

ارائه روشی جدید برای آشکارسازی سرطان سینه در تصاویر ماموگرافی با استفاده از الگوریتم کرم شب تاب

غزال مردانیان^(۱) - ندا بهزادفر^(۲)

(۱) کارشناس ارشد - دانشکده مهندسی برق، واحد نجفآباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجفآباد، ایران

(۲) استادیار - دانشکده مهندسی برق، واحد نجفآباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجفآباد، ایران

تاریخ دریافت: ۹۸/۸/۲۰ تاریخ پذیرش: ۹۸/۱۰/۱۴

خلاصه: سرطان سینه یکی از شایع‌ترین سرطان‌ها در بین زنان است. در بسیاری از مواقع، هیچ علائم آشکاری در بیماران مبتلا به سرطان سینه مشاهده نمی‌شود. تشخیص دقیق سرطان سینه در مراحل اولیه برای کاهش مرگ و میر ضروری است. ماموگرافی به عنوان یک روش استاندارد بیش از ۴۰ سال است که در تشخیص بیماری‌های سینه مورد استفاده قرار گرفته است. برای جلوگیری از تجزیه و تحلیل‌های ذهنی تصاویر ماموگرافی توسط رادیولوژیست‌ها و افزایش دقت آشکارسازی سرطان سینه، سیستم‌های مبتنی بر هوش مصنوعی در سال‌های اخیر مورد توجه زیادی قرار گرفته‌اند. در این مقاله یک روش بر اساس ترکیب الگوریتم کرم شب تاب و اعمال پیش‌پردازش‌های مناسب بر روی تصویر جهت آشکارسازی سرطان سینه در تصاویر ماموگرافی ارائه شده است. از تصاویر ماموگرافی موجود در مجموعه داده دیجیتال DDSM استفاده شد. سه معیار عملکردی صحت، حساسیت و دقت (۴/۹۳٪، ۹۱٪، ۹۵٪) نشان‌دهنده عملکرد مناسب روش پیشنهادی نسبت به مطالعات موجود است.

کلمات کلیدی: الگوریتم کرم شب تاب، تصاویر ماموگرافی دیجیتال، سرطان سینه، مورفولوژی.

A New Method for Detection of Breast Cancer in Mammography Images Using a Firefly Algorithm

Ghazal Mardanian⁽¹⁾ - Neda Behzadfar⁽²⁾

(1) MSc - Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

ghazal.mardanian@yahoo.com

(2) Assistant Professor - Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

behzadfar_neda@yahoo.com

Abstract: Breast cancer is one of the most common cancers among women. Many times, no obvious symptoms were identified in breast cancer patients. Accurate detection of breast cancer at the earliest stage is very much essential to reduce mortality. Mammography has been used as a gold standard for over 40 years in diagnosing breast diseases. In recent years, artificial intelligence systems have been the focus of much attention in preventing the subjective analysis of mammograms by radiologists and enhancing the accuracy of breast cancer detection. In this study, combining the firefly algorithm and applying appropriate image processing to detect breast cancer in mammographic images has been investigated. In this paper, mammographic images in the DDSM dataset were used. Three performance metrics such as sensitivity, specificity and accuracy (93.4%, 91%, 95%) were used to analyze the detection performance. The proposed work shows better performance when compared to existing work in literature.

Index Terms: Firefly algorithm, digital mammography images, breast cancer, morphology.

۱- مقدمه

سرطان سینه یکی از شایع‌ترین سرطان‌ها است. موسسه ملی سرطان ایالات متحده، اعلام کرده است که از هر هشت زن، یک نفر به سرطان سینه مبتلا است. در صورتی که این بیماری به موقع تشخیص داده شود، به راحتی قابل درمان است [۱].

سرطان در ایران سومین عامل مرگ و میر است و روزانه بین ۱۰۱ تا ۱۰۵ نفر مبتلا به سرطان جان خود را از دست می‌دهند. سرطان با تقسیم کنترل نشده سلول شروع می‌شود و سبب ایجاد توده‌ای به نام تومور می‌گردد. این تومور خیلی سریع رشد کرده و به بافت‌های اطراف حمله می‌کند و آن‌ها را از بین می‌برد. ناهنجاری‌هایی مانند وجود غده در سینه، تغییر اندازه و ابعاد سینه، تفاوت در رنگ پوست سینه، درد سینه و ... از جمله علائم ظاهری سرطان سینه هستند. بر اساس آمارهای موجود، در حال حاضر حدود ۷۵ درصد افراد مبتلا به سرطان سینه در مرحله دوم بیماری برای درمان مراجعه می‌کنند و تنها ۱۸ درصد افراد در مراحل ابتدایی برای درمان مراجعه می‌کنند [۲]. با تشخیص سرطان سینه در مراحل اولیه و ارائه درمان موثر و راه‌حل‌های مناسب، می‌توان به بهبود قابل توجهی در بقا، کاهش کمبود و ارتقا کیفیت زندگی این بیماران دست یافت [۳].

روش‌های ارائه شده برای تشخیص سرطان سینه، معمولاً مبتنی بر پردازش تصویر هستند. در این روش، سرطان با استفاده از تصاویر ماموگرافی یا ترموگرافی^۷ تشخیص داده می‌شود [۴]. ماموگرافی، همان رادیوگرافی بافت‌های نرم سینه است. در مقایسه با سایر روش‌های تشخیصی مانند سونوگرافی و یا تصویربرداری توسط رزونانس مغناطیسی (MRI)، ماموگرافی دقیق‌ترین روش برای تشخیص به موقع سرطان سینه است [۵]. در طول ماموگرافی، برخی از پرتوهای X متناسب با بافت جذب می‌شوند و پرتوهای دیگر از آن عبور می‌کنند که مقدار انرژی جذب شده متناسب با ماهیت بافت است. میزان سیگنال خارج شده از بافت دارای تومور با بافت معمولی متفاوت است و بر اساس میزان تغییرات می‌توان تشخیص داد که آیا بافت دارای تومور است یا خیر. پردازش تصاویر ماموگرافی به پزشک و رادیولوژیست در تشخیص آسان بیماری کمک می‌کند و در نتیجه بیمار را در برابر خطرات غیرقابل برگشت حفظ می‌کند [۶].

در تصاویر ماموگرافی، تغییرات سطوح خاکستری در بخش‌های مختلف تصویر، کم است. این سبب می‌شود تا بخش‌بندی نواحی شامل تومور فقط از طریق سطوح روشنایی دشوار باشد. همچنین تصاویر ماموگرافی شامل اجزای فرکانس بالا و سطوح مختلف نویز هستند که آشکارسازی تومور را با مشکل روبرو می‌کنند [۷،۸].

در مطالعه انجام شده توسط شن و همکرانش در سال ۲۰۱۴، الگویی جهت تشخیص سرطان سینه با استفاده از روش‌های داده‌کاوی ارائه شده است [۹]. در این مدل از یک مجموعه ویژگی برای تشخیص سرطان سینه استفاده شده و سپس به کمک ماشین بردار پشتیبان^۸ (SVM) طبقه‌بندی می‌شوند. در مقاله [۱۰] کارایی دو مدل شبکه

عصبی پس انتشار^۹ (BP) و شعاعی پایه (RBF) برای تشخیص سرطان سینه مطالعه و بررسی شده‌اند و نتایج مقایسه کارایی شبکه عصبی BP را برای تشخیص سرطان نشان داده است. در مقاله [۱۱] الگوریتمی بر اساس مدل فازی و آنالیز جداسازی خطی^{۱۰} (LDA) برای تشخیص سرطان سینه ارائه شده است. در مقاله [۱۲] با هدف تشخیص و تجزیه و تحلیل سرطان سینه به کمک دو طبقه‌بندی‌کننده SVM و شبکه عصبی ارائه شده است. یک مدل جهت طبقه‌بندی سرطان سینه پیشنهاد شده که در این مدل از مجموعه داده ویسکانسین استفاده گردیده است. همچنین از روش آنالیز جزء اصلی^{۱۱} (PCA) برای کاهش دیمانسیون داده استفاده شده است.

در مطالعه‌های متعددی نیز بسیاری از روش‌ها به ویژگی‌های بهینه-سازی مبتنی بر هوش دسته‌جمعی اشاره کرده‌اند [۱۳-۱۵]. در بین روش‌های مبتنی بر هوش دسته جمعی می‌توان از کلونی زنبور عسل مصنوعی^{۱۲} (ABC) [۱۶]، بهینه‌سازی کلونی مورچه^{۱۳} (ACO) [۱۷] و روش بهینه‌سازی ذره‌ای زنبور^{۱۴} (PSO) نام برد [۱۸،۱۹]. بهترین روش‌های مبتنی بر هوش دسته جمعی موجود در حال حاضر نیز الگوریتم کرم شب‌تاب^{۱۵} (FA)، جستجوی فاخته و الگوریتم خفاش است [۲۰،۲۱]. الگوریتم کرم شب‌تاب به عنوان یکی از روش‌های طبقه‌بندی در سال‌های اخیر مورد توجه زیادی قرار گرفته است. این الگوریتم اولین بار در سال ۲۰۰۸ بر اساس الگوی رفتاری کرم‌های شب‌تاب ارائه شده است [۲۲،۲۳]. در مقاله ارائه شده توسط شانکار و همکارش، از الگوریتم کرم شب‌تاب در زمینه انتخاب مجموعه ویژگی‌های مناسب جهت طبقه‌بندی نواحی توموری در تصاویر ماموگرافی استفاده شده است [۲۴].

در این مقاله از ترکیب الگوریتم کرم شب‌تاب و مورفولوژی برای یافتن ناحیه توموری استفاده می‌شود. تومور در تصاویر ماموگرافی از شدت روشنایی بالایی برخوردار است و لذا با استفاده از الگوریتم کرم شب‌تاب، می‌توان ناحیه‌ای که احتمال حضور تومور در آن بیشتر است را پیدا کرد. الگوریتم کرم شب‌تاب در پایین‌ترین سطح خود بر تولید راه حل‌ها درون یک فضای جستجو تمرکز می‌کند و بهترین راه‌حل را برای بقا انتخاب می‌نماید. جستجوی تصادفی از گیر افتادن در دام بهینه محلی اجتناب می‌کند. به‌طور کلی این الگوریتم سه مزیت عمده زیر را دارد و با توجه به مساله این تحقیق که از نوع چند کیفیتی است، از این الگوریتم استفاده خواهد شد:

- بخش‌بندی خودکار تمام جمعیت در زیر گروه‌ها
- قابلیت سروکار داشتن با بهینه‌سازی چند کیفیتی
- تنوع در راه حل‌ها

برای موفقیت‌آمیز بودن این روش، باید پیش‌پردازش مناسبی بر روی تصاویر انجام شود. در ادامه می‌توان با استفاده از الگوریتم مورفولوژی، ناحیه مورد نظر را گسترش داده و کل ناحیه توموری استخراج شود. در استفاده از الگوریتم مورفولوژی، می‌توان میزان یکنواختی روشنایی و ساختاری هر نقطه را نسبت به ناحیه توموری استخراج شده مقایسه

که I_s شدت نور منبع است. برای یک محیط با یک ضریب جذب نور ثابت γ ، شدت نور $I(r)$ با فاصله r مطابق رابطه زیر تغییر می‌کند:

$$I = I_0 e^{-\gamma r} \quad (2)$$

که در آن I_0 شدت نور اصلی و γ ضریب جذب نور است. با توجه به اینکه جذابیت یک کرم شب‌تاب با شدت نور دیده شده توسط کرم‌های مجاور آن متناسب است، جذابیت β به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\beta = \beta_0 e^{-\gamma r^2} \quad (3)$$

که در آن β_0 جذابیت در $r=0$ است. لازم به ذکر است که شاخص γr می‌تواند با توابع دیگر مانند γr^m ، هنگامی که $m > 0$ باشد، جایگزین شود. فاصله بین هر دو کرم شب‌تاب i و j در x_i و x_j با فاصله دکارتی به صورت زیر قابل محاسبه است:

$$r_{ij} = \|x_i - x_j\| = \sqrt{\sum_{k=1}^d (x_{i,k} - x_{j,k})^2} \quad (4)$$

که x_{ik} ، k امین مؤلفه از فاصله مختصاتی x_i کرم شب‌تاب i ام است. در دو بعد خواهیم داشت:

$$r_{ij} = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2} \quad (5)$$

جابجایی کرم شب‌تاب i به سمت کرم شب‌تاب جذاب‌تر (روشن‌تر) j به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$x_i = x_i + \beta_0 e^{-\gamma r_{ij}^2} (x_j - x_i) + \alpha \varepsilon_i \quad (6)$$

که در آن قسمت دوم رابطه مربوط به جذابیت است. α پارامتری تصادفی و ε_i بردار تصادفی بدست آمده از یک توزیع گوسین و یا توزیع یکنواخت است.

لازم به توضیح است که ε_i می‌تواند توسط یک توزیع یکنواخت تولید کننده عدد تصادفی در بازه $[0,1]$ جایگزین شود. برای بیشتر پیاده سازی‌ها، α در بازه $[0,1]$ و β_0 برابر یک در نظر گرفته می‌شود. در این رابطه پارامتر γ مشخص کننده سرعت همگرایی و چگونگی رفتار الگوریتم FA است. در حالت تئوری γ در بازه $[0, \infty)$ است اما در حالت عملی معمولاً از 0.1 تا 10 متغیر است [۲۵].

۲-۲- مورفولوژی^{۱۶}

مورفولوژی یک مجموعه وسیع از عملیات غیرخطی در پردازش تصویر است که تصاویر را بر اساس شکل پردازش می‌کند. در یک عملیات مورفولوژیکی، مقدار هر پیکسل در تصویر خروجی بر اساس مقدار پیکسل‌های دیگر در همسایگی آن تنظیم می‌شود. در واقع عملیات مورفولوژی از مقادیر پیکسل‌های همسایگی استفاده می‌کند. عملگرهای مورفولوژی شامل گسترش، فرسایش، گشودن و بستن می‌باشند. عملیات مورفولوژی از طریق عنصر ساختاری^{۱۷} (SE) بر روی تصویر اعمال می‌شود. هر SE دارای یک لنگر (anchor) است که به صورت پیش فرض مرکز آن تعیین می‌گردد و به صورت دلخواه هم در کاربردهای خاص می‌تواند مقدار دهی شود.

از انواع SE های موجود مربعی، دایره‌ای و لوزی هستند که می‌توان از آن‌ها استفاده کرد و یا می‌توان به صورت دستی آن‌ها را مقدار دهی

کرده و در صورت نزدیک بودن، آن نقطه به ناحیه توموری اضافه شود. در ادامه در بخش دوم مقاله بررسی الگوریتم کرم شب‌تاب و مورفولوژی ارائه شده است. جزئیات روش پیشنهادی در بخش سوم بیان می‌شود. در بخش چهارم نتایج ارائه شده و در نهایت نتیجه‌گیری و بحث در بخش پنجم مقاله بیان می‌شود.

۲- معرفی الگوریتم‌های مود استفاده

۲-۱- الگوریتم کرم شب‌تاب

الگوریتم FA، توسط یانگ در سال ۲۰۰۸ بر مبنای رفتار و الگوهای چشمک‌زن کرم‌های شب‌تاب در طبیعت ارائه گردید و در سال ۲۰۰۹ توسعه یافت. FA یک الگوریتم جمعیت محور است [۲۳].

کرم‌های شب‌تاب در طبیعت به طور دسته جمعی زندگی می‌کنند و مشخصه اصلی آن‌ها نور چشمک‌زنشان است. این نورها دو عملکرد بنیادین دارند: جذب جنس مخالف و هشدار دادن دشمن. همواره کرم کم نورتر به سمت کرم پر نورتر حرکت می‌کند. رفتار چشمک‌زن کرم‌های شب‌تاب بر اساس معیارهای جذابیت، روشنایی و فاصله است. به طور کلی سه قانون ایده‌آل برای توسعه الگوریتم کرم شب‌تاب به کار برده شده است که عبارتند از:

۱. همه کرم‌های شب‌تاب از یک جنس در نظر گرفته می‌شوند، بگونه‌ای که یک کرم شب‌تاب به کرم شب‌تاب دیگر صرفنظر از جنسیت‌شان جذب خواهد شد.

۲. جذابیت با روشنایی یک کرم شب‌تاب متناسب است. بنابراین برای هر کرم شب‌تاب چشمک‌زن، کرم با روشنایی کمتر به سوی کرم با درخشندگی بیشتر حرکت خواهد کرد. جذابیت با روشنایی متناسب است و هر دوی آن‌ها با افزایش فاصله کرم‌های شب‌تاب از هم، کاهش می‌یابند. اگر هیچ یک از کرم‌های شب‌تاب روشن‌تر از دیگری نباشد، کرم شب‌تاب به طور تصادفی حرکت خواهد کرد.

۳. روشنایی یک کرم شب‌تاب به وسیله چشم‌انداز تابع هدف تعیین می‌شود یا تحت تاثیر آن قرار می‌گیرد [۲۴].

در الگوریتم کرم شب‌تاب، دو موضوع مهم وجود دارد: تغییر شدت نور و فرمول جذابیت. برای سادگی، همیشه می‌توانیم فرض کنیم که قابلیت جذب یک کرم شب‌تاب به وسیله درخشندگی آن تعریف می‌شود. در ساده‌ترین حالت، روشنایی (I) یک کرم شب‌تاب در یک منطقه خاص (x) می‌تواند به صورت $I(x) \propto f(x)$ انتخاب شود. به هر حال جذابیت (β) نسبی است، چرا که باید توسط چشمان ناظر قابل مشاهده باشد یا توسط دیگر کرم‌های شب‌تاب تشخیص داده شود. بنابراین باید بین کرم شب‌تاب i و کرم شب‌تاب j با فاصله r_{ij} تفاوت وجود داشته باشد. همچنین کاهش شدت روشنایی با فاصله از منبع آن متناسب است و نور نیز توسط واسطه‌ها جذب می‌شود. بنابراین باید در نظر گرفت که جذابیت با درجه جذب تغییر می‌کند. روشنایی یک کرم شب‌تاب در یک منطقه خاص عبارت است از:

$$I(r) = \frac{I_s}{r^2} \quad (1)$$

۲-۲-۲- عملیات گشودن^{۲۰} و بستن^{۲۱}

هرگاه بخواهیم قسمت کوچک تصویر را به گروه‌های بزرگتر (بلا ب) های بزرگ) بچسبانیم و بر عکس، زمانیکه نیاز داشته باشیم قسمت‌های کوچک را از قسمت‌های بزرگ جدا کنیم و یا اینکه بخواهیم نویزها و حفره‌های موجود در تصویر را پر کنیم از عملیات‌های گشودن و بستن استفاده می‌کنیم.

بستن زمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد که بخواهیم حفره‌های موجود در تصویر حذف شود، یا بخواهیم یک خط نازک چسبیده به تصویر اصلی را حذف کنیم. به عبارتی نواحی جا افتاده تصویر باینری بدون تغییر در ابعاد سایر اجزا ترمیم می‌گردند. این عملگر خود به ترتیب از عملگرهای گسترش و فرسایش استفاده می‌کند. بستن A توسط B به این صورت به دست می‌آید که ابتدا عملیات گسترش A توسط B و به دنبال آن عملیات فرسایش ساختار نتیجه (نتیجه گسترش) توسط B انجام می‌شود و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (9)$$

گشودن زمانیکه بخواهیم قسمت‌های کوچک موجود در تصویر تحت عنوان نویز را از تصویر حذف کنیم، از این عملگر استفاده می‌کنیم. به عبارتی اجزایی از تصویر باینری که از یک اندازه تعیین شده کوچکتر باشند حذف می‌شوند، بدون آنکه ابعاد سایر اجزا تغییر کند. این عملگر خود به ترتیب از عملگرهای فرسایش و گسترش استفاده می‌کند. گشودن A توسط B به این صورت به دست می‌آید که ابتدا عملیات فرسایش A توسط B و به دنبال آن عملیات گسترش ساختار نتیجه (نتیجه فرسایش) توسط B انجام می‌شود و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (10)$$

علت استفاده پشت سرهم دو عملگر گسترش و فرسایش در عملگرهای گشودن و بستن به این دلیل است که شکل ظاهری تصویر تغییرات زیادی با نسخه اولیه نداشته باشد.

۳- روش پیشنهادی

در این بخش مراحل روش پیشنهادی بیان می‌شود. ابتدا جمع‌آوری تصاویر انجام می‌شود. سپس یک پیش پردازش مناسب بر روی تصاویر جمع‌آوری شده اعمال می‌گردد و پس از آن پردازش اصلی انجام خواهد شد. شکل (۱) الگوریتم روش پیشنهادی را نشان می‌دهد.

کرد. عملیات مورفولوژی اغلب بر روی تصاویر باینری مورد استفاده قرار می‌گیرد. لازم به ذکر است که در پردازش تصویر آبجکت‌های سفید با مقدار ۲۵۵ و پس‌زمینه سیاه با مقدار صفر نمایش داده می‌شوند.

۲-۱- عملیات گسترش^{۱۸} و فرسایش^{۱۹}

منظور از عملیات گسترش، عملیاتی است که باعث افزایش ابعاد اجزا داخل تصویر به اندازه یک یا چند پیکسل می‌گردد. در اثر این عمل ممکن است نقاطی که از یک تصویر باینری در اثر عواملی چون تاثیر نویز یا اعمال حد آستانه نامطلوب جا افتاده است، تصحیح گردند. مثلاً ممکن است دو جزء از تصویر به یکدیگر متصل گردند. الگوریتم اعمال فیلتر گسترش تمامی نقاط سیاه تصویر را بررسی می‌کند و اگر حداقل یکی از همسایگان انتخابی نقطه مورد بررسی سفید باشند، نقطه مزبور نیز سفید خواهد شد در غیر اینصورت سیاه باقی خواهد ماند. برای اعمال عملگرهای مورفولوژیکی گسترش، کل تصویر مبدا پیمایش شده و به‌ازای هر پیکسل، پیکسل‌های اطراف آن جستجو می‌شود. عملیات گسترش باینری A توسط B، به شکل $A \oplus B$ نشان داده می‌شود و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$A \oplus B = \{(a+b) \mid \text{for } a \in A, b \in B\} \quad (7)$$

در واقع انجام عملیات گسترش از طریق حرکت فیلتر B بر روی تصویر باینری A و قرار دادن مبدا فیلتر بر روی هر پیکسل انجام می‌شود. با قرار گرفتن مبدا فیلتر در یک پیکسل از تصویر باینری و ضرب تک‌تک المان‌های فیلتر در پیکسل‌های نظیرشان و در نهایت با عمل OR، پیکسل متناظر با مبدا ساخته می‌شود.

عملیات فرسایش دقیقاً عکس عملیات گسترش است. در این عملیات معمولاً نقاط ناخواسته تصویر باینری حذف می‌شوند و سایر اجزا تصویر نیز به اندازه یک یا چند پیکسل نازک‌تر خواهند شد. عملاً تمامی نقاط سفید تصویر بررسی شده و اگر حداقل یکی از همسایگان انتخابی آن پیکسل‌ها سیاه باشند، آن نقطه نیز سیاه خواهد شد.

عملیات فرسایش باینری A توسط B، به شکل $A \ominus B$ نشان داده می‌شود و به صورت زیر تعریف می‌شود:

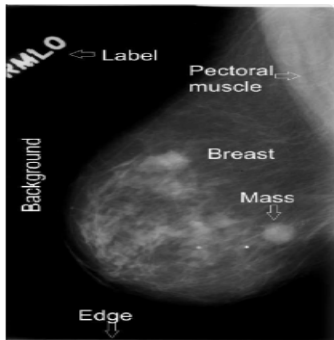
$$A \ominus B = \{a \in Z^2 \mid (a+b) \in A, \text{ for every } b \in B\} \quad (8)$$

در عملیات فرسایش از طریق حرکت فیلتر B بر روی تصویر باینری A و قرار دادن مبدا فیلتر بر روی هر پیکسل، با قرار گرفتن مبدا فیلتر در یک پیکسل از تصویر باینری و ضرب تک‌تک المان‌های فیلتر در پیکسل‌های نظیرشان و در نهایت با عمل AND، پیکسل متناظر با مبدا ساخته می‌شود.

تعداد پیکسل‌های اضافه شده و یا حذف شده در تصویر به سبب و شکل SE وابسته است. به عنوان نمونه اگر SE به صورت مربعی با سبب 3×3 باشد، بدین معنا است که یک همسایگی 3×3 بکار برده شده است و تمامی ۹ همسایه نقطه مورد بررسی برای عملیات گسترش یا فرسایش مد نظر قرار می‌گیرند.

۳-۲-۱- یکسان کردن سایز تصاویر و حذف لبه‌های خالی از فیلم

اولین مرحله در فرآیند پیش‌پردازش کاهش اندازه تصاویر و اولیه و ایجاد تصاویری با ارتفاع ۱۰۲۴ پیکسل است. همچنین عملیات کاهش مشابهی نیز بر روی عرض تصاویر اعمال می‌گردد. هدف از این مرحله کاهش زمان پردازش است، زیرا در صورت کار کردن با سایز اصلی تصاویر (متوسط ارتفاع ۶۰۰۰ پیکسل) زمان پردازش خیلی زیاد می‌شود. لازم به ذکر است که این کاهش منجر به از دست دادن اطلاعات نمی‌شود [۲۷، ۲۸]. سپس همه نقاط در فاصله ۳۰ پیکسل از حاشیه عمودی و ۶۰ پیکسل از حاشیه افقی حذف می‌شود. این حذف‌ها به منظور حذف ناحیه بین حاشیه‌های فیلم و فضاهای خالی بدون فیلم است.



شکل (۲): مثالی از اطلاعات موجود در تصاویر پایگاه داده DDSM
Fig. (2): Example of DDSM image with the typical elements found

۳-۲-۲- حذف پیکسل‌های پس‌زمینه

برای حذف پیکسل‌های پس‌زمینه از الگوریتم آستانه‌گذاری و رشد ناحیه استفاده می‌کنیم.

الف- الگوریتم آستانه‌گذاری^{۲۵}

پس‌زمینه دارای سطوح خاکستری نزدیک به سیاه است که با استفاده از الگوریتم آستانه‌گذاری حذف می‌شود. ابتدا تصویر به دو نیمه تقسیم می‌شود و مجموع مقادیر سطوح خاکستری از هر نیمه تصویر حساب می‌گردد [۲۹، ۳۰].

سطوح خاکستری موجود در پس‌زمینه نزدیک به سطوح سیاه بوده و دارای مقادیر نزدیک صفر هستند، بنابراین بخشی که دارای کمترین مجموع بوده، محتوی بخش پس‌زمینه است.

از یک فیلتر متوسط (میانگین^{۲۶}) جهت حذف نویز استفاده می‌شود. این فیلتر از میانگین (μ) و انحراف استاندارد (σ) سطوح خاکستری استفاده می‌کند و بر اساس آن آستانه L را محاسبه می‌کند. تصویر به صورت یک ماتریس $n \times n$ به فرم زیر در نظر گرفته می‌شود:



شکل (۱): الگوریتم روش پیشنهادی

Fig. (1): Method of work

۳-۱- جمع‌آوری تصاویر

در این تحقیق از تصاویر ماموگرافی موجود در بانک اطلاعاتی دیجیتال برای غربالگری ماموگرافی^{۲۲} (DDSM) که در دانشگاه فلوریدای جنوبی تهیه شده استفاده می‌گردد. پایگاه داده DDSM متشکل از ۲۶۲۰ مورد است که هر مورد مجموعه‌ای از تصاویر ماموگرافی و اطلاعات متناظر با آزمایش تصویر سینه یک بیمار است. در این پایگاه داده، محدوده هر ناحیه مشکوک مشخص شده است. همچنین اطلاعات زمینه در مورد مکان تومور که توسط حداقل دو رادیولوژیست با تجربه تعیین شده است، موجود می‌باشد. هر مورد شامل دو تصویر از هر سینه با نمایش دمی^{۲۳} (CC) و مورب^{۲۴} (MLO) (دو زاویه تصویر برداری) است. علاوه بر آن اطلاعات بیشتر از جمله زمان بررسی، چگالی بافت سینه، سن بیمار، نوع پاتولوژی (آسیب‌شناسی)، تعداد موارد غیرنرمال، نام فایل، نوع فایل، تاریخ اسکن و... نیز موجود است [۴۶].

۳-۲- پیش‌پردازش

تصاویر موجود در پایگاه داده DDSM حاوی نویز و عناصر معمول موجود در ماموگرام است که امکان دارد با نتایج حاصل از روش پیشنهادی استفاده شده ایجاد تداخل نماید. این عناصر نامطلوب شامل مشخصات بیمار، نوع تست انجام شده، پیکسل‌های مربوط به پیش-زمینه تصویر و نویزهای تولید شده به دلیل عیوب در فرآیندهای تولید یا اسکن تصاویر است. هدف از مرحله پیش‌پردازش حذف عناصر ناخواسته است. شکل (۲) نمونه‌ای از تصاویر موجود در پایگاه داده DDSM که حاوی اطلاعات مختلف است، را نشان می‌دهد [۲۶].

دارند. این اجزاء با الگوریتم رشد ناحیه از تصویر حذف می‌شوند، که نواحی غیر مرتبط با تصویر را جدا می‌کند. تنها ناحیه با بزرگترین مساحت که بافت سینه است، انتخاب می‌شود.

۳-۳-۳- پردازش

پردازش اصلی بر روی تصویر نهایی به دست آمده از مرحله پیش-پردازش انجام می‌شود. در این مرحله ابتدا الگوریتم کرم شب‌تاب را بر روی تصویر اعمال کرده و پس از آن با استفاده از عملیات مورفولوژیکی، محل تومور در تصاویر تشخیص داده می‌شود.

۳-۳-۱- الگوریتم کرم شب‌تاب

همان‌طور که بیان شد، تومور در تصاویر ماموگرافی از شدت روشنایی بالایی برخوردار است و لذا با استفاده از الگوریتم کرم شب‌تاب، می‌توان نقطه‌ای که احتمال حضور تومور در آن بیشتر است را یافت. جزئیات الگوریتم کرم شب‌تاب استفاده شده، در شکل ۴ بیان شده است. در این پردازش از ۲۵ کرم شب‌تاب استفاده شده است. ۲۵ عدد کرم شب‌تاب بر روی نمای دو بعدی تصویر، به صورت تصادفی قرار می‌گیرند (شکل ۵). در ادامه الگوریتم کرم شب‌تاب ر ۱۰۰ مرتبه بر روی تصویر اعمال می‌شود. نهایتاً با اعمال الگوریتم کرم شب‌تاب، کرم‌های شب-تاب در مکان تومور جای گرفته و بهم جذب می‌شوند (شکل ۶). کرم‌های شب‌تاب بر اساس شدت روشنایی و جذابیت به همدیگر جذب می‌شوند. (کرم‌هایی که شدت روشنایی و جذابیت کمتری دارند، به کرم‌هایی با جذابیت و روشنایی بیشتر جذب می‌شوند).

۳-۳-۲- عملیات مورفولوژی

در عملیات مورفولوژی، نقطه مورد نظر به دست آمده از پیاده‌سازی الگوریتم کرم شب‌تاب گسترش داده می‌شود و کل ناحیه توموری استخراج می‌گردد. در استفاده از عملیات مورفولوژی، میزان یکنواختی روشنایی و ساختاری هر نقطه نسبت به ناحیه توموری استخراج شده مقایسه می‌شود. در صورت شبیه بودن، آن نقطه به ناحیه توموری اضافه می‌گردد. همان‌طور که بیان شد، برای استخراج کل ناحیه توموری از عملگرهای مورفولوژیکی مانند: باز کردن و بستن، فرسایش و گسترش، استفاده می‌شود و مطابق شکل (۷) کل ناحیه توموری به دست می‌آید. در شکل (۸)، مرزهای ناحیه توموری استخراج شده با رنگ قرمز نشان داده شده است.

$$\begin{bmatrix} x_{11} & \dots & x_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{m1} & \dots & x_{mn} \end{bmatrix} \quad (11)$$

مقدار میانگین (μ) و انحراف استاندارد (σ)، از رابطه (۱۲) و (۱۳) محاسبه می‌شوند، که در آن m تعداد پیکسل‌های تصویر است:

$$\mu = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n x_{ij}}{m} \quad (12)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n (x_{ij} - \mu)^2}{m}} \quad (13)$$

مقدار L به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$L = \mu + \sigma \quad (14)$$

اگر مقدار L کمتر از ۵۰ باشد، به عنوان آستانه استفاده می‌شود. در غیر این صورت از μ (مقدار میانگین محاسبه شده) استفاده می‌شود. این آستانه‌گذاری برای جدا کردن ناحیه پس‌زمینه است، که به این ترتیب نمای (کانتور^{۲۷}) سینه حفظ می‌شود.

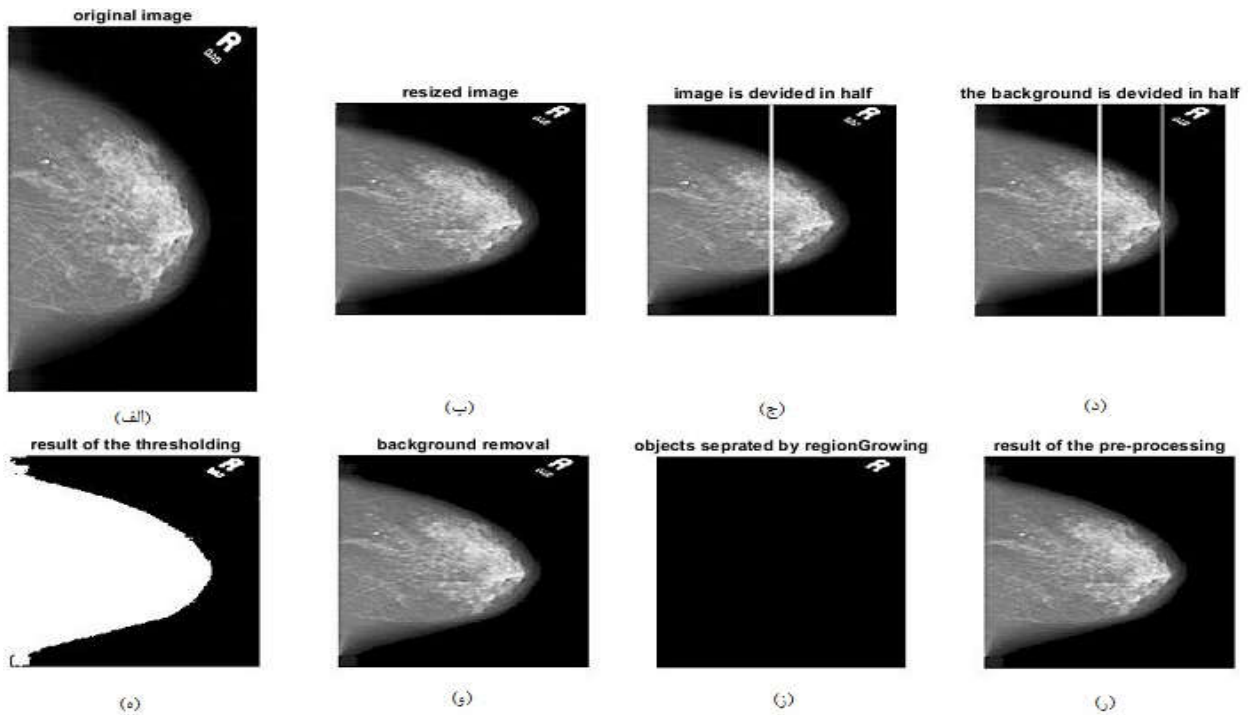
با انجام آستانه‌گذاری، پیکسل‌های با شدت بیشتر مانند پیکسل‌های سینه و علائم شناسایی آن، در یک خوشه (سفید) و پیکسل‌های با شدت کمتر، مانند پیکسل‌های پس‌زمینه و نویز، در خوشه دیگر (سیاه) قرار می‌گیرند. بنابراین پیکسل‌هایی که مربوط به پس‌زمینه است، از تصویر حذف می‌شوند.

ب- الگوریتم رشد ناحیه^{۲۸}

الگوریتم رشد ناحیه از یکنواختی در ناحیه استفاده می‌کند. در این الگوریتم، هر پیکسل با پیکسل‌های مجاورش مقایسه می‌شود و میزان شباهت بین پیکسل‌ها مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. اگر قدر مطلق تفاضل مقادیر خاکستری آن‌ها از مقدار آستانه کمتر باشد، دو پیکسل شبیه هم نامیده می‌شوند.

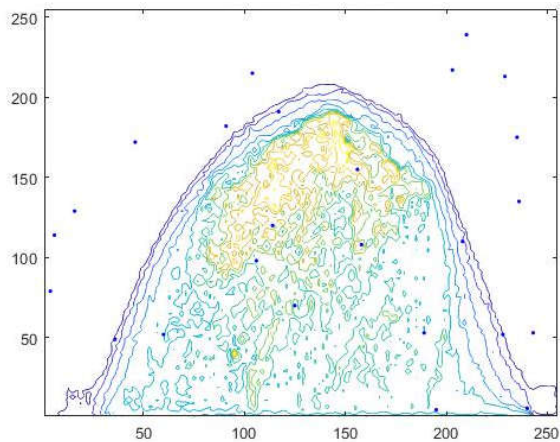
با انتخاب پیکسلی به عنوان نقطه شروع، الگوریتم رشد ناحیه‌ای به بررسی و کنترل پیکسل‌هایی که مجاور پیکسل شروع قرار دارند، می‌پردازد. چنانچه یک پیکسل به اندازه کافی شبیه پیکسل ناحیه مورد نظر باشد، به ناحیه مربوط به آن پیکسل‌ها اضافه می‌شود. این عملیات آنقدر ادامه پیدا می‌کند که کل پیکسل‌های موجود در تصویر را پوشش دهد، یا به عبارتی پیکسل دیگری شرایط اضافه شدن به ناحیه را نداشته باشد.

در تصویر حاصله از عملیات آستانه‌گذاری، هنوز اجزایی در خارج از سینه مانند بر چسب‌های شناسایی آزمایش و برخی از نویزها وجود



شکل (۳): حذف پس‌زمینه و نویز (الف) تصاویر اصلی، (ب) تصویر کاهش یافته، (ج) خط سفید نصف‌کننده تصویر، (د) خط خاکستری تقسیم‌کننده بخش محتوی پس‌زمینه تصویر، (ه) نتایج آستانه‌گذاری، (و): حذف پس‌زمینه، (ز) حذف اشیاء غیر مرتبط با الگوریتم رشد ناحیه، (ر) نتایج پیش پردازش

Fig. (3): Removal of background and noise. (a)Reduced image. (b)The arrow indicates the half of the image containing the background, the white line indicates the half of the image. (c)The gray line divides in half the part of the image containing the background. The arrow indicates the slice on which the threshold is computed. (d)Result of the thresholding. (e)Background removal. (f) and (g)Non-connected objects separated by the region growing algorithm. (g)Result of the pre-processing.



شکل (۵): مکان اولیه ۲۵ عدد کرم شب‌تاب
Fig. (5): Initial locations of 25 fireflies.

```

Objective function  $f(x)$ ,  $X=(x_1, \dots, x_d)^T$ 
Initialize population of fireflies  $x_i$  ( $i=1,2,\dots,n$ )
Define light absorption coefficient  $\gamma$ 
While ( $t < \text{MaxGeneration}$ )
  For  $i=1:n$  all  $n$  fireflies
    For  $j=1:I$  all  $n$  fireflies
      Light intensity  $I_j$  at  $x_j$  is determined by  $f(x_j)$ 
      If ( $I_j > I_i$ )
        Move firefly  $I$  towards  $j$  in all  $d$  dimensions
      End If
      Attractiveness varies with distance  $r$  via  $\exp[-\gamma r]$ 
      Evaluate new solutions and update light intensity
    End for  $j$ 
  End for  $i$ 
  Rank the fireflies and find the current best
End while
Postprocess results and visualization
    
```

شکل (۴): الگوریتم کرم شب‌تاب
Fig. (4): Firefly Algorithm

اگر الگوریتم اعمال شده بتواند تصاویری که حاوی تومور هستند را به درستی تشخیص می‌دهد، به عنوان مثبت واقعی لحاظ می‌شوند. همچنین تصاویری که دارای تومور نیستند و سیستم آن‌ها را به درستی تشخیص ندهد، به عنوان منفی اشتباه^{۲۹} در نظر گرفته می‌شوند. و همچنین طبق دسته‌بندی زیر می‌توان سیستم تقسیم‌بندی و ارزیابی کرد.

مثبت واقعی (TP): برابر است با تعداد تصاویر دارای تومور که الگوریتم اعمال شده آن‌ها را به صورت صحیح، تومور دار تشخیص داده است.

منفی واقعی^{۳۰} (TN): برابر است با تعداد تصاویر سالم که الگوریتم اعمال شده آن‌ها را به صورت صحیح، توموردار تشخیص داده است.

مثبت اشتباه^{۳۱} (PF): برابر است با تعداد تصاویر دارای تومور که الگوریتم اعمال شده آن‌ها را به صورت اشتباه، سالم تشخیص داده است.

منفی اشتباه (FN): برابر است با تعداد تصاویر سالم که الگوریتم اعمال شده آن‌ها را به صورت اشتباه، توموردار تشخیص داده است.

به کمک پارامترهای تعریف شده (TP, TN, FP, FN)، می‌توان عملکرد الگوریتم پیشنهادی را با استفاده از حساسیت^{۳۲}، خاص بودن^{۳۳} و دقت^{۳۴} ارزیابی کرد. نتایج ارزیابی الگوریتم در جدول (۱) بیان شده است.

$$\text{sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \times 100 \quad (15)$$

$$\text{specificity} = \frac{TN}{TN + FP} \times 100 \quad (16)$$

$$\text{accuracy} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \times 100 \quad (17)$$

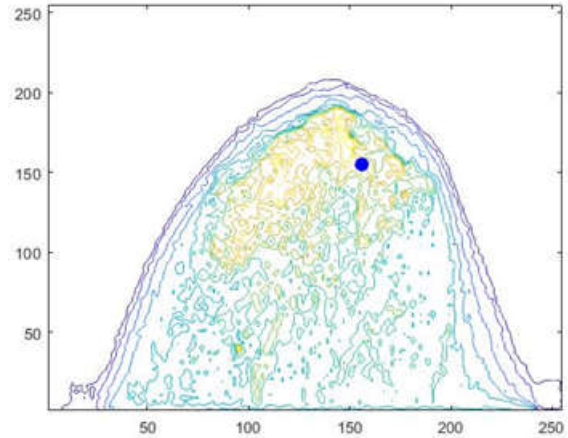
Table (1): The function of the proposed algorithm.

جدول (۱): عملکرد الگوریتم پیشنهادی

درصد ارزیابی	عملکرد الگوریتم
۹۳/۴٪	حساسیت
۹۱٪	خاص بودن
۹۵٪	دقت

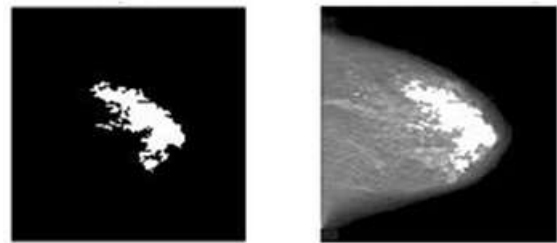
۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله با استفاده از الگوریتم کرم شبتاب به استخراج ویژگی بافتی تصویر براساس میزان یکنواختی شدت روشنایی و ساختاری هر پیکسل نسبت به پیکسل‌های همسایه‌اش پرداختیم. تومور در تصاویر ماموگرافی از شدت روشنایی بالاتری برخوردار است. با توجه به ماهیت الگوریتم کرم شبتاب، کرم‌های شبتاب به سمت ناحیه با شدت روشنایی بیشتر جذب می‌شوند. البته تنها شدت روشنایی تنها مد نظر نیست و بایستی ناحیه توموری دارای ویژگی‌های یکنواختی در کل ناحیه باشد و با بافت مجاورش دارای تفاوت قابل ملاحظه باشد، که این امر به کمک الگوریتم مورفولوژی در این مقاله مورد بررسی قرار گرفته است.



شکل (۶): مکان نهایی کرم‌های شبتاب بعد از ۱۰۰ تکرار

Fig. (6): Final locations after 100 iterations.

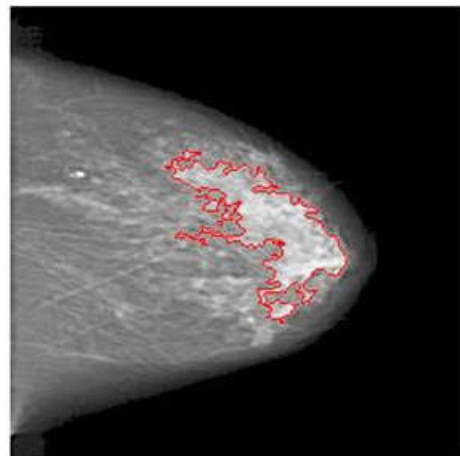


(الف)

(ب)

شکل (۷): (الف) ناحیه توموری بدست آمده. (ب) کل ناحیه توموری استخراج شده از تصویر ماموگرافی سینه

Fig. (7): (a) Tumor area obtained. (b) Total tumor area extracted from breast mammography.



شکل (۸): مشخص کردن مرزهای ناحیه توموری در تصاویر ماموگرافی

Fig. (8): Determining the boundaries of the tumor area in mammography

۴- نتایج

تصاویر ماموگرافی را در دو گروه سالم و دارای تومور در نظر می‌گیریم. الگوریتم اعمال شده براساس اینکه بتواند تومور موجود در تصاویر را به درستی تشخیص دهد یا خیر، مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. چهار پارامتر برای ارزیابی عملکرد الگوریتم به شرح زیر تعریف می‌شوند:

10. Morphology
11. Structuring element
12. Dilation
13. Erosion
14. Opening
15. Closing
16. Digital Database for Screening Mammography
17. Craniocaudal
18. Mediolateral
19. Thresholding Algorithm
20. Mean
21. Contour
22. Region Growing
23. True positive
24. True negative
25. False positive
26. False negative
27. Specificity
28. Accuracy

در مطالعات انجام شده حساسیت و دقت تشخیص تومور در بافت سینه در حدود ۸۰ الی ۹۰ درصد است. حساسیت و دقت روش پیشنهادی در تشخیص تومور به ترتیب ۹۳/۴ درصد و ۹۵ درصد ارزیابی شده است، که نشان‌دهنده کارایی بالای الگوریتم پیشنهادی است. با توجه به معیارهای ارزیابی به‌دست آمده از الگوریتم پیشنهادی، می‌توان بیان کرد که استفاده از الگوریتم کرم شب‌تاب و مورفولوژی می‌تواند دقت تشخیص توده‌های سرطانی سینه را افزایش دهد.

پی‌نوشت:

1. Thermography
2. Support vector machine
3. Back propoagation
4. Linear discriminant analysis
5. Principle component analysis
6. Artificial bee colony
7. Antt colony optimization
8. Particle swarm optimization
9. Firefly algorithm

References

- [1] B. Milovic, "Prediction and decision making in health care using data mining", Kuwait Chapter of Arabian Journal of Business and Management Review, Vol. 1, No. 12, pp. 126-136, 2012.
- [2] M. H. M. Adnan, W. Husain, N. A. Rashid, "Data mining for medical systems: A review." Proceedings International Conference on Advances in Computer and Information Technology-ACIT. 2012 (doi: 10.3850/978-981-07-3161-8_ACIT-170).
- [3] V. Rafe, R. H. Farhoud, "A survey on data mining approaches in medicine", International Research Journal of Applied and Basic Science, Vol. 4, No. 1, pp. 196-202, 2013.
- [4] Y. Cho, C. Chin, K. Wang, "Based on fuzzy linear discriminant analysis for breast cancer mammography analysis", Proceeding of the IEEE/TAAI, Chung-Li, Taiwan, Nov. 2011 (doi:10.1109/TAAI.2011.18).
- [5] D. A. Schauer, W. L. Otha, "National council on radiation protection and measurements report shows substantial medical exposure increase", Radiology, Vol. 253, No. 2, pp. 293-296, 2009 (doi:10.1148/radiol.2532090494).
- [6] J. Ferlay, S. HR, F. Bray, D. Forman, C. Mathers, D. M. Parkin, "Estimates of worldwide burden of cancer in 2008: GLOBOCAN 2008", International Journal of Cancer, Vol. 127, No. 12, pp. 2893-2917, Dec. 2010 (doi:10.1002/ijc.25516).
- [7] H. Mahmoodian, S. Nasr, "Insulin drug regulation by general type 2 fuzzy controller with alpha plane", Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology, Vol. 10, No. 37, pp. 39-48, Spring 2019.
- [8] F. Hourali, M. Momeny, S. Gharrav, "Reducing the impact of SYN flood attacks by improving the accuracy of the PSO algorithm by adaptive effective filters", Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology, Vol. 10, No. 37, pp. 51-57, Spring 2019.
- [9] S. Runjie, Y. Yang, and F. Shao. "Intelligent breast cancer prediction model using data mining techniques." Proceedings of the IEEE sixth international conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics, Hangzhou, China, pp. 384-387. 2014 (doi: 10.1109/IHMSC.2014.100).
- [10] P. S. Pawar, and D. R. Patil. "Breast cancer detection using neural network models", Proceedings of the IEEE/ Communication Systems and Network Technologies, Gwalior, India, pp. 568-572.2013 (doi: 10.1109/CSNT.2013.122).
- [11] M. Sadeghzadeh, "A New Method for Diagnosing Breast Cancer using Firefly Algorithm and Fuzzy Rule based Classification", Proceedings of the IEEE/AICT, Moscow, Russia, pp. 1-5, 2017 (doi: 10.1109/ICAICT.2017.8687061).
- [12] S. Ghosh, S. Mondal, B. Ghosh, "A comparative study of breast cancer detection based on SVM and MLP BPN classifier", Proceedings of the IEEE/ACES, pp. 1-4, Hooghy, India, 2014 (doi: 10.1109/ACES.2014.6808002).
- [13] M. R. Yousefi, "Magnetic induction tomography: a review of process and medical tomography systems", Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology, Vol. 8, No. 31, pp. 33-50, Autumn 2017.
- [14] G. Shahgholian, A. Movahedi, "Modeling and controller design using ANFIS method for non-linear liquid level system", International Journal of Information and Electronics Engineering, Vol. 1, No. 3, pp. 271-275, Nov. 2011 (doi:10.7763/IJIEE.2011.V1.43).

- [15] N. Behzadfar, S. M. P. Firoozabadi, K. Badie, "Low-complexity discriminative feature selection from eeg before and after short-term memory task", *Clinical EEG and neuroscience*, Vol. 47, No. 4, pp. 291-297, Feb. 2016 (doi:10.1177/15500594166633951).
- [16] D. Karaboga, B. Basturk, "A powerful and efficient algorithm for numerical function optimization: artificial bee colony (ABC) algorithm", *Journal of Global Optimization*, Vol. 39, No. 3, pp. 459-471, Nov. 2007 (doi: 10.1007/s10898-007-9149-x).
- [17] G. Shahgholian, S. Fazeli-Nejad, M. Moazzami, M. Mahdavian, M. Azadeh, M. Janghorbani, S. Farazpey, "Power system oscillations damping by optimal coordinated design between PSS and STATCOM using PSO and ABC algorithms", *Proceeding of the IEEE/ECTICON*, Chiang Mai, Thailand, pp. 1-6, June/July 2016 (doi:10.1109/ECTICON.2016.7561458).
- [18] M. Dorigo, T. Stützle, "The ant colony optimization metaheuristic: Algorithms, applications, and advances", *Handbook of Metaheuristics*, Springer, Boston, MA, pp. 250-285, 2003 (doi:10.1007/0-306-48056-5_9).
- [19] M. Lotfi-Forushani, B. Karimi, G. Shahgholian, "Optimal PID controller tuning for multivariable aircraft longitudinal autopilot based on particle swarm optimization algorithm", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, Vol. 3, No. 9, pp. 41-50, Spring 2012.
- [20] X. S. Yang, "A new metaheuristic bat-inspired algorithm", *Nature Inspired Cooperative Strategies for Optimization*, Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 65-74, 2010 (doi:10.1007/978-3-642-12538-6_6).
- [21] A. H. Gandomi, A. H. Alavi, "Krill herd: A new bio-inspired optimization algorithm", *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation*, Vol. 17, No. 12, pp. 4831-4845, Dec. 2012 (doi:10.1016/j.cnsns.2012.05.010).
- [22] X. S. Yang, S. Deb, "Cuckoo search via Lévy flights". *Proceedings of the IEEE/NaBIC*, pp. 210-214, Coimbatore, India. 2009 (doi: 10.1109/NABIC.2009.5393690).
- [23] X. S. Yang, "Firefly algorithms for multimodal optimization", *International symposium on stochastic algorithms*. Springer, Berlin, Heidelberg, Vol. 5792, pp. 169-178, 2009 (doi:10.1007/978-3-642-04944-6_14).
- [24] S. Thawkar, R. Ingolikar, "Classification of masses in digital mammograms using firefly based optimization", *International Journal of Image, Graphics & Signal Processing*, Vol. 10, No. 2, Feb. 2018 (doi: 10.5815/ijjgsp.2018.02.03).
- [25] X. S. Yang, "Firefly algorithm, stochastic test functions and design optimisation", *International Journal of Bio-Inspired Computation*, Vol. 2, No. 2, pp. 78-84, Mar. 2010.
- [26] W. B. Sampaio, A. C. Silva, A. C. Paiva, M. Gattass, "Detection of masses in mammograms with adaption to breast density using genetic algorithm, phylogenetic trees, LBP and SVM", *Expert Systems with Applications*, Vol. 42, No. 22, pp. 8911-8928, Dec. 2015 (doi:10.1016/j.eswa.2015.07.046).
- [27] S. W. Borges, E.M. Diniz, A. C. Silva, A. C. Paiva, M. Gattass, "Detection of masses in mammogram images using CNN, geostatistic functions and SVM", *Computers in Biology and Medicine* Vol.41, No.8, pp. 653-664, 2011 (doi:10.1016/j.combiomed.2011.05.017).
- [28] A. P. Nunes, A. C. Silva, A. C. Paiva, "Detection of masses in mammographic images using simpson's diversity index in circular regions and svm", *International Journal of Signal and Imaging Systems Engineering*, Vol. 3, No. 1, pp. 40-51, 2010 (doi:10.1007/978-3-642-03070-3_41).
- [29] A. Keshavarz, H. Pourghasem, S. M. S. Ebrahimi, "Segmentation of melanoma and other pigmented skin lesions in dermoscopic images using fusion of thresholding methods based on reinforcement algorithm", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, Vol. 4, No. 16, pp. 37-48, Winter 2014.
- [30] H. R. Javadi, H. Pourghasem, "kin lesion classification from dermoscopy images using color and shape features", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, Vol. 8, No. 29, pp. 33-40, Spring 2017.