



# Diagnosis of Breast Cancer by Integrating Machine Learning and Machine Vision Techniques in Thermography Images

---

Behzad Lak and Parastoo Najafi

EasyChair preprints are intended for rapid dissemination of research results and are integrated with the rest of EasyChair.

April 18, 2021

# Diagnosis of Breast Cancer by Integrating Machine Learning and Machine Vision Techniques in Thermography Images

<sup>1</sup> Behzad Lak, <sup>2</sup>Parastoo Najafi

<sup>1</sup> Assistant Professor of Information and Communication Technology, Amin University of Law Enforcement Sciences, Tehran, Iran  
[behzad\\_lak@yahoo.com](mailto:behzad_lak@yahoo.com)

<sup>2</sup> Master of Software Engineering, Tehran, Iran  
[p.najafi93@gmail.com](mailto:p.najafi93@gmail.com)

## Abstract

Breast cancer has increased among women in recent years and is one of the leading causes of death in women. Studies show that thermography is a faster, cheaper, passive, risk-free, radiation-free and pain-free method than other diagnostic methods. New methods of image processing, vision and machine learning have led to successful investigations into the invention of breast cancer detection systems by thermometric images. In the present study, a proper method of diagnosing abnormality through thermography images of the obverse view is presented. By this segregation method, the breast area and every other area targeted by the physician that is vital for breast cancer diagnosis are color-divided in the thermographs. Warmer regions known as vital centers are extracted by the FCM algorithm and the fractal dimension of these regions is calculated using three different methods. In this study, for the first time, we used fractal analysis to analyze the symmetrical heat distribution in two breast tissues. The results suggesting that fractal analysis may potentially improve the reliability of thermography in breast tumor detection. Fractal analysis also plays an important role in tracking the symmetrical heat distribution in two breast tissues to detect abnormalities.

**Keywords:** fractal dimension, symmetrical temperature distribution analysis, segregation of the targeted area, fuzzy c means, Thermography

# تشخیص سرطان پستان با استفاده از ترکیب روش های یادگیری ماشین و بینایی ماشین در تصاویر ترموگرافی

## برای هفتمین کنفرانس بین المللی وب پژوهی

بهزاد لک<sup>۱</sup>، پرستو نجفی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup>استادیار گروه فناوری اطلاعات و ارتباطات دانشگاه علوم انتظامی امین، تهران

[behzad\\_lak@yahoo.com](mailto:behzad_lak@yahoo.com)

<sup>۲</sup>کارشناس ارشد مهندسی نرم افزار، تهران

[p.najafi93@gmail.com](mailto:p.najafi93@gmail.com)

### چکیده

سرطان پستان در سالهای اخیر در بین زنان افزایش یافته و یکی از شایع ترین علل مرگ و میر در زنان می باشد. مطالعات نشان می دهد که ترموگرافی، نسبت به سایر روش های تشخیصی، روشی سریع تر، ارزان تر، غیرفعال، بدون ریسک، بدون اشعه و درد است. روش های جدید در پردازش تصویر و بینایی، یادگیری ماشین سبب شده تا مطالعات موفقیت آمیزی به منظور ایجاد سیستم های تشخیصی سرطان پستان با بکارگیری تصاویر ترموگرافی انجام شود. در این مطالعه یک روش مناسب برای تشخیص آنورمالی تصاویر ترموگرافی از نمای روبه رو ارائه شده است که با بکارگیری این روش تفکیک ناحیه سینه و همه نواحی مدنظر پزشکی که برای تشخیص سرطان پستان ضروری می باشند از ترموگرام ها جداسازی رنگی می شوند و نواحی پرحرارت، با استفاده از الگوریتم FCM از تصاویر استخراج شده و به کمک آنالیز فراکتالی، بعد فراکتال این نواحی با استفاده از سه روش متفاوت محاسبه می شوند. در این مطالعه از آنالیز فراکتالی برای تحلیل توزیع حرارت متقارن در دو بافت سینه استفاده شده است. نتایج نشان می دهد که آنالیز فراکتالی به طور بالقوه می تواند قابلیت اطمینان ترموگرافی در تشخیص تومور را بهبود بخشد. همچنین آنالیز فراکتالی نقش مهمی در ردیابی توزیع حرارت متقارن، در دو بافت پستان جهت ردیابی ناهنجاری ها را دارد.

### کلمات کلیدی

بعد فراکتال، تحلیل توزیع متقارن دما، تفکیک رنگی ناحیه مورد نظر، Fuzzy c means، ترموگرافی

سازنده شیر برای تغذیه نوزادان است، دچار بدخیمی می شوند به طوری که از هر هشت زن یک نفر در زندگی خود مبتلا به سرطان پستان می شود. [17] این نوع بیماری در زنان کمتر از ۳۰ سال نادر است و پس از ۴۰ سالگی شیوع آن بیشتر می شود [19]. در ایران این سرطان یک دهه زودتر از کشورهای توسعه یافته در بین زنان بروز می کند. همچنین در ایران سرطان پستان شایع

### ۱- مقدمه

سرطان پستان در سالهای اخیر در بین زنان افزایش یافته و یکی از شایع ترین بدخیمی ها در بین زنان شناخته شده است. در واقع سلولهای نسج پستان که

ترین سرطان بین زنان است به طوری که سالانه حدود هفت هزار زن در ایران به این سرطان مبتلا می‌شوند [8]. در صورت تشخیص به موقع درمان این بیماری قطعی است [18].

از راه های تشخیص این نوع بیماری می توان به ماموگرافی، سونوگرافی، نمونه گیری از بافت پستان اشاره نمود که هر یک دارای معایبی هستند که به منظور تکمیل این روش ها میتوان از ترموگرافی مادون قرمز برای تشخیص ناهنجاری های پستان در تصاویر دمایی استفاده کرد. ترموگرافی علائم سرطان سینه را ۸ تا ۱۰ سال زودتر از سایر روش ها آشکار می کند [2] ترموگرافی یک روش کم هزینه، بدون ریسک، بدون درد و سریع است [9] در سالهای گذشته گروه های تحقیقاتی مختلفی در حوزه ترموگرافی پستان کار کرده اند در ادامه به ارائه مقالات پرداخته می شود.

سانچز ریوز و همکارانش [20] ابتدا تصاویر ترموگرافی را به تصاویر سطح خاکستری تبدیل کردند و روشی که برای برای تقسیم ROI بر اساس شدت رنگ و از روش آستانه گذاری Otsu برای تفکیک پس زمینه و استخراج ناحیه سینه ها استفاده نمودند و یک کنتراست تجمعی را به تصویر اعمال کردند و منطقه زیر پستان پس از تقسیم بندی خارج شد. مزیت این روش وجود نواحی سینه و نواحی غدد لنفاوی و استخراج مرز زیر ناحیه سینه است. سپس به استخراج خصوصیات میانگین، مینم، ماکزیمم، آنتروپی، کجی، کورتوز، انحراف معیار و انرژ و روابط بین همسایگی پیکسل ها از تصاویر سطح خاکستری پرداختند و در نهایت از یک یادگیرنده تحت نظارت ANN برای طبقه بندی ویژگی های استخراجی از تصاویر بهره گرفتند. محققان دقت این روش را ۹۰٪-۹۸٪ بیان کردند. از جمله معایب این روش می توان به عدم بکارگیری این روش برای تصاویری که سینه ماسکتومی (حذف عضو) شده و یا تصویر وضوح مناسبی جهت تفکیک مرز زیر ناحیه سینه ندارد، اشاره نمود.

لیسا و همکارانش [15] سیستمی را پیشنهاد کردند که تصاویر ترموگرافی را در دو کلاس نرمال و آبنورمال تقسیم بندی می کند. ابتدا تصاویر ترموگرافی را به تصاویر سطح خاکستری تبدیل کردند سپس ۸ ویژگی آماری را تجزیه و تحلیل کردند میانگین، واریانس، انحراف معیار، انحراف، کورتوز، آنتروپی، دامنه و میانه و برای طبقه بندی آنها از ANN استفاده نمودند و نتیجه ۸۷٪ دقت بدست آورد. در این مطالعه تفکیک نواحی پستان و نواحی ضروری به شکل دستی از ترموگرام ها صورت گرفت.

سید و همکارانش [16] از چهار الگوریتم ازدحام شامل بهینه سازی ازدحام ذرات (PSO)، بهینه ساز (GreyWolf GWO)، بهینه سازی شعله (Moth MFO) و الگوریتم (Firefly FA) استفاده نمودند. این روش ها می توانند با موفقیت برای مقابله با تقسیم بندی تصاویر سرطان پستان استفاده شوند در این مطالعه تعداد ترموگرام ها برابر با ۶۳ می باشد و از روش تفکیک نیمه اتوماتیک استفاده نمودند. سپس برای طبقه بندی از تکنیک ماشین بردار پشتیبان (SVM) با هسته های مختلف استفاده شد نتایج آزمایشات انجام شده نشان می دهد که بهترین هسته، هسته خطی با دقت ۹۶.۸۳٪ است. مزیت این روش وجود نواحی سینه و نواحی غدد لنفاوی و مشکل این روش مرز زیر سینه تفکیک نشده است.

اتحادتوکل و همکاران [7] برای اولین بار یک روش کاملا اتوماتیک به منظور جداسازی رنگی ناحیه اصلی سینه از تصاویر حرارتی ارائه دادند. در ابتدا منحنی های کناری بدن با استفاده از روش لبه یابی canny و دو عملگر

مورفولوژی استخراج شدند. در مرحله بعد، از نه نقطه به منظور شناسایی مرزهای زیر دو سینه استفاده کردند. اولین و آخرین نقطه در این مجموعه نقاط با بیشترین انحنا می باشند. سپس درونبایی خطی برای تولید دو منحنی بین نقاط با بیشترین انحنا و نقطه پنجم برای استخراج مرز زیر سینه استفاده شد. محققان اعلام کردند که تعداد ترموگرام های بکار گرفته شده ۱۵ و دقت روش ارائه شده ۹۰٪ بوده است. سپس به استخراج نواحی پرحرارت تصویر پرداختند و بعد فراکتال نواحی پرحرارت با استفاده از لبه های تصویر ارائه شد. آنها از روش box-counting برای بررسی بدخیمی و خوش خیمی نواحی پرحرارت بهره گرفتند. هرچند تعداد تصاویر به کار برده شده در این مطالعه نسبتا کم است.

خسروی و همکارانش [13] یک روش کاملا اتوماتیک به منظور جداسازی ناحیه اصلی سینه از تصاویر حرارتی ارائه دادند. ابتدا تصاویر را به فرمت خاکستری تبدیل نمودند و برای استخراج خصوصیات از موجک های گابور و نیز ماتریس هم رخداد و روش اختلاف سطح خاکستری پرداختند. استفاده از روش glmag+lvq در این مطالعه بالاترین نرخ شناسایی بدست آمده که دقت آن برابر با ۱۰۰٪ می باشد را بیان می کند. هرچند در این مطالعه به جداسازی مرز زیر ناحیه سینه پرداخته نشده است.

فیلهو و همکارانش [4] از مقیاس فرکتالی برای تحلیل بافت تصویر استفاده کردند. این مقیاس درجه توزیع گپ یا شکاف را در کل تصویر اندازه گیری می کند. تصویر به ناحیه های با اندازه متفاوت تقسیم و این مقیاس برای هر تصویر با تقسیم بندی متفاوت اندازه گیری شد. این رویه برای تصویر بافت سینه سمت راست و چپ در نظر گرفته شد. سپس از روش حداقل مربعات برای تخمین خطی از مقادیر بدست آمده یک مقدار خصوصیت برای هر کدام از تصاویر بدست آمد. نویسندگان در مطالعه خود نشان دادند که این مقیاس می تواند افراد سالم را از بیمار جدا کند. در این مطالعه جداسازی ناحیه سینه به شکل دستی صورت گرفت و همچنین به ارائه تعداد ترموگرام ها و نتایج پرداخته نشده است.

کالدرو و همکارانش [14] مدل جدیدی از سیستم تشخیص کمک رایانه ای (CAD) را از طریق ترموگرافی پستان پیشنهاد کردند، مدل پیشنهادی براساس طبقه بندی فازی با استفاده از ویژگی های آماری است که حساسیت آن ۸۲.۳۵ و به ویژگی ۹۲.۱۵٪ دست یافتند. در این مطالعه نتایج تفکیک ناحیه پستان ها و تعداد ترموگرام های مورد استفاده، ارائه نشده است.

با توجه به اینکه تفکیک ناحیه پستان و نواحی غدد لنفاوی کاری چالش برانگیز است و وجود تفاوت در ترموگرام ها سبب می شود تا سیستم های کاملا اتوماتیک در تمامی تصاویر قابلیت تفکیک را نداشته باشند، زیرا به دلیل محدودیت های ذاتی تصاویر حرارتی مانند عدم وجود لبه های واضح، کنتراست کم و نسبت سیگنال به نویز کم [10] این کار سخت است، از آنجایی که وجود کلیه نواحی مدنظر پزشک که شامل ناحیه هر دو پستان و نواحی غدد لنفاوی ضروری است و نتایج این تفکیک بر تشخیص بیماری تاثیر می گذارد، بسیاری از نویسندگان ترجیح می دهند که استخراج از روش های نیمه اتوماتیک و با نظارت جهت تفکیک ناحیه سینه ها استفاده کنند.

بنابراین با توجه به مزیت های روش ترموگرافی می توان از تصاویر ترموگرافی سینه و نیز بکارگیری انواع روش های بینایی ماشین و یادگیری ماشین که کمک فراوانی به صرفه جویی در هزینه های عملیاتی و بهبود

سرعت عمل تجزیه و تحلیل داده‌ها می‌کنند می‌توان به طراحی سیستم‌های تشخیصی جهت شناسایی ناهنجاری‌های پستان پرداخت.

در این مطالعه برای ردیابی ناهنجاری‌های موجود در بافت پستان از تصاویر رنگی ترموگرافی استفاده می‌شود و پردازش‌های صورت گرفته بر روی تصاویر رنگی ترموگرافی انجام می‌شود. تصاویر خاکستری بطور سنتی برای نمایش تصاویر پزشکی بکار برده می‌شد. در واقع در مقیاس خاکستری می‌توان فقط حدود ۲۴ سطح خاکستری مختلف را از یکدیگر تفکیک نمود حال آنکه در تصاویر رنگی امکان تفکیک ۵۰۰ رنگ مختلف در یک ناحیه محدود وجود دارد. اگرچه تبدیل تصاویر خاکستری به شبه رنگی محتوای اطلاعات تصویر را افزایش نمی‌دهد، اما این واقعیت وجود دارد که تصاویر شبه رنگی که بطور دقیق طراحی شده باشند نه تنها در ردیابی موارد مشکوک همان قابلیت تصاویر خاکستری را دارند، بلکه در وظایفی مانند تشخیص و تفسیر تصاویر پزشکی توانایی بیشتری دارند.[7]

همچنین محدوده‌ی رنگی جداسازی شده از تصاویر ترموگرافی باید شامل ناحیه پستان راست و چپ، ناحیه پکتال (یک چهارم بالای سینه)، ناحیه زیربغل و تا حد ممکن غدد لنفاوی موجود در ناحیه پستان باشد، که این قسمت‌ها نواحی ضروری برای تحقیق هستند. مطالعات انجام شده در زمینه تشخیص سرطان پستان نشان می‌دهند که سرطان‌های رایج پستان معمولاً در نواحی غدد تولید شیر، داکت‌ها و نیز ناحیه پکتال و زیربغل‌ها ایجاد می‌شود.

همچنین محدوده‌ی زیر سینه که عموماً به دلیل پوشش بانوان و قرار گرفتن بافت پستان بر روی بدن دارای حرارت می‌باشد و دوربین‌های مادون قرمز این ناحیه را نیز به عنوان ناحیه پرحرارت شناسایی می‌کنند و باعث تولید گرمای کاذب خواهد شد. گرچه وجود دما در این ناحیه از نظر پزشکان اهمیتی ندارد اما ممکن است که گرمای این ناحیه باعث شود تا سیستم تشخیصی به عدد غیر واقعی برسد. بنابراین این ناحیه باید از محدوده‌ی سینه حذف شود. همچنین از آنالیز فراکتالی که بطور گسترده در زمینه‌های مختلف پزشکی از آن استفاده می‌شود [21] در تصاویر رنگی ترموگرافی جهت ردیابی ناهنجاری‌ها استفاده می‌شود. آنالیز فراکتالی نقش مهمی در تشخیص تصاویر نرمال از غیر نرمال دارد سرطان غالباً به عنوان یک رشد آشوبناک و غیریکنواخت شناخته می‌شود [19]. سلولهای سرطانی، تومورها و شبکه‌ی عروقی آنها اشکال نامنظمی دارند که نمی‌توان آنها را با هندسه سنتی اقلیدسی بر اساس اشکال صاف مانند خط، صفحه، استوانه و کره توصیف کرد. هندسه فراکتال هنگامی مفید است که تمرکز روی بی‌نظمی رشد تومور باشد. هندسه فراکتال وسیله قدرتمندتری برای تعیین کمی پیچیدگی فضایی اشیا *real* و واقعی است [7] و از آنجایی که این تومورها در دو پستان به ندرت رشد متقارن دارند، بنابراین پزشکان معمولاً از تکنیک عدم تقارن استفاده می‌کنند [11]، به همین علت برای تحلیل توزیع حرارت متقارن در دو بافت سینه نیز می‌توان از ابعاد فراکتال استفاده نمود [13].

در این مطالعه روشی برای قطعه بندی شبه رنگی تصاویر حرارتی از نمای روبه رو که شامل ناحیه پستان و همه نواحی مدنظر پزشک که برای تشخیص بیماری ضروری است، ارائه می‌شود. بدین منظور جهت تفکیک ناحیه پستان‌ها و نواحی ضروری تصویر به شکل شبه رنگی، از تکنیک‌های کاهش رنگ، عملگرهای آستانه دار، لبه یابی، کانتور فعال و اعمال ماسک استفاده شد و با استفاده از تصویر خروجی حاصل از مرحله اول به حذف مرز

زیر سینه‌ها با استفاده از روش اعمال ماسک و همچنین تفکیک دو سینه با استفاده از روش هاف دایروی پرداخته می‌شود. استفاده از این روش برای تفکیک ناحیه پستان در ۱۴۰ ترموگرام پایگاه داده *proeng* منجر به تفکیک درست و سبب رسیدن به نرخ ۱۰۰٪ شبه رنگی شده است.

سپس جهت استخراج ویژگی بعد فراکتال نواحی پرحرارت تصویر (کانون‌های بحرانی) به تفکیک رنگ‌های موجود در تصویر با استفاده از الگوریتم خوشه بندی *FCM* پرداخته می‌شود [12] و کلاستر دارای بالاترین دما شناسایی می‌شود. سپس با استفاده از آنالیز فراکتالی به ردیابی ناهنجاری‌های موجود در ترموگرام‌ها پرداخته می‌شود بدین منظور بعد فراکتال لبه‌های نواحی پرحرارت در ترموگرام‌ها با استفاده از سه روش متفاوت به همراه میزان موفقیت آنها برای تشخیص ارائه خواهد شد. همچنین در این مطالعه از آنالیز فراکتالی برای تحلیل توزیع حرارت متقارن در دو بافت سینه جهت ردیابی ناهنجاری‌های سینه با استفاده از تکنیک عدم تقارن استفاده می‌شود.

استفاده از روش این مطالعه با بکارگیری ۷۴ ترموگرام پایگاه داده *proeng* که وضعیت نرمال و غیرنرمال در آنها مشخص است، منجر به دستیابی با نرخ دقت ۹۵٫۵٪ شده است که در بین مطالعات دارای نرخ مناسبی می‌باشد. این مطالعه از پنج بخش تشکیل شده است. در بخش ۲ به ارائه مطالب اصلی و روش پیشنهادی این مطالعه و برخی مفاهیم پرداخته می‌شود. در بخش ۳ نتایج حاصل از هر مرحله و در ارائه می‌شود و در بخش ۴ مقایسه مطالعه حاضر با سایر مطالعات و به ارائه بحث پرداخته می‌شود و در بخش ۵ نتیجه گیری و پیشنهادات ارائه خواهد شد.

## ۲- مطالب اصلی

این بخش با هدف ارائه برخی از مفاهیم اولیه و نیز طرح مساله همچنین روش پیشنهادی این مطالعه، تنظیم شده است.

### ۲-۱- مفاهیم اولیه

توزیع متقارن دما: رادیولوژیست‌ها به طور رایج تغییرات حرارتی در بافت چپ و راست سینه را باهم مقایسه می‌کنند. زمانیکه توزیع حرارت سمت چپ و راست سینه نسبتاً متقارن باشد بیانگر عدم بیماری و نیز کوچکترین نامتقارنی در ناحیه ایی از تصویر می‌تواند بیانگر یک علائم مشکوک باشد. [۱۳] کانون‌های بحرانی: دوربین‌های مادون قرمز حساس به گرما می‌باشند و هر قسمتی از بدن را با یک دمای به خصوص در ترموگرام‌ها ثبت می‌کنند، بالاترین درجه حرارت در ترموگرام‌ها تحت عنوان کانون‌های بحرانی با رنگ به خصوصی نمایان می‌شود از آنجایی که سلول‌های سرطانی دارای دما هستند کانون‌های بحرانی به عنوان ناهنجاری ثبت می‌شود. [2]

بعد فراکتالی: فراکتال‌ها اشکال هندسی پیچیده و غیریکنواختی هستند که اگر آنها را به بخش‌های ریزتر تقسیم کنیم هر یک از بخش‌ها حداقل یک قسمت با مقیاس کوچکتر از کل است که دارای مشخصه اصلی خودتسابی هستند. [19]

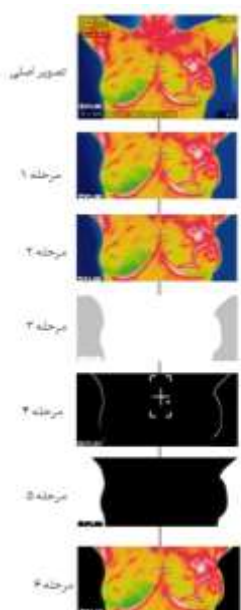
### ۲-۲- طرح مساله

## ۲-۳-۱- پیش پردازش

این بخش با هدف تفکیک ناحیه پستان ها و کلیه نواحی ضروری از تصویر شبه رنگی تنظیم شده است و خروجی تفکیک نیز به شکل شبه رنگی است. وجود ناحیه پستان و نواحی مدنظر پزشک از آنجایی حائز اهمیت می باشد که تفکیک این نواحی، بر روی تشخیص صحیح بیماری تاثیر می گذارد. بنابراین با هدف تفکیک نواحی غیر ضروری، خط ۱ در الگوریتم ۱ اجرا می شود. شکل ۲ مراحل اجرای روش پیشنهادی برای بخش پیش پردازش را نشان می دهد. ابتدا به حذف نواحی غیر ضروری تصویر شامل: دست های بیمار تا شروع محدوده ی زیربغل، حذف سر، گردن و شانه ها، ناحیه کمر بیمار تا زیر بافت سینه پرداخته می شود شکل ۲، مرحله ۱.

سپس با بکارگیری تکنیک کاهش تعداد رنگ، با استفاده از الگوریتم خوشه بندی k-means که یکی از مهم ترین الگوریتم های یادگیری ماشین است [12] به محدود کردن تعداد رنگ های موجود در تصویر به منظور جداسازی رنگی ناحیه مورد نظر از تصویر پرداخته می شود شکل ۲، مرحله ۲. سپس با هدف ایجاد پس زمینه یکنواخت برای تصویر خط ۲ در الگوریتم ۱ اجرا می شود. با استفاده از روش تصحیح گاما، به منظور بهبود روشنایی ناحیه مورد نظر در تصویر به افزایش شدت روشنایی ناحیه بدن از پس زمینه پرداخته می شود و با ایجاد آستانه گذاری، به منظور استخراج پیکسل هایی با شدت رنگ خاص شکل ۲، مرحله ۳ اجرا می شود.

سپس عملیات لبه یابی نواحی دارای روشنایی با استفاده از لبه یاب canny انجام می شود [12] شکل ۲ مرحله ۴ و محدوده ی سینه ها به عنوان ماسکی از تصویر با استفاده از آستانه گذاری شناسایی می شود سپس از روش کانتور فعال با تقسیم بندی محلی و سراسری انتخابی (روشی براساس تابع سطوح هم تراز) [6] جهت شناسایی ماسک از تصویر و تفریق ماسک از هر یک از کانال های رنگی تصویر RGB استفاده می شود شکل ۲ مرحله ۵. در نهایت به ایجاد پس زمینه یکنواخت (سیاه رنگ) و استخراج ناحیه پستان ها همراه با کلیه نواحی مدنظر پزشک پرداخته می شود شکل ۲ مرحله ۶.

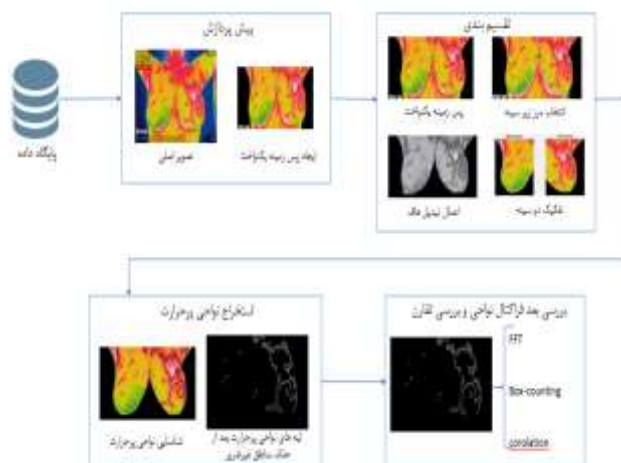


شکل ۲. مراحل اجرای روش پیشنهادی برای بخش پیش پردازش

در واقع این تحقیق به دنبال پاسخ دادن به این سوال است که چگونه می توان با استفاده از تصاویر ترموگرافی و از طریق بکارگیری تکنیک های یادگیری ماشین و بینایی ماشین، سرطان پستان را تشخیص داد؟

## ۲-۳-۲ روش پیشنهادی

روش پیشنهادی این مطالعه برای تفکیک ناحیه پستان و بررسی آنورمالی از تصاویر ترموگرافی پستان شامل چهار مرحله اصلی است که در شکل ۱ قابل مشاهده می باشد. همچنین با هدف اجرای مراحل الگوریتم ۱ اجرا می شود.



شکل ۱. نمودار جریان کلی روش پیشنهادی

### الگوریتم ۱ روش پیشنهادی

**ورودی:** تصاویر پایگاه داده به فرمت RGB

**خروجی:** نرمال و غیرنرمال بودن ترموگرام

۱.  $img$ : برای هر تصویر موارد غیر ضروری تفکیک شوند.

۲.  $imgb$ : کاهش ابعاد با  $k-means$ ، اصلاح روشنایی با اصلاح گاما، لبه یابی با canny و اجرای کانتور فعال برای  $img$

۳.  $imgS$ : اعمال ماسک انتخابی و تفکیک مرز زیر سینه، اجرای هاف دایروی و تقسیم بندی دو سینه برای  $imgb$

۴.  $imgSeg$ : تفکیک نواحی ضروری و ایجاد پس زمینه یکنواخت برای  $imgS$  و پایان بخش اول

۵.  $imgC$ : خوشه بندی با  $FCM$  برای  $imgSeg$

۶.  $imgH$ : شناسایی کلاستر دارای حرارت  $imgC$

۷.  $imgD$ : پر کردن حفره های  $imgH$  با الگوریتم  $Dilation$

۸.  $imgE$ : لبه یابی با فیلتر  $sobel$  برای  $imgD$  و پایان بخش دوم

۹.  $FD_{all}$ : محاسبه بعد فراکتال  $imgE$  با استفاده از  $Correlation$  و  $FFT$

۱۰.  $FD_R$ : محاسبه بعد فراکتال  $imgE$  سینه راست با استفاده از  $Box-counting$  و  $Correlation$  و  $FFT$

۱۱.  $FD_L$ : محاسبه بعد فراکتال  $imgE$  سینه چپ با استفاده از  $Box-counting$  و  $Correlation$  و  $FFT$

۱۲.  $imgFV$ : ایجاد  $FV$  حاصل از بعد فراکتال

۱۳.  $Classification$ : طبقه بندی  $imgFV$  با استفاده از  $SVM$

۱۴. نرمال و غیرنرمال بودن را برگردان.

## ۲-۳-۲- تقسیم بندی

این بخش با هدف تقسیم مرز زیر پستان ها از تصویر حاصل از بخش پیش پردازش شکل ۲ و نیز تفکیک دو سینه از هم به صورت متقارن تنظیم شده است.

تصاویر ترموگرافی در افراد مختلف طبیعتاً تفاوت هایی را نسبت به هم دارا می باشند. با توجه به اینکه تفکیک ناحیه پستان و نواحی غدد لنفاوی کاری چالش برانگیز می باشد و از آنجایی که وجود کلیه نواحی مدنظر پزشک جهت تشخیص بیماری ضروری می باشد که شامل ناحیه هر دو پستان و نواحی غدد لنفاوی، همچنین مرز زیر سینه ها به دلیل پوشش بانوان و قرارگیری بافت پستان در محدوده ی بالای شکم ذاتا دارای دما است و توسط سیستم ها تحت عنوان نواحی پرحرارت در تصاویر ثبت می شود بنابراین لازم است تا مرز زیر سینه ها جهت تشخیص صحیح بیماری از تصاویر تفکیک شود و نتایج این تفکیک بر تشخیص بیماری تاثیر می گذارد، بسیاری از نویسندگان ترجیح می دهند که استخراج این ناحیه را به صورت دستی یا نیمه اتوماتیک انجام دهند بنابراین از روشی استفاده می شود تا کلیه تصاویر، خروجی مناسبی جهت بکارگیری داشته باشند.

شکل ۳ مراحل اجرای روش پیشنهادی برای بخش تقسیم بندی را نشان می دهد. بدین منظور خط ۳ در الگوریتم ۱ اجرا می شود. ناحیه زیر سینه به شکل نیمه اتوماتیک انتخاب شد به عنوان ماسکی از تصویر خروجی حاصل از بخش پیش پردازش حذف می شود شکل ۳ مرحله ۲ و برای تفکیک سینه راست و سینه چپ از هم، به شکل متقارن از تبدیل هاف دایروی دایره های موجود در تصویر تشخیص داده می شوند [5] شکل ۳ مرحله ۳ و با مکانیابی این دایره ها به تفکیک دو سینه از هم پرداخته می شود.

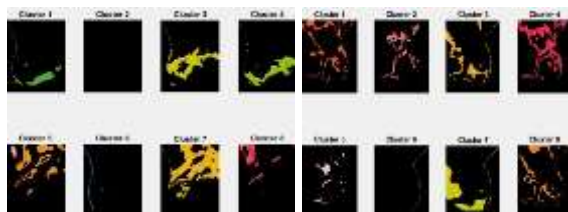


شکل ۳. مراحل اجرای روش پیشنهادی برای بخش تقسیم بندی

## ۲-۳-۳- استخراج نواحی پرحرارت

این بخش با هدف استخراج نواحی پرحرارت (کانون های بحرانی) تصویر به منظور محاسبه ی بعد فراکتالی این نواحی جهت ردیابی ناهنجاری های موجود در پستان تنظیم شده است. تصاویر ترموگرافی توسط دوربین های مادون قرمز که حساس به گرما می باشند، ثبت می شود. روش انجام تصویربرداری حرارتی یا همان ترموگرافی به این گونه است که هر قسمتی از بدن با دمای به خصوص و رنگ به خصوصی ثبت می شود و از آنجایی سلول های سرطانی و توده ها دارای دو مشخصه اصلی رگ سازی و گشاد شدن عروق هستند و این سلول ها به دلیل دریافت مواد مغزی و اکسیژن سوخت و ساز بالایی دارند ذاتا دارای دما می باشند بنابراین این نواحی تحت عنوان نواحی پرحرارت در تصاویر ثبت می شوند و بالاترین درجه حرارت به عنوان کانون های بحرانی در

تصاویر ترموگرافی شناسایی می شوند. بدین منظور جهت شناسایی ناهنجاری ها در تصاویر ترموگرافی باید به تشخیص نواحی پرحرارت در تصویر پرداخت. بنابراین تصویر خروجی حاصل از مرحله ی تقسیم بندی را با استفاده از الگوریتم خوشه بندی FCM که یکی از مهم ترین و پرکاربردترین الگوریتم های خوشه بندی می باشد، کلاستر بندی می شود خط ۵ در الگوریتم ۱ اجرا می شود. شکل ۴ نمونه ای از خوشه بندی تصویر با بکارگیری الگوریتم FCM را نشان می دهد همانطور که از شکل ۴ پیداست استفاده از این الگوریتم سبب رسیدن به تفکیک رنگ مناسب در دسته های جداگانه و عدم وجود دسته های خالی در تقسیم بندی می باشد. که این الگوریتم برای تفکیک رنگ در دسته های جداگانه در بین الگوریتم های خوشه بندی دیگر مانند K-means و mean-shift کارآمدتر است.



شکل ۴. خوشه بندی تصویر با بکارگیری الگوریتم FCM

خط ۶ در الگوریتم ۱ اجرا می شود و کلاستر دارای دما در دو پستان، به منظور شناسایی نواحی پرحرارت (کانون های بحرانی) تصویر شناسایی می شود. شکل ۵ نواحی پرحرارت موجود در دو سینه را نشان می دهد.



شکل ۵. نواحی پرحرارت موجود در دو سینه

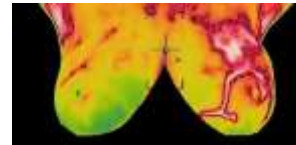
به دلیل وجود حفره هایی در تصویر خط ۷ در الگوریتم ۱ اجرا می شود و اقدام به پر کردن این حفره ها، با استفاده یک الگوریتم تکراری مبتنی بر عملگر انبساط (Dilation)، مکمل گیری و اشتراک گیری برای پر کردن حفره های تصویر، می شود تا در عملیات لبه یابی این حفره ها باعث پیچیدگی خطوط و در نهایت سبب به دست آوردن عدد غیر واقعی در خروجی نشوند. شکل ۶ خروجی به دست آمده و پوشش کلیه حفره های تصویر بعد از اعمال الگوریتم پر کردن حفره ها را نشان می دهد.



شکل ۶. خروجی به دست آمده و پوشش کلیه حفره های تصویر بعد از اعمال الگوریتم پر کردن حفره ها

سپس خط ۸ در الگوریتم ۱ به منظور لبه یابی با استفاده از عملگر sobel یا فیلتر sobel که در فیلد الگوریتم های تشخیص لبه در مقوله

پردازش تصویر قرار دارد، لبه های نواحی پرحرارت تصویر را شناسایی می‌شود. شکل ۷ نتیجه حاصل از استخراج نواحی پرحرارت تصویر با استفاده از الگوریتم خوشه‌بندی FCM و نیز شناسایی لبه های گرمترین نواحی تصویر با استفاده از فیلتر sobel را نشان می‌دهد.



شکل ۷ نتیجه حاصل از استخراج نواحی پرحرارت تصویر با استفاده از الگوریتم خوشه‌بندی FCM و نیز شناسایی لبه‌های گرمترین نواحی تصویر با استفاده از فیلتر sobel

### ۲-۳-۴- محاسبه بعد فراکتال نواحی پرحرارت

رشد سرطان در اکثر موارد آشوبناک و غیریکنواخت می‌باشد. تومورها، سلول‌های سرطانی، و شبکه‌های عروقی مربوط به سرطان قاعده خاصی ندارند و مانند شکل‌ها، خط و استوانه و کره نمی‌باشند. بنابراین می‌توان جهت اندازه‌گیری پیچیدگی‌های تومورها و رشد غیریکنواخت همچنین آشوبناک آنها، از هندسه فرکتالی استفاده نمود. از آنالیز فرکتالی می‌توان در بخش‌های متفاوتی از پزشکی استفاده نمود.

در واقع بحث فرکتال معمولاً در مورد اشیاء هندسی مطرح می‌شود که دارای دو مشخصه اصلی خودتشابهی (Self-similarity) و بُعد غیرصحیح (Non-integer Dimension) هستند. در واقع فرکتالها اشکال هندسی پیچیده و غیریکنواختی هستند که اگر آنها را بخش‌های ریزتر تقسیم کنیم هر یک از بخش‌ها حداقل یک قسمت با مقیاس کوچکتر از کل است. در هندسه فرکتال، FD یک مقدار آماری است که نشان می‌دهد یک فرکتال چگونه در مقیاس‌های مختلف یا بزرگنمایی فضای را کاملاً پر می‌کند. اگر تعداد قطعات خود تشابه را با  $N(s)$  و ضریب کاهش را با  $(1/s)$  نمایش می‌دهیم، آنگاه  $N(s)$  با  $1/s$  متناسب می‌باشد. در این صورت رابطه بین  $D$ ،  $N(s)$  و  $s$  طبق روابط (۱) و (۲) است.

$$(1)$$

$$N(s) \propto \frac{1}{s^D}$$

$$(2)$$

$$D = \frac{\log(N(s))}{\log\left(\frac{1}{s}\right)}$$

$D$  را می‌توان با شیب تقریب خط مستقیم برای یک نمودار ورود به سیستم (a) در مقابل  $\log(1/s)$  تخمین زد. چندین روش در تخمین FD، مانند روش‌های تحلیلی و شمارش جعبه وجود دارد. با استفاده از یک قانون تحلیلی که بر اساس یک رابطه ریاضی بازگشتی است، می‌توان فرکتال تولید کرد. در این مطالعه جهت محاسبه بعد فرکتال نواحی پرحرارت در تصاویر ترموگرافی پستان از سه روش Correlation Dimension، Box-counting Dimension و FFT استفاده و روشی را که برای شناسایی ناهنجاری‌ها نتایج مناسبتری را ارائه داده، بیان می‌شود.

### بعد همبستگی Correlation Dimension

در نظریه آشوب بعد همبستگی (که با  $V$  نشان داده می‌شود) یک معیار اندازه‌گیری ابعاد فضای اشغال شده توسط مجموعه‌ای از نقاط تصادفی است. این نقاط می‌تواند حاصل یک مکانیک هرج و مرج و آشوبگونه و یا یک مولد اعداد تصادفی و یا یک فرکتال باشد. به عنوان مثال بعد یک نقطه ۰ و یک خط ۱ و یک صفحه ۲ می‌باشد و این همان برداشت طبیعی ما از ابعاد است مزیت عمده این روش سرعت بالای آن می‌باشد برای مجموعه  $N$  نقطه در فضای  $m$  بعدی که به صورت زیر تعریف شده است طبق رابطه (۳):

$$\vec{x}(i) = [x_1(i), x_2(i), \dots, x_m(i)], \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (3)$$

همبستگی انتگرال به صورت رابطه (۴) تعریف می‌شود.

$$C(\varepsilon) = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{g}{N^2} \quad (4)$$

$$g = \left| \left\{ \vec{x}_1, \vec{x}_2 \in \vec{x}(i) \mid |\vec{x}_1 - \vec{x}_2| < \varepsilon \right\} \right|$$

که  $g$  تعداد زوج نقاطی است که فاصله آنها از مقدار  $\varepsilon$  کمتر می‌باشد، در حالت حدی وقتی تعداد نقاط به بی‌نهایت میل کند همبستگی انتگرال به مقدار زیر نزدیک می‌شود طبق رابطه (۵):

$$C(\varepsilon) \sim \varepsilon^V \quad (5)$$

اگر تعداد نقاط به اندازه کافی بزرگ باشد و نقاط به‌طور مساوی توزیع شوند، محاسبه  $V$  از  $\log\text{-}\log$  انتگرال همبستگی برحسب  $\varepsilon$ ، یک تخمین از  $V$  را بدست می‌آورد. این تکنیک می‌تواند برای تمایز بین رفتار آشوبناک و رفتار تصادفی استفاده شود. [1]

### بعد مینکوفسکی Box-counting Dimension

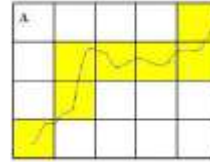
روش شمارش مشبک یا بعد مینکوفسکی یکی از راه‌های تعیین بعد فرکتالی یک مجموعه نقاط در فضای اقلیدسی یا به‌طور کلی‌تر در یک فضای متریک است، برای محاسبه این بعد، مجموعه نقاط در یک شبکه توری شکل که به‌طور مساوی در تمام ابعاد تقسیم شده است قرار می‌گیرد و با شمارش تعداد خانه‌هایی که این مجموعه نقاط را پوشش می‌دهد محاسبه می‌شود مطابق شکل ۸. طبق رابطه (۶).

$$\dim_{\text{box}}(S) = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\log N(\varepsilon)}{\log \frac{1}{\varepsilon}} \quad (6)$$

در این تابع  $N(\varepsilon)$  تعداد مشبک‌هایی است که مجموعه نقاط  $S$  را پوشش می‌دهد در حالت حدی این تابع به مقداری میل می‌کند که همان بعد فرکتال نقاط می‌باشد. هر چه تعداد خانه‌های پوشش داده شده توسط نقاط بیشتر باشد بیان‌کننده این است که لبه‌های نواحی دارای پیچیدگی می‌باشد. [7]



می‌شود و لبه‌های تومور هرچه غیریکنواخت‌تر باشند نشان از وجود علائم مشکوک تر و بدخیم‌تری می‌باشد. در ادامه به سه نمونه از ترموگرام‌ها که وضعیت نرمال و غیرنرمال بودن در آنها مشخص است همراه کلیه مراحل و نیز محاسبه بعد فراکتالی نواحی پر حرارت مربوط به آنها پرداخته می‌شود. بدین منظور ابتدا خط ۹ در الگوریتم ۱ اجرا می‌شود و مقدار بعد فراکتال کل تصویر محاسبه شده و در ادامه خط ۱۰ و ۱۱ الگوریتم ۱ اجرا شده و به ترتیب مقدار بعد فراکتال سینه راست و سینه چپ محاسبه می‌شوند و مقادیر حاصل از آنالیز فراکتالی جهت ردیابی ناهنجاری‌ها مورد بررسی قرار می‌گیرند. نمونه اول:



شکل ۸ روش شمارش جعبه (Box-counting)

## محاسبه ابعاد سطوح فراکتالی با استفاده از FFT (تبدیل فوریه)

یکی از روش‌های آنالیز فراکتالی، روش فراکتالی « طیف توان - مساحت » است که در این روش با انتقال داده‌ها از حوزه مکان به حوزه فرکانس با استفاده از تبدیلات دوبعدی فوریه، می‌توان به بعد فراکتالی تصویر موردنظر دست یافت. بدین منظور با محاسبه طیف توان فرکانسی مربوط به تصویر بدست آمده و تحلیل رفتار فرکتالی آن می‌توان موارد آنومالی از مقادیر زمینه را جدا کرد. در این روش، داده‌ی ورودی (تصویر سطح) که در میدان فضا (مکان) می‌باشد با استفاده از تبدیلات فوریه دو بعدی به میدان فرکانس منتقل می‌شود. برای اجرای این بخش، داده‌های ورودی با استفاده از روش رگرسیون خطی به صورت نقشه استخراج می‌شود تا بتوان در دو بعد X و Y بر روی آن تبدیل فوریه دو بعدی را بکار برد. بدین منظور جهاتی را برای تقسیم یکنواخت فضای فرکانسی در نظر می‌گیریم.

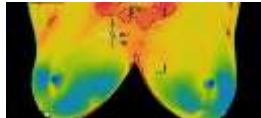
سپس نقاطی را جهت تقسیم بندی شعاع، به طور یکنواخت در نظر می‌گیریم. مختصات نقطه‌ی مرکزی X و Y را استخراج می‌کنیم. مرحله‌ی بعد در روش طیف توان، محاسبه تابع دو بعدی طیف توان فرکانسی است که بایستی برای ماتریس خروجی حاصل از تبدیل فوریه دوبعدی اعمال شود. برای محاسبه این تابع روش‌های مختلفی است که اکثر آنها به جواب یکسانی منتهی می‌شود. در اینجا برای اطمینان از متدولوژی، از روش استاندارد و پایه محاسبه طیف توان فرکانسی استفاده گردید.

$$E(w_x, w_y) = F_r^2(w_x, w_y) + F_i^2(w_x, w_y) \quad (Y)$$

در رابطه (Y)،  $w_x$  و  $w_y$  برابر عدد موج برای محور X و Y ها می‌باشد.  $F_r$  برابر قسمت حقیقی تبدیل فوریه و  $F_i$  برابر قسمت موهومی تبدیل فوریه می‌باشد. سپس مناطقی که برای هر جهت و شعاع بیشترین انباشتگی را دارند، استخراج می‌شوند و تعداد این نواحی شمارش می‌شود و بزرگترین انباشتگی برای همه‌ی جهت‌ها و همچنین اندازه‌ی این انباشتگی استخراج خواهد شد و نهایتاً مقدار شیب متوسط در تمام جهات و مقیاس‌ها استخراج می‌شود که این عدد بیانگر مقدار بعد فرکتالی تصویر می‌باشد. [3]

## ۲-۳-۵- معیار ارزیابی بعد فرکتال نواحی پر حرارت

همانطور که اشاره شد، بعد فرکتال معیاری جهت سنجش و ارزیابی مرزهای تومور است، بسته به نوع بعد تصویر می‌توان گفت که تصویری که تومور را نشان می‌دهد ویژگی‌های بسیاری دارد، لذا بین تصاویر هر کدام که تمام تست‌ها را پاس می‌کند، آنهایی که بعد فرکتال بالاتری داشته باشد قاعدتاً نشان دهنده‌ی این هستند که ویژگی‌های بهتری را جهت شناسایی دارا می‌باشند و هرچه مرزهای تومور پیچیدگی کمتری داشته باشند سرعت عملیات بالاتر و هرچه مرزها پیچیده‌تر باشد از سرعت عملیات مقداری کاسته



شکل ۹ شناسایی نواحی پر حرارت تصویر (B1)

جدول ۱ بعد فراکتال محاسبه شده برای تصویر B1

تصویر	Correlation	Box-counting	FFT
B1	۱,۳۴۲۱	۱,۰۸۸۶	۱,۳۴۷۸



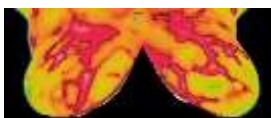
شکل ۱۰ لبه‌های نواحی پر حرارت بعد از حذف نواحی آگزایلا و استرنال (B1 الف) سینه چپ (ب) سینه راست

جدول ۲ بعد فراکتالی محاسبه شده برای سینه راست و سینه چپ در

تصویر B1

تصویر	Correlation	Box-Counting	FFT
B1 سینه راست	۱,۳۰۹۸	۱,۰۰۱۵	۱,۲۵۸۸
B1 سینه چپ	۱,۱۱۱۵	۰,۹۳۳۹۹	۱,۲۸۲

نمونه دوم:



شکل ۱۱ شناسایی نواحی پر حرارت تصویر (B2)

جدول ۳ بعد فراکتالی محاسبه شده برای تصویر B2

تصویر	Correlation	Box-counting	FFT
B2	۱,۲۳۰۳	۱,۳۴۸۳	۱,۱۷۸۹

و بررسی توزیع حرارت متقارن در دو بافت پستان برای هر فرد تنها با خود آن فرد صورت می‌گیرد، بنابراین می‌توان با استفاده از ویژگی بعد فراکتالی نواحی پر حرارت سینه راست و سینه چپ، و وجود توزیع حرارت نامتقارن بین دو بافت پستان بی به وجود ناهنجاری در بافت پستان برد. تصاویر ترموگرافی به سه حالت ترموگرام های نرمال بدون رگ سازی، ترموگرام های نرمال همراه با رگ سازی متقارن، و ترموگرام های غیرنرمال همراه با رگ سازی نامتقارن تقسیم می‌شوند. محاسبه بعد فراکتال لبه های نواحی پر حرارت در ترموگرام-هایی که فاقد رگ سازی هستند و توزیع دما در دو بافت پستان متقارن بوده (مانند تصویر B1) عموماً بعد فراکتال نزدیک به یک (بعد توپولوژی خط) دارند و بین بعد فراکتال دو بافت پستان نیز تقارن وجود دارد. این تقارن با استفاده از محاسبه بعد فراکتال نواحی پر حرارت برای ترموگرام B1 در جدول ۷ قابل مشاهده است.

**جدول ۷ از محاسبه بعد فراکتال نواحی پر حرارت برای ترموگرام B1**

B1	کل تصویر	راست	چپ
Correlation	۱,۲۴۲۱	۱,۳۰۹۸	۱,۱۱۱۵
Box-counting	۱,۰۸۸	۱,۰۰۵	۰,۹۳۳۹
FFT	۱,۳۴۷۸	۱,۲۵۸۸	۱,۲۸۲

همچنین در ترموگرام‌هایی که توزیع دما در آنها متقارن است اما دارای رگ سازی متقارن نیز می‌باشند (مانند تصویر B2) و به دلیل وجود رگ سازی و وجود پیچیدگی در لبه های نواحی پر حرارت به دلیل وجود رگ ها، بعد فراکتالی بزرگی دارند که این به معنی وجود سرطان نمی‌باشد چون بین دو بافت پستان تقارن وجود دارد. و از آنجایی که ترموگرام هر با خودش مقایسه می‌شود وجود رگ سازی و توزیع دما به شکل متقارن بیان کننده عدم بیماری است. این تقارن با استفاده از محاسبه بعد فراکتال نواحی پر حرارت برای ترموگرام B2 در جدول ۸ قابل مشاهده است.

**جدول ۸ محاسبه بعد فراکتال نواحی پر حرارت برای ترموگرام B2**

B2	کل تصویر	راست	چپ
Correlation	۱,۲۳۰۳	۱,۲۲۱۵	۱,۲۴۰۵
Box-counting	۱,۳۴۸۳	۱,۳۹۵۵	۱,۳۹۳۲
FFT	۱,۱۷۸۹	۱,۱۹۲۵	۱,۱۴۹۳

ترموگرام‌هایی که در آنها تقارن در دو بافت سینه وجود ندارد (مانند تصویر M1) و بعد فراکتالی کلی تصویر عددی بزرگ و همچنین بعد فراکتالی سینه ها با هم تفاوت چشم گیری را دارا هستند و در آنها رگ سازی و توزیع دما نامتقارن می‌باشد. عدم تقارن با استفاده از محاسبه بعد فراکتال نواحی پر حرارت برای ترموگرام M1 در جدول ۹ قابل مشاهده می‌باشد.

**جدول ۹ محاسبه بعد فراکتال نواحی پر حرارت برای ترموگرام M1**

M1	کل تصویر	راست	چپ
Correlation	۱,۳۷۰۱	۱,۲۰۵۷	۱,۳۹۳
Box-counting	۱,۳۱۶	۰,۹۲۸۷۷	۱,۵۷۷۷
FFT	۱,۳۷۹	۱,۵۷۷۶	۱,۲۷۶۳

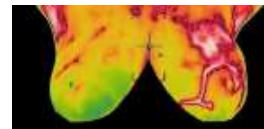


**شکل ۱۲ لبه های نواحی پر حرارت بعد از حذف نواحی آگزایلا و استرنال (B2) (الف) سینه چپ (ب) سینه راست**

**جدول ۴ بعد فراکتالی محاسبه شده برای سینه راست و سینه چپ در تصویر B2**

B2	Correlation	Box-counting	FFT
سینه راست	۱,۲۲۱۵	۱,۳۹۵۵	۱,۱۹۲۵
سینه چپ	۱,۲۴۰۵	۱,۳۳۳۹	۱,۱۴۹۳

نمونه سوم:



**شکل ۱۳ شناسایی نواحی پر حرارت تصویر M1**

**جدول ۵ بعد فراکتالی محاسبه شده برای تصویر**

تصویر	Correlation	Box-counting	FFT
M1	۱,۳۷۰۱	۱,۳۱۶	۱,۳۷۹



**شکل ۱۴ لبه های نواحی پر حرارت بعد از حذف نواحی آگزایلا و استرنال (M1) (الف) سینه چپ (ب) سینه راست**

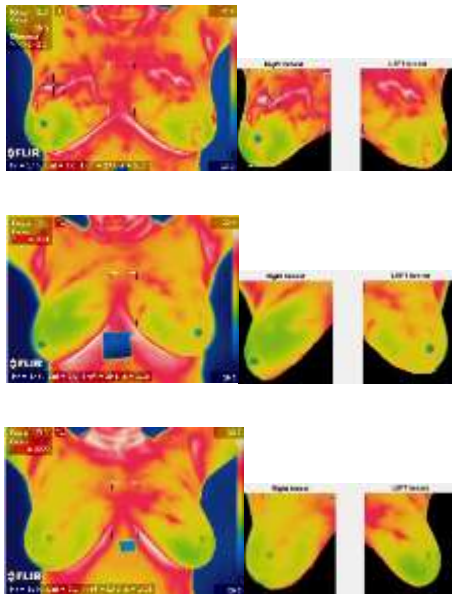
**جدول ۶ بعد فراکتالی محاسبه شده برای سینه راست و سینه چپ در تصویر M1**

M1	Correlation	Box-counting	FFT
سینه راست	۱,۲۰۵۷	۰,۹۲۸۷۷	۱,۵۷۷۷
سینه چپ	۱,۳۹۳۸	۱,۵۷۷۷	۱,۲۷۶۳

از آنجایی که از دیرباز تاکنون جهت تشخیص بیماری بین اعضای جفت در بدن انسان مقایسه و تکنیک عدم تقارن صورت می‌گرفت و از آنجایی که توزیع حرارت در تصاویر ترموگرافی در هر فردی با فرد دیگر متفاوت می‌باشد

با توجه به اینکه تفکیک ناحیه پستان و نواحی غدد لنفاوی کاری چالش برانگیز می‌باشد و ثابت شده است که سیستم‌های کاملاً اتوماتیک در تمامی تصاویر قابلیت تفکیک را ندارند و از آنجایی که وجود کلیه نواحی مدنظر پزشک که شامل ناحیه هر دو پستان و نواحی غدد لنفاوی ضروری می‌باشد و نتایج این تفکیک بر تشخیص بیماری تاثیر می‌گذارد، بسیاری از نویسندگان ترجیح می‌دهند که استخراج این نواحی را به صورت دستی یا نیمه اتوماتیک انجام دهند.

بنابراین در این مطالعه از روشی استفاده شد تا کلیه تصاویر، خروجی مناسبی جهت بکارگیری داشته باشند. از جمله مزیت‌های این روش پیشنهادی می‌توان به استخراج رنگی ناحیه مورد نظر، سرعت پردازش بالا، تفکیک متقارن دو سینه و وجود کلیه نواحی ضروری تحقیق، حذف مرز زیر ناحیه سینه که عموماً در مطالعات پیشین به آن پرداخته نشده است، اشاره نمود. استفاده از روش این مطالعه برای تقسیم بندی و تفکیک ناحیه پستان‌ها به شکل شبه رنگی، منجر به رسیدن به دقت ۱۰۰٪ در ۱۴۰ تصویر، به همراه کلیه نواحی ضروری که نتیجه تشخیص بیماری را تحت تاثیر قرار می‌دهند، شد. شکل ۱۵ نمونه‌هایی از تقسیم بندی و تفکیک ناحیه سینه و نواحی ضروری به شکل شبه رنگی را نشان می‌دهد.



الف ب

شکل ۱۵ نمونه‌هایی از تقسیم‌بندی و تفکیک ناحیه سینه

### ۳-۳- نتایج حاصل از ویژگی بعد فراکتال

از آنجایی که از دیرباز تاکنون جهت تشخیص بیماری بین اعضای جفت در بدن انسان مقایسه صورت می‌گرفت، در صورت وجود توزیع حرارت نامتقارن در دو بافت پستان می‌توان پی به وجود ناهنجاری در بافت پستان برد. نتایج حاصل از آنالیز فراکتالی برای تصاویر ترموگرافی نشان می‌دهد، ترموگرام‌هایی که در آنها رگ‌سازی وجود ندارد و توزیع دما در دو بافت پستان متقارن بوده (مانند تصویر B1) عموماً بعد فراکتال نزدیک به یک (بعد توپولوژی خط) دارند و بین بعد فراکتال دو بافت پستان نیز تقارن وجود دارد، نرمال می‌باشند.

نتایج حاصل از محاسبه بعد فراکتال نواحی پرحرارت بافت اصلی سینه و بررسی تقارن در توزیع حرارت بین سینه‌ها برای ۷۴ تصویر پایگاه داده به طوری که وضعیت نرمال و غیرنرمال بودن در آنها مشخص است نشان می‌دهد که روش Box-counting نسبت به دو روش correlation و FFT برای تشخیص ناهنجاری‌ها نتایج قابل قبول تری را ارائه داده است و در نهایت خط ۱۲ در الگوریتم ۱ اجرا می‌شود و FV حاصل از آنالیز فراکتالی ایجاد می‌شود.

### ۲-۴- طبقه بندی

در این مرحله از ماشین بردار پشتیبان (SVM) که یک روش یادگیری ماشین است و عملکرد خوبی در مسائل شناسایی الگو از خود نشان داده است که به طور گسترده برای مسائل طبقه بندی مورد استفاده قرار می‌گیرد، برای طبقه بندی ترموگرام‌ها در دو کلاس نرمال و غیرنرمال استفاده می‌شود. ماشین بردار پشتیبان روشی برای به دست آوردن مرز بهینه جداکننده دو کلاس است.

از جمله مزایای این روش می‌توان به کارا بودن در فضاهایی با ابعاد بالا و در مواردی که تعداد ابعاد بیشتر از تعداد نمونه‌ها باشد، اشاره نمود. ایده اصلی بسیار ساده است، مرز جداکننده در جایی قرار می‌گیرد که بیشترین فاصله را تا نزدیکترین نمونه‌های هر کدام از کلاس‌ها داشته باشد. در واقع مرز به گونه‌ای محاسبه می‌شود که تمام نمونه‌های کلاس نرمال در یک طرف و تمام نمونه‌های کلاس غیرنرمال در یک طرف مرز واقع شوند و مرز تصمیم‌گیری باید به گونه‌ای باشد که فاصله نزدیک‌ترین نمونه‌های آموزشی هر دو کلاس از یکدیگر در راستای عمود بر مرز تصمیم‌گیری تا جایی که ممکن است حداکثر شود. همچنین تابع تخمین چگالی احتمال نمونه‌های آموزشی، در برخی از الگوریتم‌ها مهم‌ترین علت دشواری جهت طبقه‌بندی، به دلیل کم بودن تعداد نمونه‌های آموزشی نسبت به ابعاد فضای ویژگی است. ماشین بردار پشتیبان بدون نیاز به این تابع، مرز بهینه جداکننده را پیدا می‌کند. به همین دلیل برای طبقه‌بندی در روش پیشنهادی انتخاب شد.

### ۳-نتایج

#### ۳-۱- شرح پایگاه داده

تصاویر مورد استفاده در این مطالعه، از پایگاه داده معروف به proeng که این پایگاه داده visual lab (آزمایشگاه بصری برزیل) نام دارد و واقع در برزیل می‌باشد، جمع‌آوری شده است. از ۱۴۰ ترموگرام این پایگاه داده از نمای رو به رو استفاده شده است که ۱۰۷ مورد مربوط به ترموگرام‌های نرمال و ۳۳ مورد مربوط موارد غیرنرمال می‌باشد. گزارش شده است که ترموگرام پستان با استفاده از دوربین مادون قرمز FLIR SC620 با حساسیت دما ۰/۰۴ درجه سانتیگراد و وضوح پیکسل ۶۴۰ × ۴۸۰ پیکسل گرفته شده است. ماتریس‌های دما دارای ابعاد ۶۸۰ ستون در ۴۸۰ ردیف از مقادیر واقعی هستند، جایی که هر مقدار نشان دهنده دمای اندازه‌گیری شده برای هر پیکسل در ترموگرام پستان است، به این معنی که پیکسل در موقعیت [۱۰،۱۰] دمای مشخص شده در دمای مربوطه را دارد.

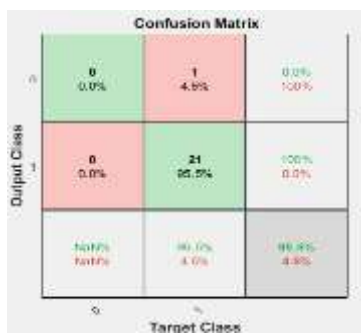
#### ۳-۲- نتایج تقسیم بندی

همچنین در ترموگرام‌هایی که توزیع دما در آنها متقارن است اما دارای رگ سازی متقارن نیز می‌باشند (مانند تصویر B2) و به دلیل وجود رگ سازی و پیچیدگی در لبه های نواحی پرحرارت به دلیل وجود رگ ها ، بعد فراکتالی بزرگی دارند که این به معنی وجود سرطان نمی‌باشد چون بین دو بافت پستان تقارن وجود دارد و این نوع از تصاویر نیز نرمال هستند.

نمونه ترموگرام‌هایی که نواحی پرحرارت در آنها لبه های پیچیده ایی دارند و تقارن در دو بافت سینه نیز وجود ندارد (مانند تصویر M1) و بعد فراکتالی کلی تصویر عددی بزرگ و همچنین بعد فراکتالی سینه راست و سینه چپ با هم تفاوت چشم گیری را دارا هستند این نوع از تصاویر غیرنرمال می‌باشند. از این ویژگی مهم جهت تشخیص ناهنجاری های موجود در ناحیه پستان و بافت شناسی ناحیه پستان میتوان در کنار سایر روش های استخراج ویژگی، استفاده نمود. آنالیز فراکتالی به طور بالقوه می تواند قابلیت اطمینان ترموگرافی در تشخیص تومورها را بهبود بخشد. همچنین آنالیز فراکتالی نقش مهمی در ردیابی توزیع حرارت متقارن ، در دو بافت پستان جهت ردیابی ناهنجاری‌ها دارد.

t 0 -v 5 -c 128

در این فرایند ابتدا طی تکرارهای متوالی مقادیر مختلف پارامترهای ماشین بردار پشتیبان انتخاب می‌شوند و توسط سیستم ارزیابی خواهند شد. در نهایت پارامترهای مرتبط با بهترین دقت به دست آمده به عنوان مدل بهینه برای محاسبه دقت سیستم در مرحله تست انتخاب می‌شوند. ماتریس اختشاش حاصل از این طبقه بندی کننده در شکل ۱۶ نشان داده شده است.



شکل ۱۶ ماتریس اختشاش طبقه بند ماشین بردار پشتیبان

### ۳-۴ نتایج طبقه بندی

پس از نرمالیزه کردن ویژگی آنالیز فراکتالی تصاویر، آنها به طبقه‌بندی کننده وارد می‌شوند. در این مطالعه از طبقه بند ماشین بردار پشتیبان (SVM) برای تشخیص سرطان پستان استفاده شد. طبقه‌بند کننده SVM عملکرد عالی در تعداد زیادی از مسائل شناسایی الگو از خود نشان داده است. در ادامه نتایج بدست آمده از طبقه بند ماشین بردار پشتیبان (SVM) که برای آموزش و تست در نظر گرفته شده است بیان می‌شود.

انجام شده بر روی تعداد تصاویر کمتری نسبت به این مطالعه دارند. دقت متوسط روش پیشنهادی با دقت سایر نویسندگان در زمینه تفکیک و نیز تشخیص قابل رقابت است.

### ۴-۴ بحث

در جدول ۱۰ مقایسه ای بین روش پیشنهادی و کارهای مرتبط وجود دارد ، همانطور که ذکر شده است، همه نویسندگان از روش تقسیم اتوماتیک استفاده نکرده‌اند و علاوه بر این، می‌توان مشاهده کرد که بیشتر آثار مرتبط، آزمایشات

جدول ۱۰ مقایسه روش پیشنهادی و کارهای مرتبط

مطالعه	تعداد تصاویر برای تفکیک-تشخیص	درجه اتوماسیون	پایگاه داده	دقت
سانچز و همکارانش	۶۰-۱۷۵	اتوماتیک	Proeng	۹۰-۹۸٪
Sayed و همکارانش	۶۳-۶۳	اتوماتیک	Proeng	۹۶.۸۳٪
لیسا و همکارانش	۹۸-۹۸	نیمه اتوماتیک	-	۸۵٪
اتحادتوکل و همکارانش	۱۵-۳۲	اتوماتیک	بیمارستان سنگاپور	۸۳٪
خسروی و همکارانش	۳۰-۱۲۰	اتوماتیک	Proeng	۱۰۰٪
فیلهو و همکارانش	-	دستی	Proeng	۷۴٪
کالدر و همکارانش	۶۷-۶۷	نیمه اتوماتیک	-	۸۶٪
مطالعه حاضر	۷۴-۱۴۰	نیمه اتوماتیک	Proeng	۹۵.۵٪

## ۵- نتیجه گیری و پیشنهادات

در این مطالعه روشی برای تقسیم‌بندی و طبقه‌بندی ناحیه پستان‌ها و نواحی مدنظر پزشکی به شکل شبه رنگی در تصاویر ترموگرافی پستان پیشنهاد شد. روش پیشنهادی این مطالعه قادر است که تمامی نواحی ضروری را به طور خودکار از تصاویر مورد نظر تفکیک کرده و ویژگی‌هایی را از ترموگرام پستان استخراج کند. نتایج روش پیشنهادی با کارهای مربوطه قابل رقابت است. در این مطالعه نرخ دقت برابر با ۹۵.۵٪ است که از ویژگی بعد فراکتالی نواحی پرحرارت استفاده می‌کند. و در نهایت آزمایشات روی تعداد تصاویر بیشتری را در مقایسه با برخی از کارهای مرتبط که تفکیک تصاویر و تشخیص بیماری را انجام داده اند، بکار برده است. به دست آوردن نتایج مناسب‌تر در زمینه تشخیص سرطان پستان سبب توسعه روش‌های تشخیصی جهت ردیابی ناهنجاری‌های پستان بر اساس تشخیص الگو می‌شود که در نتیجه آن می‌توان با استفاده از فناوری‌های کم هزینه تشخیص بهتری را به بیماران بدهد. به عنوان کارهای آینده، می‌توان به بکارگیری الگوریتم‌های مندرج در این مطالعه جهت تشخیص سرطان پستان با استفاده از تصاویر سه بعدی، جهت شناسایی ناحیه کاندید برای تومور و در نتیجه تشخیص بیماری پرداخت. همچنین تحقیق در زمینه محاسبه بعد فراکتال نواحی پرحرارت، با استفاده از سایر روش‌ها و مقایسه با مطالعات انجام شده و نیز استفاده از آنالیز فراکتالی در ردیابی خوش خیمی و بدخیمی تومورها اشاره نمود. همچنین می‌توان از روش پیشنهادی این تحقیق جهت تشخیص سرطان پستان در برخی حیوانات (پستانداران مشابه انسان) و نیز از تکنیک عدم تقارن بکار برده شده در این تحقیق، جهت ردیابی ناهنجاری‌ها بین اعضای جفت در بدن انسان استفاده نمود.

## سپاسگزاری

نویسندگان این مقاله، از بررسی کنندگان کمال سپاسگزاری را دارند.

## مراجع

- [9] N. Selvarasu, A. N., and N. Nandhitha. (2012). Effective Representation of Non-Uniformity and Asymmetry in Breast Thermographs using Statistical Parameters on Histograms of Wavelet Coefficients for Cancer Detection. *European Journal of Scientific Research*, 80, 10-19 .
- [10] Lahiri, B. B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., Philip, John. (2012). Medical applications of infrared thermography: A review. *Infrared Physics & Technology*, 55(4), 221-235. doi:<https://doi.org/10.1016/j.infrared.2012.03.007>
- [11] Borchardt, T. B., Conci, A., Lima, R. C. F., Resmini, R., & Sanchez, A. (2013). Breast thermography from an image processing viewpoint: A survey. *Signal Processing*, 93(10), 2785-2803. doi:<https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2012.08.012>
- [12] Banerjee, Tanvi (2014). 'Day or night Activity Recognition From Video Using Fuzzy Clustering Technique'. *IEEE Transaction on Fuzzy systems*. 22(3):483-493. citeSeerX 10.1.1.652.2819. doi:10.1109/TFUZZ.2013.2260756
- [13] M. Fatemeh Khosravi-Farsani, D. H. E.-K. (2014). Fully automatic breast segmentation of thermal images in order to aid diagnosis automatic breast cancer detection .
- [14] Calder'on-Contreras J. D., Chac'on-Murgu'ia, M.I., Villalobos-Montiel, A.J., Ortega-M'aynez. (2015). A fuzzy computer aided diagnosis system using breast thermography. *2015 IEEE 12th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), IEEE* .
- [15] Lessa, V., Marengoni, M., 2016. Applying artificial neural network for the classification of breast cancer using infrared thermographic images, in: International Conference on Computer Vision and Graphics, Springer. pp. 429-438.
- [16] Sayed, G. I., Soliman, M., & Hassanien, A. E. (2016). Bio-inspired Swarm Techniques for Thermogram Breast Cancer Detection. *springer International Publishing* .
- [17] CanadianCancerSociety. (2017). breast thermography. *Best Health* .
- [18] WHO, W.H.O., 2019. Cancer . URL: <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
- [19] Singh, D., & Singh, A. K. (2020). Role of image thermography in early breast cancer detection- Past, present and future. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 183, 105074. doi:<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105074>
- [20] Sánchez-Ruiz , D., Olmos-Pineda, Ivan, Olvera-López, J. Arturo. (2020). Automatic region of interest segmentation for breast thermogram image classification. *Pattern Recognition Letters*, 135, 72-81. doi:<https://doi.org/10.1016/j.patrec.2020.03.025>
- [21] Roberto, G. F., Lumini, A., Neves, L. A., & do Nascimento, M. Z. (2021). Fractal Neural Network: A new ensemble of fractal geometry and convolutional neural networks for the classification of histology images. *Expert Systems with Applications*, 166, 114103. doi:<https://doi.org/10.1016/j.eswa.2020.114103>
- [1] Peter Grassberger and Itamar Procaccia (1983). 'Measuring the Strangeness of Strange Attractors'. *Physica D: Nonlinear Phenomena*. 9(1-2):189-208
- [2] S.B.Fox, K.C.Gatter, R.D.Leek, A.L.Harris, J.Bliss, J.L.Mansi, & B.Gusterson. (1997). Association of tumor angiogenesis with bone marrow micrometastase in breast cancer patients. *journal of the National center Institute* .
- [3] Gonzalez, R.C., and Woods, R.E. (2002), *Digital Image Processing* (2<sup>nd</sup> ed.), Prentice-Hall, Inc., ISBN 0-201-18075-8
- [4] G. Schaefer, S. Y. Zhu, and B. Jones, "An image retrieval approach for thermal medical images," *Proceedings of 8th Medical Image Understanding and Analysis*, pp. 181-183, 2004
- [5] Woods, R. C. G. a. R. E. (2007). *Digital Image Processing*. Prentice Hall
- [6] Kaihua Zhang a, L. Z. a., Huihui Song b, Wengang Zhou. (2008). Active contours with selective local or global segmentation: A new formulation and level set method. *Image and Vision Computing* .
- [7] Mahnaz EtehadTavakol, C. L., Saeed Sadri, E.Y. K. Ng. (2010). Analysis of Breast Thermography Using Fractal Dimension to Establish Possible Difference between Malignant and Benign Patterns. *Healthcare Engineering*, 27-43 .
- [8] Hossein Ghayoumizadeh. (2011). Distinguish breast cancer based on thermal features in infrared images. *researchgate* .