبی در تصاویر ماموگرافی (که حجم عظیمی از اطلاعات را دربر می‌گیرند) استفاده کرد، در این مرحله برای انتخاب الگوریتم خوشه‌بندی مناسب از سه الگوریتم خوشه‌بندی K-means، sFCM و FCM استفاده شد. مشکلی که در استفاده از الگوریتم خوشه‌بندی K-means وجود دارد و به‌وفور اتفاق می‌افتد تهي شدن یک خوشه در حین اجرای الگوریتم است که باعث ناتمام



شکل ۶ الف) الی (ث) نتیجه اعمال الگوریتم خوشه‌بندی k-means در نمای MLO تصویر ماموگرافی شکل ۲ الف)، (ج) الی (د) نتیجه اعمال الگوریتم خوشه‌بندی FCM در نمای MLO تصویر ماموگرافی شکل ۲ الف)

## ۵ نتیجه‌گیری

شناسایی ناحیه مشکوک به حضور تومور، استفاده هم‌زمان از دو نمای استاندارد (MLO و CC) تصویر ماموگرافی یک پستان بود که به نتایج بهتر و دقیق‌تری معادل ۹۷/۷ درصد منجر شد. این ایده از آنجا نشأت گرفت که با توجه به تعریف رادیولوژیست‌ها، یک تومور عبارت است از یک ضایعه فراگیر که حداقل از دو نمای مختلف تصویر ماموگرافی قابل رؤیت باشد. دستاورد سوم این مطالعه این است که برای اولین بار ویژگی سطح شدت روشن‌ترین مرکز خوشه در بخش استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور معرفی و مورد استفاده قرار گرفت که در نهایت منجر به تشخیص تصاویر بافت پستان سالم از ناسالم با دقت ۸۰ درصدی شد. همچنین معیار c به‌عنوان یک معیار مورفولوژی بررسی میزان مدور بودن تومور معرفی گردید و بکار گرفته شد. ویژگی مهم معیار c نسبت به سایر ویژگی‌های مورفولوژی متداول

در این مطالعه یک روش ترکیبی هوشمند برای طبقه‌بندی بافت پستان به دو نوع سالم و ناسالم معرفی شد. این روش بر پایه الگوریتم‌های خوشه‌بندی FCM و رشد ناحیه و همچنین پردازش‌های مورفولوژیکی برای طبقه‌بندی بافت پستان بود. الگوریتم خوشه‌بندی مورد استفاده در این مطالعه با بررسی و مقایسه تفاوت‌های سه الگوریتم خوشه‌بندی k-means، sFCM و FCM انتخاب شد.

دستاورد اول این مطالعه در مرحله استخراج ناحیه مشکوک به حضور تومور بود که در آن از یک الگوریتم ترکیبی جدید (شامل الگوریتم‌های خوشه‌بندی و رشد ناحیه) استفاده شد که با دقت بالایی توانست ناحیه مشکوک به حضور تومور را جدا کند. دستاورد دوم و مهم‌تر علاوه بر استفاده از روش ترکیبی جدید در

دارا باشد. در این الگوریتم ابتدا  $k$  نقطه به عنوان نقاط مراکز خوشه‌ها انتخاب می‌شوند. سپس هر نمونه داده به خوشه‌ای که مرکز آن خوشه کمترین فاصله تا آن داده را داراست، نسبت داده می‌شود. پس از تعلق تمام داده‌ها به یکی از خوشه‌ها برای هر خوشه یک نقطه جدید به عنوان مرکز محاسبه می‌شود (میانگین نقاط متعلق به هر خوشه). این روند مدام تکرار می‌شود تا زمانی که دیگر هیچ تغییری در مراکز خوشه‌ها حاصل نشود. تابع با معادله (الف-۱) نیز به عنوان تابع هدف مطرح است که در آن،  $\|$  معیار فاصله بین نقاط و  $c_j$  مرکز خوشه زام است [۷].

$$d_{AB} = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^n \|x_i^{(j)} - c_j\|^2 \quad (\text{الف-۱})$$

**الف-۲- الگوریتم خوشه‌بندی FCM:** در این الگوریتم، نمونه‌ها به  $c$  خوشه تقسیم شده و تعداد  $c$  از قبل مشخص است. در الگوریتم خوشه‌بندی  $c$  میانگین فازی تابع هدف به صورت معادله (الف-۲) است:

$$J = \sum_{i=1}^c \sum_{k=1}^n u_{ik}^m d_{ik}^2 = \sum_{i=1}^c \sum_{k=1}^n u_{ik}^m \|x_k - v_i\|^2 \quad (\text{الف-۲})$$

که  $m$  یک عدد حقیقی بزرگ‌تر از ۱،  $x_k$  نمونه  $k$ ام و  $v_i$  نماینده یا مرکز خوشه  $i$ ام و  $n$  تعداد نمونه‌هاست.  $u_{ik}$  میزان تعلق نمونه  $i$ ام در خوشه  $k$ ام را نشان می‌دهد. از روی  $u_{ik}$  می‌توان یک ماتریس  $U$  تعریف کرد که دارای  $c$  سطر و  $n$  ستون است و مؤلفه‌های آن هر مقداری بین ۰ تا ۱ را می‌تواند اختیار کنند، اما مجموع مؤلفه‌های هر یک از ستون‌ها باید برابر ۱ باشد و هم‌چنین  $(k=1, \dots, n)$  [۸]:

$$J = \sum_{i=1}^c u_{ik} = 1 \quad (\text{الف-۳})$$

$$u_{ik} = \frac{1}{\sum_{j=1}^c \left( \frac{d_{ik}}{d_{jk}} \right)^{\frac{2}{m-1}}}, \quad v_i = \frac{\sum_{k=1}^n u_{ik}^m x_k}{\sum_{k=1}^n u_{ik}^m} \quad (\text{الف-۴})$$

مراحل این الگوریتم بدین صورت است: مقداردهی اولیه برای  $c$ ،  $m$  و  $U$ ، محاسبه مراکز خوشه‌ها (محاسبه  $v_i$ ‌ها)، محاسبه ماتریس  $U$  تعلق از روی خوشه‌های محاسبه شده در مرحله قبلی و اگر  $\|U_{i+1} - U_i\| \leq \epsilon$  الگوریتم خاتمه می‌یابد و در غیر این صورت مرحله دوم دوباره انجام می‌شود [۸].

**الف-۳- الگوریتم خوشه‌بندی sFCM:** غالباً شباهت ویژگی‌های پیکسل‌های همسایه زیاد است و احتمال زیادی دارد که به خوشه یکسانی تعلق داشته باشند. این رابطه مکانی برای خوشه‌بندی FCM مورد استفاده قرار نمی‌گیرد. برای استفاده از این اطلاعات مکانی، می‌توان یک تابع مکانی  $h_{ij}$  به صورت معادله (الف-۵) تعریف کرد که در آن،  $NB(x_j)$  یک پنجره مربعی روی تصویر است که پیکسل‌های همسایگی پیکسل  $x_j$  را پوشش می‌دهد. تابع مکانی  $h_{ij}$  از طریق رابطه (الف-۶) با تابع عضویت  $u_{ij}$  ادغام می‌شود تا تابع عضویت اصلاح شده  $u'_{ij}$  حاصل شود [۹].

$$h_{ij} = \sum_{k \in NB(x_j)} u_{ik}, \quad \forall i \in \{1, \dots, Q\} \quad (\text{الف-۵})$$

مانند Eccentricity، سادگی و حجم کمتر محاسباتی آن است؛ ضمن آنکه، همان‌گونه که نشان داده شد، در کنار سایر ویژگی‌ها کارایی مناسبی از خود نشان می‌دهد. دستاورد چهارم، مرزبندی تومور شناسایی شده در ناحیه مشکوک به حضور تومور در بافت ناسالم توسط پردازش‌های مورفولوژیکی بود.

در طول انجام این مطالعه و پیاده‌سازی الگوریتم‌ها، هر دو نمای استاندارد تصویر ماموگرافی مربوط به یک پستان، مورد استفاده قرار گرفت و در نهایت انتخاب ویژگی‌ها بر اساس ترکیبی از نتایج حاصل شده از هر دو نمای تصویر ماموگرافی بود که برتری آن نسبت به استفاده از یک تصویر منفرد نشان داده شد. در واقع نتایج پیاده‌سازی روش پیشنهادی بر روی ۳۰۰ تصویر ماموگرافی، برتری بررسی هم‌زمان هر دو نمای استاندارد تصویر ماموگرافی نسبت به یک تصویر را مشخص ساخت. روش ارائه شده در این مقاله که منجر به تشخیص بافت پستان ناسالم از سالم شد، می‌تواند احتمال استفاده از روش‌های تهاجمی را کاهش دهد و در تشخیص اولیه و زودرس سرطان پستان به متخصصین مربوطه کمک کند.

همان‌طور که در بخش‌های پیشین نیز ارائه گشت، هدف اصلی تکنیک‌های تشخیص به کمک رایانه (CAD) و از جمله این پژوهش، ارائه یک نقش حمایتی برای کمک به پزشکان جهت تفسیر داده‌های پزشکی می‌باشد. همواره رادیولوژیست‌ها و پاتولوژیست‌ها مسئول تحلیل و تفسیر نهایی تصاویر پزشکی هستند و تکنیک‌های CAD به عنوان دستیار متخصصین مذکور عمل می‌کنند. به‌طور کلی می‌توان مزایای اصلی هر تکنیک CAD و از جمله این پژوهش را ارائه روشی خودکار مبتنی بر دانش پزشکان، رادیولوژیست‌ها، و پاتولوژیست‌ها دانست که نتایج آن با خطاهای احتمالی ناشی از خستگی کاربر و حجم زیاد داده‌ها تغییر نمی‌کند و دارای سرعت بالا و هزینه کم می‌باشند. هم‌چنین این روش‌ها قابلیت مقایسه نتایج و بررسی دقیق و کمی تغییرات یک سوژه را در یک بازه زمانی و تشخیص اولیه جهت ارجاعات بعدی در مواردی که دسترسی ساده و سریع به رادیولوژیست و پاتولوژیست امکان‌پذیر نیست را دارد.

## ۶ پیوست الف

در این قسمت به‌طور مختصر الگوریتم‌های خوشه‌بندی K-means [۷]، FCM [۸]، sFCM [۹]، الگوریتم رشد ناحیه [۲۱]، پردازش‌های مورفولوژیکی [۲۲]، فیلتر غیرخطی میانه [۲۳] و هم‌چنین لبه‌یاب سوبل [۲۴] معرفی می‌شوند.

**الف-۱- الگوریتم خوشه‌بندی K-means:** این الگوریتم یک الگوریتم پایه برای بسیاری از روش‌های خوشه‌بندی دیگر محسوب می‌شود که بر اساس دو مرحله کلی پایه‌ریزی می‌شود: به دست آوردن نقاطی به عنوان مراکز خوشه‌ها (این نقاط در واقع همان میانگین نقاط متعلق به هر خوشه هستند) و نسبت دادن هر نمونه داده به یک خوشه که آن داده کمترین فاصله تا مرکز آن خوشه را

مشق اول شدت پیکسل‌ها از نظر اندازه بزرگ‌تر از آستانه معینی است و یا یافتن مکان‌هایی که مشتق دوم شدت پیکسل‌ها دارای گذر از صفر<sup>۱</sup> است. روش‌های متعددی برای تخمین مشتقات مرتبه اول و دوم بر مبنای معیارهای یادشده وجود دارند که یکی از آن‌ها روش سوبل<sup>۲</sup> است که در آن نقطه مرکزی همسایگی به صورت رابطه (الف-۸) محاسبه می‌شود [۲۴]:

$$\nabla f = \{ [(z_v + 2z_\lambda + z_\rho) - (z_\gamma + 2z_\tau + z_\nu)]^2 + [(z_\tau + 2z_\epsilon + z_\rho) - (z_\gamma + 2z_\tau + z_\nu)]^2 \}^{\frac{1}{2}} \quad (\text{الف-۸})$$

که  $z_i$  ها ( $i = 1, \dots, 9$ ) همسایگی‌ها را نشان می‌دهد. آنگاه در صورتی  $g \geq T$  که باشد، گفته می‌شود که پیکسل واقع در مختصات  $(x, y)$  یک پیکسل واقع در لبه و مقدار آستانه است.

## ۷ سپاسگزاری

نویسندگان بر خود لازم می‌دانند که از زحمات و حمایت‌های جناب آقای دکتر منوچهر مهران، ریاست محترم دانشگاه علوم پزشکی قزوین، تشکر و سپاسگزاری نمایند.

## مراجع

- [1] Siegel RL, Miller KD, Jemal A. Cancer statistics. CA: a cancer journal for clinicians. 65(1):5-29, 2015.
- [2] Group EBCTC. Adjuvant bisphosphonate treatment in early breast cancer: meta-analyses of individual patient data from randomised trials. The Lancet; 386(10001):1353-61, 2015.
- [3] Euhus D, Di Carlo PA, Khouri NF. Breast cancer screening. Surgical Clinics of North America. 95(5):991-1011, 2015.
- [4] Biller-Andorno N, Jüni P. Abolishing mammography screening programs? A view from the Swiss Medical Board. New England Journal of Medicine; 370(21):1965-7, 2014.
- [5] Society Hcsotih. The international classification of headache disorders. Cephalalgia: an international journal of headach; 24:9, 2004.
- [6] Steinbach M, Karypis G, Kumar V, editors. A comparison of document clustering techniques. KDD workshop on text mining; Boston, 2000.
- [7] Alpaydin E. Introduction to machine learning. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press Google Scholar, 2004.
- [8] Bezdek JC. Pattern recognition with fuzzy objective function algorithms: Springer Science & Business Media; 2013.
- [9] Chuang K-S, Tzeng H-L, Chen S, Wu J, Chen T-J. Fuzzy c-means clustering with spatial information for

$$u'_{ij} = \frac{u_{ij}^p h_{ij}^q}{\sum_{k=1}^c u_{ik}^p h_{kj}^q}, \quad \forall i \in \{1, \dots, c\}, \quad \forall j \in \{1, \dots, Q\} \quad (\text{الف-۶})$$

که  $p$  و  $q$  به ترتیب پارامترهای کنترل اهمیت نسبی دو تابع  $u_{ij}$  و  $h_{ij}$  هستند. الگوریتم sFCM مانند FCM تکراری است ولی هر تکرار آن دو مرحله دارد. در مرحله اول  $u_{ij}$  محاسبه می‌شود و در مرحله دوم، پس از محاسبه تابع تابع مکانی  $h_{ij}$  تابع عضویت اصلاح شده  $u'_{ij}$  محاسبه می‌شود. سپس تکرار با تابع عضویت جدید ( $u_{ij}=u'_{ij}$ ) ادامه پیدا می‌کند تا زمانی که شرط توقف به وقوع بپیوندد.

**الف-۴- الگوریتم رشد ناحیه:** الگوریتم رشد ناحیه الگوریتمی است که طی آن مجموعه‌ای از پیکسل‌ها (نقاط بذر) در یک ناحیه کوچک بر مبنای خصوصیات از پیش تعریف شده مشابه برای رشد به نواحی وسیع‌تر تبدیل می‌شوند و زمانی که دیگر هیچ پیکسلی خصوصیت حضور در ناحیه را برآورده نکند، الگوریتم متوقف می‌گردد [۲۱].

**الف-۵- پردازش‌های مورفولوژیکی:** دو پردازش مهم و اساسی در پردازش‌های مورفولوژیکی گسترش و سایش باینری هستند. در طی اعمال گسترش باینری اشیاء ضخیم‌تر و در طی اعمال سایش باینری اشیاء نازک‌تر می‌شوند. دو ترکیب رایج این دو پردازش، عملیات باز کردن و بستن هستند که اعمال عملگر باز کردن بر روی تصویر موجب می‌شود تا اتصالات نازک تصویر حذف شوند و اعمال عملگر بستن بر روی تصویر نیز سبب پوشانده شدن حفره‌های کوچک تصویر می‌شود [۲۲].

**الف-۶- فیلتر غیرخطی میانه:** یکی از انواع فیلترهای پردازش تصویر، فیلترهای غیرخطی هستند. در استفاده از فیلترهای خطی، تمامی پیکسل‌های تصویر تحت تأثیر ضرایب قرار می‌گیرند که برای اجتناب از این مشکل از فیلترهای غیرخطی می‌توان استفاده کرد. در این نوع، مقدار یک پیکسل همسایگی بر اساس ویژگی خاص به عنوان مقدار پیکسل مرکزی در نظر گرفته می‌شود. از انواع فیلترهای غیرخطی می‌توان به فیلترهای میانه اشاره نمود. فیلتر میانه فیلتر پایین‌گذری است که از یک همسایگی  $m \times n$  استفاده می‌کند و روش کار آن نیز به این صورت است که کل همسایگی‌ها را به صورت صعودی مرتب کرده و عنصر وسط اعداد مرتب‌شده را انتخاب و جایگزین پیکسل مرکزی می‌کند [۲۳].

**الف-۷- لبه‌یاب سوبل:** تشخیص لبه مهم‌ترین و رایج‌ترین روش در راستای تشخیص ناپیوستگی‌های معنی‌دار مقادیر شدت پیکسل‌هاست. چنین ناپیوستگی‌هایی با استفاده از مشتقات مرتبه اول و دوم قابل تشخیص می‌باشند. اندازه‌گرادیان یک تصویر  $f(x, y)$  به صورت رابطه (الف-۷) تعریف می‌شود [۲۴]:

$$\nabla f = [G_x^2 + G_y^2]^{\frac{1}{2}} = [(\partial f / \partial x)^2 + (\partial f / \partial y)^2]^{\frac{1}{2}} \quad (\text{الف-۷})$$

ایده اساسی پشت تشخیص لبه یافتن مکان‌هایی در تصویر است که شدت پیکسل‌ها در آن‌ها به سرعت تغییر می‌کند. در این راستا از یکی از این دو معیار کلی استفاده می‌شود: یافتن مکان‌هایی که

<sup>۱</sup>Zerocrossing

<sup>۲</sup>Sobel



- car-following. CVGIP: Image Understanding; 58(2):177-9, 1993.
- [25] Digital Database for Screening Mammography (DDSM), University of South Florida Digital Mammography Home Page. Available At: <http://marathon.csee.usf.edu/Mammography/Database.html>, Last updated on September 16, 2017.
- [26] Chen, Zhili, and Reyer Zwiggelaar. "Segmentation of the breast region with pectoral muscle removal in mammograms." *Medical Image Understanding and Analysis (MIUA)*; 71-76, 2010.
- [27] Khuzi AM, Besar R, Zaki WW, Ahmad N. Identification of masses in digital mammogram using gray level co-occurrence matrices. *Biomedical imaging and intervention journal*; 5(3), 2009.
- [28] Gorgel P, SERTBAŞ A, Kilic N, Osman N, Osman O. Mammographic mass classification using wavelet based support vector machine. *Methods*; 10:11, 2009.
- [29] Zadeh, L. Fuzzy sets. *information and control*; (8): 338-353, 1965.
- [30] Jadoon, M. Mohsin, Qianni Zhang, Ihsan Ul Haq, Sharjeel Butt, and Adeel Jadoon. Three-Class Mammogram Classification Based on Descriptive CNN Features. *BioMed Research International*, 2017.
- [31] Ohmshankar, S., and C. Kumar Charlie Paul. "Haralick features based mammogram classification system." In *Current Trends in Engineering and Technology (ICCTET)*, 2014 2nd International Conference on, 409-413. IEEE, 2014.
- [32] Kanadam, Karteeka Pavan, and Srinivasa Rao Chereddy. Mammogram classification using sparse-ROI: A novel representation to arbitrary shaped masses. *Expert Systems with Applications*; 57: 204-213, 2016.
- [33] Beura, Shradhananda, Banshidhar Majhi, and Ratnakar Dash. Mammogram classification using two dimensional discrete wavelet transform and gray-level co-occurrence matrix for detection of breast cancer. *Neurocomputing*; 154: 1-14, 2015.
- image segmentation. *computerized medical imaging and graphics*; 30(1):9-15, 2006
- [10] Etehadtavakol, M., Chandran, V., NG, E. & Kafieh, R. Breast cancer detection from thermal images using bispectral invariant features. *International Journal of Thermal Sciences*; 69, 21-36, 2013.
- [11] Zhang, Q., Xiao, Y., Dai, W., Suo, J., Wang, C., Shi, J. and Zheng, H. Deep learning based classification of breast tumors with shear-wave elastography. *Ultrasonics*; 72: 150-157, 2016.
- [12] Wang, D., Shi, L. & Heng, P. A. Automatic detection of breast cancers in mammograms using structured support vector machines. *Neurocomputing*; 72: 3296-3302, 2009.
- [13] Liu, J., Chen, J., Liu, X., Chun, L., Tang, J. & Deng, Y. Mass segmentation using a combined method for cancer detection. *BMC systems biology*; 5, S6, 2011.
- [14] Rouhi, R. and Jafari, M. Classification of benign and malignant breast tumors based on hybrid level set segmentation. *Expert Systems with Applications*; 46: 45-59, 2016.
- [15] Pereira, D. C., Ramos, R. P. & Do Nascimento, M. Z. Segmentation and detection of breast cancer in mammograms combining wavelet analysis and genetic algorithm. *Computer methods and programs in biomedicine*; 114: 88-101, 2014.
- [16] Wang, Z., Yu, G., Kang, Y., Zhao, Y. & Qu, Q. Breast tumor detection in digital mammography based on extreme learning machine. *Neurocomputing*; 128:175-184, 2014.
- [17] Moradmand, H., Setayeshi, S., Karimian, A. & Sirous, M. Contrast Enhancement of Mammograms for Rapid Detection of Microcalcification Clusters. *Iranian Journal of Medical Physics*; 11:260-269, 2014.
- [18] Rouhi, R., Jafari, M., Kasaei, S. and Keshavarzian, P. Benign and malignant breast tumors classification based on region growing and CNN segmentation. *Expert Systems with Applications*; 42(3): pp.990-1002, 2015.
- [19] Abdel-Zaher, A.M. and Eldeib, A.M. Breast cancer classification using deep belief networks. *Expert Systems with Applications*; 46: 139-144, 2016.
- [20] Gupta, S., & Markey, M. K. Correspondence in texture features between two mammographic views. *Medical physics*; 32(6):1598-1606, 2005.
- [21] Pal NR, Pal SK. A review on image segmentation techniques. *Pattern recognition*; 26(9):1277-94, 1993.
- [22] Gonzalez RC, Woods RE, Eddins SL. *Digital image processing using MATLAB*: Pearson Education India; 2004.
- [23] Sonka M, Hlavac V, Boyle R. *Image processing, analysis, and machine vision*: Cengage Learning; 2014.
- [24] Zielke T, Brauckmann M, Vonseelen W. Intensity and edge-based symmetry detection with an application to





**نوشین بیگدلی** کارشناسی و کارشناسی ارشد مهندسی برق خود را در دانشگاه شیراز به ترتیب در گرایش‌های الکترونیک و کنترل به پایان رساند و در سال ۱۳۸۶ در مقطع دکتری برق-کنترل از دانشگاه صنعتی شریف فارغ‌التحصیل گردید. ایشان هم‌اکنون، دانشیار گروه مهندسی برق-

کنترل دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره) قزوین است. زمینه‌های تخصصی وی عبارتست از: داده‌کاوی، استخراج ویژگی‌ها و آنالیز سری زمانی، پردازش تصاویر و علائم، سیستم‌های هوشمند، کنترل سیستم‌های آشوبگونه و کنترل پیش‌بین مدل.



**حامد جباری** تحصیلات خود را در رشته مهندسی برق-کنترل در مقطع کارشناسی در دانشگاه صنعتی شاهرود و در مقطع کارشناسی ارشد در دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره) قزوین به پایان رساند. ایشان هم‌اکنون دانشجوی دکتری رشته مهندسی برق-کنترل در دانشگاه

بین‌المللی امام خمینی (ره) قزوین است. زمینه‌های پژوهشی مورد علاقه وی داده‌کاوی، پردازش تصویر، بهینه‌سازی و الگوریتم‌های هوشمند و تکاملی است.



**نگار ملکی** کارشناسی و کارشناسی ارشد خود را در دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره) قزوین در رشته مهندسی برق - کنترل به ترتیب در سال‌های ۱۳۹۲ و ۱۳۹۴ به پایان رساند. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه او پردازش تصاویر، بهینه‌سازی و الگوریتم‌های هوشمند است.