

## تشخیص سرطان پستان به کمک تصویربرداری حرارتی در حوزه پزشکی و هوش مصنوعی: مقاله مروری

## چکیده

دریافت: ۱۳۹۴/۱۲/۱۰ ویرایش: ۱۳۹۵/۰۸/۱۳ پذیرش: ۱۳۹۵/۰۸/۲۴ آنلاین: ۱۳۹۵/۰۸/۲۵

دمای بدن انسان می‌تواند شاخصی طبیعی برای تشخیص برخی از بیماری‌ها باشد. در دهه‌های اخیر تحقیقات وسیعی برای افزایش استفاده از دوربین‌های حرارتی و به دست آوردن ارتباط نزدیک بین فیزیولوژی حرارتی و دمای پوست انجام شده است. تصویربرداری حرارتی (ترموگرافی) با استفاده از روش مادون قرمز شیوه‌ای سریع، غیرتهاجمی، بدون تماس و انعطاف‌پذیر برای نظارت بر درجه حرارت بدن انسان می‌باشد. در این مقاله با بررسی مطالعات انجام شده در دو بازه زمانی پیش و پس از سال ۲۰۰۰ و با تأکید بیشتر بر روی مقالات جدید، در مورد نحوه انجام و ارزیابی تصویربرداری حرارتی، ابعاد مختلف انجام تصویربرداری و تکنولوژی‌های موجود در این عرصه و معایب این روش، در تشخیص سرطان پستان، توضیحاتی ارائه خواهد شد. تصویربرداری حرارتی در دو حوزه پزشکی و مهندسی پزشکی در تشخیص سرطان پستان مورد استفاده پژوهشگران قرار می‌گیرد. ترموگرافی، داده‌هایی پیرامون ساختارهای مورفولوژی پستان فراهم نمی‌کند، اما داده‌های عملکردی دما و شرایط عروق بافت پستان را ارائه می‌دهد. گمان می‌رود این تغییرات عملکردی پیش از آغاز تغییرات ساختاری که در نتیجه بیماری و یا سرطان پدید می‌آیند، ایجاد شوند. در حال حاضر تصویربرداری حرارتی، روشی در جهت غربالگری و یا روش تشخیصی در مراکز معتبر علمی ثابت نگردیده است. اما مراکز مختلفی وجود دارد که با کمک سیستم‌های نرم‌افزاری طراحی شده در این زمینه جهت معاینه و بررسی استفاده می‌کنند. روش تصویربرداری حرارتی موثر است در جهت غربالگری سرطان پستان (با توجه به هزینه پایین و عدم مضر بودن) که این تأثیر با ترکیب روش‌های دیگر همچون ماموگرافی افزایش خواهد یافت، اما در جهت تشخیص نوع توده (خوش‌خیمی و بدخیمی) و بیماری‌های مرتبط با بافت پستان هنوز از جایگاه چشمگیری برخوردار نمی‌باشد.

**کلمات کلیدی:** سرطان پستان، تصویربرداری حرارتی، هوش مصنوعی.

حسین قیومی‌زاده<sup>۱\*</sup>، سوگلمعصوم‌زاده<sup>۲</sup>، شیرین نور<sup>۳</sup>سوگل کیان ارثی<sup>۳</sup>، زهرا عیوضی‌زاده<sup>۳</sup>فریناز جنیدی شریعت‌زاده<sup>۳</sup>جواد حدادنیا<sup>۱</sup>، فرنوش خمسه<sup>۴</sup>نسرتین احمدی نژاد<sup>۵</sup>

۱- گروه مهندسی پزشکی، بیوالکترونیک،

دانشگاه حکیم سبزواری، سبزواری، ایران.

۲- گروه مهندسی پزشکی، بیوالکترونیک،

دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

۳- گروه مهندسی پزشکی، بیومتریال، دانشگاه

صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

۴- مرکز پژوهش‌های علمی دانشجویان،

دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

۵- مرکز تحقیقات رادیولوژی نوین و تهاجمی

دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

\* نویسنده مسئول: سبزواری، دانشگاه حکیم سبزواری،

گروه مهندسی پزشکی.

تلفن: ۰۵۱-۴۴۰۱۲۶۰۲

E-mail: h.ghayoumizadeh@gmail.com

## مقدمه

یک شاخص بسیار خوبی برای سلامت می‌باشد.<sup>۱</sup> جورج مارتین به طور منظم تغییرات درجه حرارت روزانه در افراد سالم را به وسیله دماسنج مورد بررسی قرار داد.<sup>۲</sup> Carl Wunderlich<sup>۳</sup> در سال ۱۸۶۸ برای اولین بار دمای افراد مبتلا به تب را با افراد سالم مورد مقایسه قرار داد و آن را به عنوان یک شاخص علمی از بیماری بیان نمود. او نشان داد که درجه حرارت بین ۳۶/۳ و ۳۷/۵ °C به عنوان درجه حرارت عادی

سرطان پستان شایع‌ترین نوع سرطان در زنان و از جمله علل اصلی منجر به مرگ در آنان است. میزان بروز بالا و روزافزون این بیماری و سختی درمان آن در مراحل پیشرفته، بار زیادی را بر نظام‌های سلامت کشورهای مختلف تحمیل می‌کند.<sup>۱</sup> از لحاظ تاریخی، درجه حرارت

و خارج از این بازه‌ی دمایی به عنوان نشانه‌ای از بیماری ممکن است در نظر گرفته شود.<sup>۵</sup> کشف اشعه مادون قرمز توسط William Herschel در سال ۱۸۰۰ و ضبط اولین تصاویر حرارتی توسط پسرش John Herschel ابعاد تازه‌ای در زمینه اندازه‌گیری دما باز شد.<sup>۶</sup> Hardy در سال ۱۹۳۴ نقش فیزیولوژیکی انتشار مادون قرمز از بدن انسان را ارایه نمود و پیشنهاد داد که پوست انسان را می‌توان همانند یک رادیاتور جسم سیاه در نظر گرفت. او به راه‌های تشخیصی در علوم پزشکی با استفاده از ترموگرافی مادون قرمز اهمیت داد.

در سال ۱۹۶۰ برای اولین بار به دلیل در دسترس نبودن تجهیزات با کیفیت و عدم دانش کافی استفاده از آن با شرایط خاص گزارش شده است.<sup>۷</sup> تمام اشیا با درجه حرارت بالاتر از صفر مطلق، امواج الکترومغناطیسی می‌تابانند که به عنوان پرتو مادون قرمز یا تابش حرارتی شناخته می‌شود.<sup>۸</sup> قابلیت تابش پوست انسان برای پوست سیاه بیشتر یا کمتر از ثابت مقدار  $0.98 \pm 0.01$  بین طول موج ۲ و  $14 \mu\text{m}$  می‌باشد.<sup>۹</sup> بنابراین، در این ناحیه از طول موج، پوست انسان همانند یک بدن فیزیکی سیاه، عمل کرده و به دلیل ضریب جذب بالای  $2/5$  تا  $3/1 \text{ mm}$  در طول موج بین  $2/2$  و  $5 \mu\text{m}$  تابش گرمایی از سطح مربوط به پوست بیرونی نشأت می‌گیرد.<sup>۹</sup> Steketee تایید می‌کند، خواه در بافت زنده اندازه‌گیری شده باشد یا در آزمایشگاه، تفاوتی در قابلیت تابش بین پوست سیاه، سفید و سوخته وجود ندارد.<sup>۹</sup> بنابراین، یک ترموگراف مادون قرمز، رکوردی از توزیع دمای لایه سطح خارجی پوست است. دمای سطح پوست انسان، حدود  $30.0$  درجه کلوین و دارای قدرت تابش بیشینه در طول موج زیر  $10 \mu\text{m}$  می‌باشد. تابش در طول موج  $10 \mu\text{m}$  قوی توسط شیشه جذب شده و می‌تواند تنها به وسیله لنزهای ساخته شده از مواد خاص مانند ژرمانیوم متمرکز و توسط موادی که به‌طور مشخص پردازش شده‌اند مانند سیلیکون میکروماشینی شناسایی شوند.<sup>۱۰</sup>

الگوهای حرارتی غیرطبیعی را می‌توان به راحتی توسط تصویربرداری حرارتی تشخیص داد. یافته‌های اندازه‌گیری حرارتی به طور کلی در مقایسه با سایر یافته‌های بالینی برای ارزیابی همبستگی امکان‌پذیر است. اگرچه روشی غیر اختصاصی است و گاهی به شدت بر پس زمینه و محیط اطراف بستگی دارد، ولی دلایل متعددی وجود دارد که سبب شده است تصویربرداری حرارتی، پذیرش گسترده‌ای در میان جامعه پزشکی پیدا کند. اول از همه اینکه، تصویربرداری حرارتی

از راه دور، بدون تماس و روشی غیرتهاجمی است. مدت زمان عکس‌برداری بسیار کوتاه است بنابراین به طور همزمان نظارت بر منطقه بزرگی از جمعیت امکان‌پذیر است. تفسیر رنگ‌های ترموگرام آسان و سریع می‌باشد. علاوه بر این، این روش فقط تابش‌های طبیعی ناشی از سطح پوست را ثبت می‌کند و هیچ اثری از اشعه‌های مضر وجود ندارد. بنابراین برای استفاده طولانی‌مدت و مکرر آن را مناسب کرده است. در نهایت تصویربرداری حرارتی یک روش بلادرنگ است که می‌تواند تغییرات دینامیکی درجه حرارت را نظارت و مانیتور نماید.<sup>۱۱</sup> با توجه به این مزایا، ترموگرافی به عنوان یک ابزار تشخیص جایگزین موثر ایجاد شود. اختلاف درجه حرارت دو طرف مقابل (بین سمت چپ و راست) برای چند قسمت از اعضا بدن در افراد سالم در مرجع آورده شده است.<sup>۱۱</sup>

ترموگرافی دارای یک سری از ویژگی‌های منحصر به فرد می‌باشد که می‌توان به توانایی آن در تشخیص زود هنگام سرطان، از طریق شناسایی نشانه‌های اولیه سرطان، حدود ده سال زودتر از سایر روش‌ها مثل ماموگرافی، اشاره نمود.<sup>۱۲</sup> یکی دیگر از ویژگی‌های منحصر به فرد ترموگرافی، توانایی آن در ارزش‌گذاری روش‌های درمانی سرطان می‌باشد.<sup>۱۴</sup> پیش‌بینی وضعیت آینده بیمار نیز از ویژگی‌های ترموگرافیست.<sup>۱۵</sup> نشان داده شده است که  $4.4\%$  از افراد با ترموگرام‌های غیرنرمال، در حدود پنج سال پس از انجام ترموگرافی، به سرطان پستان مبتلا گشته‌اند. همچنین توسط ترموگرافی نشان داده شده است که سرطان‌های در سطوح پیشرفته، در سه سال آینده تنها دارای احتمال ضعیف  $2.4\%$  برای زندگی هستند، در صورتی که این احتمال برای سرطان‌هایی که در سطوح ابتدایی‌تر قرار دارند، نزدیک به  $80\%$  می‌باشد.<sup>۱۶</sup>

حساسیت روش ماموگرافی در افراد جوان‌تر یا با بافت پستان حجیم‌تر کاهش می‌یابد. در صورتی که روش ترموگرافی نه به سن بیمار و نه به حجم بافت سینه بیمار ارتباطی ندارد.<sup>۱۷</sup> در  $70\%$  موارد، نشانه‌های وجود سرطان پستان، توسط ترموگرافی یک سال زودتر از روش ماموگرافی، آشکار می‌شود.<sup>۱۸</sup> اندازه مناسب‌تر تومورهای غیرقابل شناسایی توسط ماموگرافی در حدود  $1/66 \text{ cm}$  است در حالی که در روش ترموگرافی این عدد به  $1/28 \text{ cm}$  کاهش یافته است.<sup>۱۵</sup> به عنوان یک آشکار کننده خطر در آینده برای سرطان پستان، وجود یک ترموگرام غیرنرمال  $22$  مرتبه امکان وجود خطر را نسبت به یک

داشته است.<sup>۲۸،۲۹،۳۰</sup> دو مقاله حساسیت ترموگرافی را بر اساس اندازه تومور گزارش کرده‌اند.<sup>۲۸،۳۱</sup> این نتایج حساسیت کمتری در تومور T1 (۳۷٪-۲۶) در مقایسه با تومور بزرگ (4-T2) بالای ۸۲٪ را نشان داده‌اند. متوسط نرخ مثبت-کاذب ترموگرافی در محیط تشخیصی ۲۹٪ (محدوده ۸۶٪-۸) بوده است. متوسط نرخ مثبت-کاذب در هر دو روش غربالگری (متوسط ۳۱٪) و روش تشخیصی (۲۹٪) به طور میانگین نشان دهنده این است که ترموگرافی در حدود هر سه زن با یک نرخ مثبت-کاذب خواهد داشت.

با توجه به رویکرد و قابلیت ترموگرافی می‌توان به بررسی تأثیر وضعیت گیرنده‌های هورمونی (دو هورمون استروژن و پروژسترون) بر سرطان پستان پرداخت و در آن از یافته‌های ترموگرافی استفاده کرد. این ایده مورد ارزیابی قرار گرفته شده است.<sup>۳۲</sup> این مطالعه با همکاری ۷۵ زن با میانگین سنی ۶۴ سال و سرطان پستان پیشرفته که وجود آن از طریق نمونه‌برداری اثبات شده، صورت گرفته است. نتایج ترموگرافی توسط سیستم ارزیابی شده و بیشینه، کمینه و میانگین انحراف دمایی بخش‌های حاوی تومور، تمام پستان دارای تومور، پستان سالم و نواحی توموری در پستان سالم مشخص شده است. یافته‌های ترموگرافی با وضعیت‌های مختلف گیرنده‌های هورمونی مورد مقایسه قرار گرفت. مطالعات انجام شده بر گیرنده‌های هورمونی، نتایجی مانند تصاویر ترموگرافی در پی داشتند، به این معنا که بافت سرطانی دمای بالاتری نسبت به بافت سالم دارد.

این پژوهش‌ها همچنین نشان می‌دهند که بین بیماران با وضعیت گیرنده‌های هورمونی مختلف (مثبت یا منفی بودن این گیرنده‌ها) تفاوت آماری آشکاری وجود ندارد. از طرفی این مطالعات نشان می‌دهند که تومورهایی که گیرنده‌های هورمونی منفی دارند، تومورهای گرمتری هستند، رفتار تهاجمی تری از خود نشان می‌دهند، کنترل غدد درون‌ریز بر آن‌ها از بین می‌رود و عمر کوتاه‌تری دارند و تومورهایی با گیرنده هورمونی مثبت تومورهای خنک‌تری هستند و رفتار تهاجمی کمتری از خود نشان می‌دهند که این داده‌ها از طریق ترموگرافی قابل درک نبود. بر اساس نتایج این مطالعه از میان تمام بیماران مبتلا به سرطان پستان پیشرفته، ۷۷٪ گیرنده مثبت و ۲۳٪ گیرنده منفی استروژن داشته‌اند، همچنین ۶۰٪ گیرنده مثبت و ۴۰٪ گیرنده منفی پروژسترون داشته‌اند. ارایه مدل‌های جدید از دوربین‌های حرارتی و استفاده از تکنولوژی‌های مدرن در افزایش دقت و شناسایی توده‌ها نیز کمک

ترموگرام نرمال تأیید می‌نماید. همچنین وجود این ترموگرام غیرنرمال ۱۰ مرتبه مهمتر و تأثیرگذارتر از سابقه بیماری در افراد درجه اول خانواده است.<sup>۱۹</sup> می‌توان در هنگام آنالیز تصاویر حرارتی بر اساس گروه‌بندی ترموبیولوژیکال (Thermobiological)، تصاویر را در پنج گروه اصلی: TH1: عادی یکنواخت غیرعروقی، TH2: عروقی یکنواخت عادی، TH3: مبهم (سوال برانگیز)، TH4: غیرطبیعی، TH5: به شدت غیرطبیعی، تقسیم‌بندی نمود.<sup>۲۰</sup>

مطالعات انجام شده با استفاده از تکنولوژی‌های موجود را می‌توان در دو بازه زمانی پیش و پس از سال ۲۰۰۵ مورد بررسی قرار داد. در سال‌های پیش از ۲۰۰۵، پنج مطالعه، دقت ترموگرافی را به عنوان روش تشخیصی در ۹۸۸۷ زن با نشانه‌های بالینی یا ماموگرافی غیرطبیعی، گزارش کردند.<sup>۲۱-۲۵</sup> متوسط میانه یا متوسط سن نمونه‌ها در طول مطالعات ۵۱ سال بوده است. مطالعات تشخیصی نسبت به غربالگری در زمان نزدیک‌تری انجام شده‌اند. میانگین نرخ کیفیتی این مطالعات Poor-fair بوده است. فاکتور اصلی که کیفیت این روش را نسبت به روش‌های دیگر تحت تأثیر قرار داده و باعث کاهش آن شده است، عدم داشتن دانش تخصصی مورد نیاز برای خواندن نتایج حاصل از ترموگرافی است و منظور از سایر روش‌های معاینه بالینی پستان، ماموگرافی و بیوپسی می‌باشد. متوسط حساسیت ترموگرافی به تنهایی در پنج مطالعه تشخیصی، ۵۹٪ (محدوده ۹۷٪-۲۵) بوده است. زمانی که پروژه‌هایی با نرخ کیفیتی کمتر از ناچیز حذف شوند متوسط حساسیت به ۳۱٪ (محدوده ۴۷٪-۲۵) در دو مقاله کاهش پیدا کرد.<sup>۲۱،۲۶</sup> بیشترین حساسیت (۹۵٪ و ۹۷٪) در آزمایشی به دست آمده است که بیماران با ماموگرافی مشکوک را انتخاب کرده بود.<sup>۳۳</sup>

در این مطالعات هر دو عامل ویژگی / حساسیت نشان دهنده‌ی آن بودند که هنگامی که حساسیت ترموگرافی به طور چشمگیری بالا است (برخلاف بیشتر مقاله‌ها و یا برخلاف میانگین برآورد شده) ویژگی بسیار کم است (۱۲٪ و ۱۴٪). این آمار نشان دهنده‌ی این است که ترموگرافی دارای توانایی‌های محدودی برای تبعیض بین سرطان و وجود تغییرات حتی در آزمون‌های بالینی با تعداد نمونه زیاد دارد.<sup>۹</sup> مقاله تشخیصی همچنین نتایجی برای معاینه بالینی پستان در مقایسه مستقیم با ترموگرافی گزارش کرده‌اند، متوسط حساسیت معاینه بالینی پستان ۶۱٪ (محدوده ۸۶٪-۵۱) بوده است.<sup>۳۰-۳۶</sup> در سه مقاله از این پنج مقاله، معاینه بالینی پستان حساسیت بالاتری نسبت به ترموگرافی

شایانی به تشخیص نموده است، از جمله روش عکس برداری سه بعدی و دارای تصاویر حرارتی که در مقاله مورد بررسی قرار گرفته شده است دارای حساسیت و ویژگی به ترتیب ۹۰/۹٪ و ۷۲/۵٪ می‌باشد.<sup>۳۳</sup>

چهار مقاله، دقت غربالگری ترموگرافی را در ۶۰۸۰۲ زن گزارش داده‌اند.<sup>۳۴-۳۷</sup> داده‌های مرتبط با سن افراد مورد بررسی ناقص است. سه تا از این مقاله‌ها در بازه زمانی ۱۹۷۰-۱۹۶۰ انجام شده‌اند، که دو تا از آن‌ها جزیی از برنامه "تشخیص سرطان پستان و تظاهرات پروژه" بوده‌اند، ولی انتشار این مقالات در بازه‌ی زمانی مورد نظر بوده است. نرخ میانگین کیفیت این مقالات Fair-good بوده است. میان حساسیت ترموگرافی به تنهایی ۴۷٪ (محدوده ۷۰٪-۲۵) بوده است و بالاترین حساسیت ۷۰٪ در بزرگترین مطالعه (نزدیک به ۴۰۰۰۰ زن) بوده است،

با این حال این حساسیت باید در چارچوب نرخ تشخیص سرطان (۱/۸) در ۱۰۰۰ تصویر) برای شیوع دوره‌ای غربالگری بررسی شود، کمترین میزان حساسیت در پروژه میشیگان به میزان ۲۵٪ در دوره‌ی غربالگری بروزی (Incidental screening) (۵۰٪ در دوره شیوع) داشته است.<sup>۳۴</sup> دو مطالعه نتایج‌شان را برای معاینه بالینی پستان گزارش کردند، Haberman و همکارانش به حساسیت ۷۰٪ (بیش‌تر از Clinical breast exam (CBE) " ۵۸٪") دست یافتند.<sup>۳۵</sup> در مقابل Gohagan و همکارانش (مطالعه با نرخ کیفیتی بالاتر) حساسیت ۴۴٪ را در ترموگرافی یافتند و نشان دادند که حساسیت ترموگرافی کمتر از حساسیت CBE (۴۷٪) و ماموگرافی (۶۸٪) بوده است.<sup>۳۵</sup> در طول تمام آزمایشات ترکیب ترموگرافی و CBE نتایج را به سمت متوسط حساسیت ۷۹٪ (محدوده ۷۹٪-۶۷) هدایت کردند.<sup>۳۵</sup> Cancer detection rate (CDR) برای ترموگرافی به تنهایی در یکی از چهار آزمایش غربالگری گزارشی ارایه داد و تعداد غربال‌ها ۳/۵ در ۱۰۰۰ بوده است.<sup>۳۷</sup>

میانگین نرخ مثبت-کاذب برای ترموگرافی در محیط ترموگرافی ۳۱٪ (محدوده ۳۸٪-۲۱) بوده است. در استفاده از شبکه‌های عصبی می‌توان از ترکیبات اینگونه شبکه‌های استفاده نمود. در استفاده از ترکیب شبکه‌های عصبی چند لایه‌ای پرسپترون (Multi-Layer Perceptron) و خودسازمان‌ده (Self-organizing map) به جداسازی نواحی غیرطبیعی و سپس تشخیص ناحیه سرطانی پرداخته شده است.<sup>۳۸</sup> روش ارایه شده بر روی ۵۰ بیمار عملیاتی شده است که نتایج بیانگر حساسیت ۸۸ درصدی می‌باشد.

مطالعات اولیه در استفاده از کامپیوترها برای پردازش تصاویر پزشکی به دهه ۱۹۶۰ میلادی باز می‌گردد. در آن سال‌ها باور به جایگزینی کامپیوترها به جای پزشک، بسیار زیاد بود، در نتیجه به جواب‌گیری از تشخیص کامپیوتری بسیار امیدوار بودند، هرچند که کامپیوترهای در سطوح اولیه پیشرفت خود قرار داشتند و از توانایی پردازش کمی برخوردار بودند. افزون بر این، تکنیک‌های پیشرفته پردازش تصاویر امروزی وجود نداشتند، حتی تصاویر دیجیتالی بسیار نادر و کمیاب بودند. با این حال امید به تشخیص به وسیله کامپیوترها بسیار زیاد بود. اما وجود همین مسایل باعث شد که کامپیوترها در تشخیص غیرطبیعی شکست بخورند.<sup>۳۹</sup>

با این حال در دهه ۱۹۸۰ دانشمندان شروع به استفاده از کامپیوترها برای کمک به پزشکان در جهت پر رنگ کردن نواحی غیرطبیعی و همچنین فراهم کردن یک نظر ثانویه در کنار نظر پزشک کردند. به این رویکرد استفاده از کامپیوتر، تشخیص بیماری توسط کامپیوتر (Computer assisted diagnosis) گفته می‌شود. این رویکرد در سراسر دنیا مورد پذیرش قرار گرفت.<sup>۳۹</sup> Computer assisted diagnosis (CAD) تلاشی برای جایگزین نمودن پزشکان با کامپیوتر نبود، بلکه بر کمک به پزشکان برای تشخیص بهتر و با اطمینان تکیه نمود. در سال‌های اخیر با توجه به پیشرفت‌های اخیر در تکنیک‌های پردازش تصویر و همچنین CAD، ترموگرافی توانسته است به حساسیت و ویژگی بیشتر از ماموگرافی دست یابد.<sup>۴۰</sup>

یکی از اولین کارهای انجام شده در زمینه CAD در ترموگرافی توسط Negin و همکارانش در سال ۱۹۷۷ بود. آن‌ها سیستم خود را سیستم مفسر ترموگرافی پستان، نام‌گذاری کردند. در حالی که طراحی آن‌ها بر اساس مشخص کننده‌های خطی عمل می‌نمود و کامپیوتر مورد استفاده آن‌ها به قدری ساده بود که حتی صفحه نمایش هم نداشت و پروسه عملکردی آن به پنج دقیقه زمان نیاز داشت تا تصمیم‌گیری در مورد سرطانی و یا سالم بودن بافت پستان انجام دهد، با این حال به دقت میانگین ۷۹٪ دست یابند که نتیجه‌ای شگفت‌آور با تکنولوژی آن زمان محسوب می‌شد.<sup>۴۱</sup> حتی در سال ۲۰۰۲ با تصاویر گرفته شده از دوربین‌های نسل دوم و با استفاده از شبکه‌های عصبی بازگشتی، رسیدن به چنین درصدی از دقت یک چالش محسوب می‌شد.<sup>۴۲</sup> با تولید و گسترش شبکه عصبی و همچنین معرفی شدن سیستم‌های مبتنی بر منطق فازی و همچنین وجود کیفیت بالای ترموگرام‌های نتیجه شده از

منحنی‌ها به شکل گسسته تجزیه می‌شوند، سپس مشخصات پستان در دامنه منحنی، آنالیز و طبقه‌بندی می‌شوند. سیستم مورد استفاده ترموگرام‌های طبیعی و غیرطبیعی را با دقت ۹۰/۹۱٪، با حساسیت ۸۲/۸۱٪ و دقت ۱۰۰٪ طبقه‌بندی کرده است. مطالعه فوق نشان داد که منحنی‌هایی که بر اساس ویژگی‌های ساختاری می‌باشند، می‌توانند بازده تشخیص خودبه‌خودی ناهنجاری‌ها را در ترموگرام‌های پستان پیشرفت دهند.

هرچند که نتایج از هر رویکرد به رویکرد دیگر متفاوت است، اما همگی موثر بودن سیستم CAD را در ترموگرافی تایید می‌کنند. بدترین نتیجه حاصل از سیستم‌های CAD ناشی از استفاده شبکه‌های عصبی پس انتشار خطا بود که دقت ۶۱/۵۴٪ را به همراه داشت که حتی از نتیجه حاصل شده در ۲۲ سال پیش از خود نیز بدتر بود. سیستم دارای حساسیت مناسب، (۶۸/۹۷٪) و ویژگی پایین بود (۴۰٪)، که دقت را بسیار پایین کشید. (Ng و همکاران در سال ۲۰۰۲ و ۲۰۰۳) پیشرفت بعدی زمانی حاصل شد که شبکه‌های عصبی پس انتشار خطا (Back propagation artificial neural network) را با شبکه‌های عصبی شعاعی پایه (Radial basis function network, RBFN) جایگزین نمودند.<sup>۴۲</sup>

ویژگی‌های غیرخطی RBFN باعث شد که هم حساسیت و هم ویژگی و در نتیجه دقت سیستم CAD به مقدار قابل ملاحظه‌ای بالاتر برود. میزان حساسیت ۸۱/۲٪، ویژگی ۸۸/۲٪ و در نتیجه مقدار دقت به ۹۵/۸۰٪ رسید. اکنون کارکرد سیستم CAD مبنی بر شبکه‌های عصبی شعاعی پایه، قابل مقایسه با ماموگرافی است که دقت آن در حدود ۸۰٪ می‌باشد.<sup>۴۳</sup> گروهی از پژوهشگران منطق فازی را برای آنالیز کردن ترموگرام‌ها آداپته کرده‌اند. چرا که گفتیم یکی از ویژگی‌های مهم منطق فازی استفاده کردن از شیوه علت یابی انسان گونه است. این امر به پزشکان کمک می‌کند که به هنگام استفاده از این سیستم، به درجه‌ای از اطمینان برسند. CAD مبتنی بر منطق فازی می‌تواند به دقتی در حدود ۵۳/۷۹٪ دست یابد که تا حدی با دقت ماموگرافی و روش CAD ناشی از شبکه‌های عصبی پایه شعاعی برابر است.<sup>۴۴</sup>

اما دلیل عدم استفاده از این نگرش این است که تعداد قانون‌های موجود در منطق فازی، بسیار زیاد و حدود ۲۵۰۰ قانون است که نتیجه آن محاسبات سنگین ریاضی و اشغال فضای زیادی از حافظه می‌باشد. رای کاهش تعداد قوانین مورد استفاده در منطق فازی، از الگوریتم

دوربین‌های نسل دوم، سیستم‌های ترموگرافی CAD موج جدیدی از توجه را از طرف پژوهشگران دریافت نمودند. بسیاری از سیستم‌های برجسته CAD در ترموگرافی، بین سال‌های ۱۹۷۷ تا ۲۰۱۵ ساخته شده‌اند که به بررسی مروری این تحقیقات پرداخته می‌شود. بررسی‌های حاضر در دو زمینه استخراج ویژگی‌ها در تصاویر ترموگرافی و تشخیص سرطان به کمک تصاویر ترموگرافی انجام می‌گردد. در حال حاضر روش‌های استخراج ویژگی در تصاویر حرارتی پستان مبتنی بر روش‌های تجزیه و تحلیل بر اساس ویژگی‌های هندسی، روش مقادیر ویژه، تجزیه و تحلیل بر اساس تبدیل موجک انرژی، روش تجزیه و تحلیل مقادیر ویژه بر اساس مومنت تصویر و روش تجزیه و تحلیل مقادیر ویژه بر اساس مقیاس تحول ارزش منحصر به فرد می‌باشد.<sup>۴۵</sup> هدف از استخراج ویژگی در این تصاویر، خارج ساختن نواحی مشکوک و غیرطبیعی به سرطان می‌باشد. لازمه استخراج ویژگی در تصاویر حرارتی پستان جداسازی ناحیه خود پستان در این تصاویر می‌باشد که در مقالاتی از جمله: استفاده از روش‌های هاف برای جداسازی ناحیه<sup>۴۶</sup>، استفاده از فیلترهای لبه و کانورها به آن پرداخته شده است.<sup>۴۷</sup>

همچنین برای تشخیص غیرطبیعی بودن ناحیه سرطانی در تصاویر حرارتی پستان، نویسندگان در از مدل‌سازی نمای لیاپانوف استفاده نموده‌اند.<sup>۴۸</sup> تا بتوان با استفاده از این مدل در ایجاد تفاوت بین الگوهای بدخیم و خوش‌خیم نظر داد. ویژگی‌های بافت سرطان پستان و استفاده از مومنت‌ها در مقاله مورد ارزیابی قرار گرفته، که دقت ۸۳/۳٪ حاصل شده است.<sup>۴۹</sup> از جمله مومنت‌های مورد استفاده واریانس و آنتروپی و کواریانس تصویر می‌باشد. نتیجه حاصل بیان می‌دارد که ترموگرافی چرخشی، دارای پتانسیل بسیار زیادی به عنوان یک ابزار غربالگری برای تشخیص سرطان پستان می‌باشد. وضعیت‌های غیرطبیعی پستان را می‌توان با استفاده از تفسیر منحنی‌های اقتباس شده از ویژگی‌ها و خصوصیات آن از روی تصاویر ترموگرافی کشف نمود که در مقاله Francis به آن پرداخته شده است.<sup>۴۸</sup>

ترموگرافی‌ها از ۲۲ زن (۱۱ زن با سرطان پستان اثبات شده از طریق نمونه‌برداری با میانگین سنی ۴۲ و ۱۱ زن داوطلب سالم با میانگین سنی ۳۷ سال) گرفته شده‌اند. در این روش ابتدا ترموگرام‌ها به حالت خاکستری خود تبدیل شده‌اند و محل‌های مورد نظر (نواحی غیرطبیعی) مشخص شدند. این مناطق مطلوب با استفاده از تبدیل

جدول ۱: مقایسه نتایج به دست آمده از روش‌های مختلف هوش مصنوعی در شناسایی سرطان پستان در تصاویر حرارتی

کلاسیفایر	عملکرد
منطق فازی <sup>۵۲</sup>	دقت ۸۰٪
شبکه عصبی <sup>۵۴</sup>	دقت ۸۶٫۶٪
ماشین بردار پشتیبان <sup>۵۵</sup>	دقت ۸۸٫۱٪
	حساسیت ۸۵٫۷۱٪
	ویژگی ۹۰٫۴۸٪
شبکه‌های عصبی بازگشتی <sup>۵۶</sup>	دقت ۸۵٫۱۹٪
	حساسیت ۸۸٫۸۹٪
	ویژگی ۷۷٫۷۸٪
شبکه‌های عصبی مصنوعی <sup>۵۷</sup>	حساسیت ۹۲٪
	ویژگی ۸۸٪
ماشین بردار پشتیبان <sup>۵۸</sup>	حساسیت ۷۶٪
	ویژگی ۸۴٪
ماشین بردار پشتیبان <sup>۵۹</sup>	حساسیت ۸۵٫۷٪
	ویژگی ۸۶٫۵٪

می‌تواند زمان زیادی را شامل شود اما تعداد قوانین را به طرز قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌دهد. با استفاده از این الگوریتم ژنتیک یک سیستم هیبریدی جدید مبتنی بر منطق فازی به وجود می‌آید<sup>۵۲</sup>، که این سیستم می‌توانست به دقت بیشتری حدود ۸۰/۹۸٪ برسد. این موضوع به این معنی است که با کاهش ۲۵۰٪ از تعداد قوانین مورد نیاز، دقت سیستم حدود ۱٪ افزایش می‌یابد که مؤثر بودن الگوریتم ژنتیک را در کاهش تعداد قوانین مورد نیاز در منطق فازی را، بیان می‌کند. به احتمال زیاد بزرگ‌ترین پیشرفت، زمانی حاصل می‌شود که ویژگی‌های علت‌یابی منطق فازی با ویژگی‌های آموزشی شبکه عصبی مصنوعی ترکیب شود. به آنچه که حاصل می‌شود شبکه‌های عصبی فازی مکمل می‌گویند که این سیستم توانایی یادگیری مثبت و هم یادگیری منفی را دارا می‌باشد. به عبارت بهتر سیستم درست مثل یک انسان توانایی یادگیری را داراست، در نتیجه قوانین منطق فازی درست شبیه نتیجه‌گیری‌های انسان می‌ماند که هم می‌تواند دلایل مثبت و هم دلایل منفی برای نتیجه‌گیری خود بیان کند. در نتیجه‌گیری استفاده از سیستم‌های هوش مصنوعی جدول ۱ آورده شده است.

همانند ماموگرافی محدودیت‌هایی وجود دارد که توانایی‌های این روش را در تشخیص وضعیت‌های غیرطبیعی بافت پستان محدود می‌کند. از آنجایی که ترموگرافی یک عکس حرارتی از سطح پوست است، توانایی مشخص کردن یک ناحیه یا تومور را ندارد زیرا وضعیت‌های غیرطبیعی یافت شده توسط ترموگرافی را نمی‌توان محدود‌های برای جراحی نمونه‌برداری معرفی نمود. تفسیر تصاویر ترموگرافی به توانایی شناسایی نواحی با دمای بالا به ویژه در مناطقی که متابولیک پایینی دارند و یا تومورهای سرد بستگی دارد که بسیار هم دشوار است. در یک تحقیق در سال ۲۰۰۳ پیرامون کارایی ترموگرافی یافت شد که تمام نتایج منفی-کاذب ترموگرافی مربوط به تشخیص تومورهایی در ابعاد میکرو بوده است که نشان می‌دهد ترموگرافی در تشخیص این نوع وضعیت‌های غیرطبیعی به خوبی ماموگرافی عمل نمی‌کند.<sup>۲۴</sup> با توجه به پیشرفت‌های این تکنولوژی و افزایش درخواست مصرف‌کننده‌ها برای یک روش غربالگری با قیمت کم و بدون اشعه می‌تواند پتانسیلی برای انتخاب ترموگرافی به عنوان یک روش تصویربرداری پستان در نظر گرفت. این تکنولوژی نیازمند ارزیابی در آزمایشات بالینی دقیق می‌باشد و بعید به نظر می‌رسد که ترموگرافی بخشی از اقدامات تشخیصی یا غربالگری پستان در آینده باشد.

ژنتیک استفاده می‌شود.<sup>۵۰</sup> الگوریتم ژنتیک ابتدا توسط John Holland در سال ۱۹۵۵ ارائه شد.<sup>۵۱</sup> این الگوریتم بر اساس تئوری تکامل داروین تعریف شده است. این الگوریتم، هر قانون را به عنوان جزیی از یک جمعیت در نظر می‌گیرد و سپس با ترکیب کردن قوانین مختلف، یک قانون جدید را به وجود می‌آورد که به این پروسه، جهش گفته می‌شود. سپس تمامی قوانین مورد بررسی قرار گرفته و با توجه به تواناییشان برای حل مشکل مورد ارزیابی قرار می‌گیرند. با توجه به اینکه سیستم برای حل شدن طراحی شده است، هر قانون بررسی می‌شود و با توجه به توانایی آن در حل سیستم و مشکل، عددی را به آن نسبت می‌دهد که به آن تابع تناسب (Fitness) گفته می‌شود. آنگاه دوباره، پروسه جهش تکرار می‌شود و قوانین جدید تعبیه می‌شوند و سپس به هر قانون جدید "تابع تناسب" داده می‌شود.

کرار پروسه به معیار انتخابی بستگی دارد، که هدف رسیدن رسیدن به آن مقدار و اندازه است. معیار انتخابی می‌تواند زمان، تعداد جهش‌ها، بهترین راه حل و غیره باشد. در آخر هم قوانینی که دارای بهترین عدد تابع تناسب هستند به عنوان قوانین جدید انتخاب می‌شوند. این پروسه

## References

- Ho R, Muraoka M, Cuaresma C, Guerrero R, Agbayani A. Addressing the excess breast cancer mortality in Filipino Women in Hawai'i through AANCART, an NCI Community Network Program. *Hawaii Med J* 2010;69(7):164-6.
- Houdas Y, Ring EFJ. *Human Body Temperature: Its Measurement and Regulation*. New York, NY: Plenum Press; 1982.
- Ring EF. The historical development of thermometry and thermal imaging in medicine. *J Med Eng Technol* 2006;30(4):192-8.
- Trotter T. *An Essay, Medical, Philosophical, and Chemical on Drunkenness and Its Effects on the Human Body (Psychology Revivals)*. London: TN Longman and O Rees; 2013.
- Wunderlich CA. *On the Temperature in Diseases: A Manual of Medical Thermometry*. London: New Sydenham Society; 1871.
- Knobel RB, Guenther BD, Rice HE. Thermoregulation and thermography in neonatal physiology and disease. *Biol Res Nurs* 2011;13(3):274-82.
- Hardy JD. The radiation of heat from the human body: III. The human skin as a black-body radiator. *J Clin Invest* 1934;13(4):615-20.
- Maldague X. *Theory and Practice of Infrared Technology for Non-destructive Testing*. Wiley-Interscience Publication: John Wiley and Sons Inc.; 2001.
- Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium. *Phys Med Biol* 1973;18(5):686-94.
- Jones BF. A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. *IEEE Trans Med Imaging* 1998;17(6):1019-27.
- EtehadTavakol M, Sadri S, Ng EY. Application of K- and fuzzy c-means for color segmentation of thermal infrared breast images. *J Med Syst* 2010;34(1):35-42.
- Canavan D, Gratt BM. Electronic thermography for the assessment of mild and moderate temporomandibular joint dysfunction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;79(6):778-86.
- Benard A, Desmedt C, Smolina M, Sztternfeld P, Verdonck M, Rouas G, et al. Infrared imaging in breast cancer: automated tissue component recognition and spectral characterization of breast cancer cells as well as the tumor microenvironment. *Analyst* 2014;139(5):1044-56.
- Keyserlingk JR, Yassa M, Ahlgren P, Belliveau N, editors. Preliminary evaluation of preoperative chemohormonotherapy-induced reduction of the functional infrared imaging score in patients with locally advanced breast cancer. Engineering in Medicine and Biology Society, 2001 Proceedings of the 23<sup>rd</sup> Annual International Conference of the IEEE; 2001.
- Ohsumi S, Takashima S, Aogi K, Usuki H. Prognostic value of thermographical findings in patients with primary breast cancer. *Breast Cancer Res Treat* 2002;74(3):213-20.
- Kim Y-S, Cho Y-E, editors. *Pre-and postoperative thermographic imaging of lumbar disc herniations*. International Symposium on Advanced Techniques and Clinical Applications in Biomedical Thermology; 1995.
- Head JF, Wang F, Elliott RL. Breast thermography is a noninvasive prognostic procedure that predicts tumor growth rate in breast cancer patients. *Ann N Y Acad Sci* 1993;698:153-8.
- Head J, Wang F, Lipari C, Elliott R. The important role of infrared imaging in breast cancer. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2000;19(3):52-7.
- Head JF, Elliott RL. Infrared imaging: making progress in fulfilling its medical promise. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2002;21(6):80-5.
- Thermobiological 2015. Available from: [http://www.breastthermography.com/breast\\_thermography\\_proc.htm](http://www.breastthermography.com/breast_thermography_proc.htm)
- Kontos M, Wilson R, Fentiman I. Digital infrared thermal imaging (DITI) of breast lesions: sensitivity and specificity of detection of primary breast cancers. *Clin Radiol* 2011;66(6):536-9.
- Wishart GC, Campisi M, Boswell M, Chapman D, Shackleton V, Iddles S, et al. The accuracy of digital infrared imaging for breast cancer detection in women undergoing breast biopsy. *Eur J Surg Oncol* 2010;36(6):535-40.
- Arora N, Martins D, Ruggerio D, Tousimis E, Swistel AJ, Osborne MP, et al. Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer. *Am J Surg* 2008;196(4):523-6.
- Parisky YR, Sardi A, Hamm R, Hughes K, Esserman L, Rust S, et al. Efficacy of computerized infrared imaging analysis to evaluate mammographically suspicious lesions. *AJR Am J Roentgenol* 2003;180(1):263-9.
- Ng EY, Ung LN, Ng FC, Sim LS. Statistical analysis of healthy and malignant breast thermography. *J Med Eng Technol* 2001;25(6):253-63.
- Negri S, Bonetti F, Capitanio A, Bonzanini M. Preoperative diagnostic accuracy of fine-needle aspiration in the management of breast lesions: comparison of specificity and sensitivity with clinical examination, mammography, echography, and thermography in 249 patients. *Diagn Cytopathol* 1994;11(1):4-8.
- Goldberg IM, Schick PM, Pilch Y, Shabot MM. Contact plate thermography: a new technique for diagnosis of breast masses. *Arch Surg* 1981;116(3):271-3.
- Ciatto S, Palli D, Rosselli del Turco M, Catarzi S. Diagnostic and prognostic role of infrared thermography. *Radiol Med* 1987;74(4):312-5.
- Keyserlingk JR, Ahlgren PD, Yu E, Belliveau N. Infrared imaging of the breast: Initial reappraisal using high-resolution digital technology in 100 successive cases of stage I and II breast cancer. *Breast J* 1998;4(4):245-51.
- Sterns EE, Curtis AC, Miller S, Hancock JR. Thermography in breast diagnosis. *Cancer* 1982;50(2):323-5.
- Ohashi Y, Uchida I. Applying dynamic thermography in the diagnosis of breast cancer. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2000;19(3):42-51.
- Zore Z, Boras I, Stanec M, Oresic T, Zore IF. Influence of hormonal status on thermography findings in breast cancer. *Acta Clin Croat* 2013;52(1):35-42.
- Sella T, Sklair-Levy M, Cohen M, Rozin M, Shapiro-Feinberg M, Allweis TM, et al. A novel functional infrared imaging system coupled with multiparametric computerised analysis for risk assessment of breast cancer. *Eur Radiol* 2013;23(5):1191-8.
- Threatt B, Norbeck JM, Ullman NS, Kummer R, Roselle PF. Thermography and breast cancer an analysis of a blind reading. *Ann N Y Acad Sci* 1980;335:501-27.
- Gohagan JK, Rodes ND, Blackwell CW, Darby WP, Farrell C, Herder T, et al. Individual and combined effectiveness of palpation, thermography, and mammography in breast cancer screening. *Prev Med* 1980;9(6):713-21.

36. Haberman JD, Love TJ, Francis JE. Screening a rural population for breast cancer using thermography and physical examination techniques: methods and results: a preliminary report. *Ann N Y Acad Sci* 1980;335:492-500.
37. Williams KL, Phillips BH, Jones PA, Beaman SA, Fleming PJ. Thermography in screening for breast cancer. *J Epidemiol Community Health* 1990;44(2):112-3.
38. Ghayoumi Zadeh H, Montazeri A, Abaspor Kazerouni I, Haddadnia J. Clustering and screening for breast cancer on thermal images using a combination of SOM and MLP. *Comput. Methods Biomech Biomed Eng Imaging Visual* 2014 (ahead-of-print):1-9.
39. Moghbel M, Mashohor S. A review of computer assisted detection/diagnosis (CAD) in breast thermography for breast cancer detection. *Artif Intell Rev* 2013;39(4):305-13.
40. Tan TZ, Quek C, Ng GS, Ng E. A novel cognitive interpretation of breast cancer thermography with complementary learning fuzzy neural memory structure. *Expert Syst Appl* 2007;33(3):652-66.
41. Negin M, Ziskin MC, Piner C, Lapayowker MS. A computerized breast thermographic interpreter. *IEEE Trans Biomed Eng* 1977;24(4):347-52.
42. Ng EY, Fok SC, Peh YC, Ng FC, Sim LS. Computerized detection of breast cancer with artificial intelligence and thermograms. *J Med Eng Technol* 2002;26(4):152-7.
43. Wan C, Cao W, Cheng C. Research of recognition method of discrete wavelet feature extraction and PNN classification of rats FT-IR pancreatic cancer data. *J Anal Methods Chem* 2014;2014:564801.
44. Zadeh HG, Kazerouni IA, Haddadnia J, Rahmanian M, Javidan R, Dezfuli MA. Distinguish breast cancer based on thermal features in infrared images. *Can J Image Proc Comput Vision* 2011;2(6):54-8.
45. Suganthi S, Ramakrishnan S. Anisotropic diffusion filter based edge enhancement for segmentation of breast thermogram using level sets. *Biomed Signal Process Control* 2014;10:128-36.
46. Etehad Tavakol M, Ng EY-K, Lucas C, Sadri S, Ataei M. Nonlinear analysis using Lyapunov exponents in breast thermograms to identify abnormal lesions. *Infrared Phys Techn* 2012;55(4):345-52.
47. Francis SV, Sasikala M, Bharathi GB, Jaipurkar SD. Breast cancer detection in rotational thermography images using texture features. *Infrared Phys Techn* 2014;67:490-6.
48. Francis SV, Sasikala M, Saranya S. Detection of breast abnormality from thermograms using curvelet transform based feature extraction. *J Med Syst* 2014;38(4):23.
49. Kumar A. Fuzzy Expert Systems for Disease Diagnosis: IGI Global; 2014.
50. Nakashima T, Schaefer G, Yokota Y, Ishibuchi H. A weighted fuzzy classifier and its application to image processing tasks. *Fuzzy Sets Syst* 2007;158(3):284-94.
51. Coello CA, Christiansen AD, Aguirre AH. Using genetic algorithms to design combinational logic circuits. *Intell Eng Artif Neural Networks* 1996;6:391-6.
52. Cazarez-Castro NR, Aguilar LT, Castillo O, editors. Hybrid genetic-fuzzy optimization of a type-2 fuzzy logic controller. In: 8<sup>th</sup> International Conference on Hybrid Intelligent Systems. HIS: 2008, p. 216-21.
53. Schaefer G, Závisek M, Nakashima T. Thermography based breast cancer analysis using statistical features and fuzzy classification. *Pattern Recognit* 2009;42(6):1133-7.
54. Wiecek B, Wiecek M, Strakowski R, Jakubowska T, Ng EYK. Wavelet-based thermal image classification for breast screening and other medical applications. In: Ng EYK, Acharya RU, Suri JS. Performance Evaluation Techniques in Multi-modality Breast Cancer Screening, Diagnosis and Treatment. American Scientific Publishers; 2010.
55. Acharya UR, Ng EY, Tan JH, Sree SV. Thermography based breast cancer detection using texture features and Support Vector Machine. *J Med Syst* 2012;36(3):1503-10.
56. Francis SV, Sasikala M. Automatic detection of abnormal breast thermograms using asymmetry analysis of texture features. *J Med Eng Technol* 2013;37(1):17-21.
57. Acharya UR, Ng EY-K, Sree SV, Chua CK, Chattopadhyay S. Higher order spectra analysis of breast thermograms for the automated identification of breast cancer. *Expert Syst* 2014;31(1):37-47.
58. Araújo MC, Lima RC, De Souza RM. Interval symbolic feature extraction for thermography breast cancer detection. *Exp Syst Appl* 2014;41(15):6728-37.

## Breast cancer diagnosis by thermal imaging in the fields of medical and artificial intelligence sciences: review article

### Abstract

Received: 29 Feb. 2016 Revised: 03 Nov. 2016 Accepted: 14 Nov. 2016 Available online: 15 Nov. 2016

Hossein Ghayoumi Zadeh  
Ph.D.<sup>1\*</sup>  
Sogol Masoumzadeh B.Sc.<sup>2</sup>  
Shirin Nour B.Sc.<sup>3</sup>  
Sogol Kianersi B.Sc.<sup>3</sup>  
Zahra Eyvazi Zadeh B.Sc.<sup>3</sup>  
Farinaz Joneidi Shariat Zadeh  
B.Sc.<sup>3</sup>  
Javad Haddadnia Ph.D.<sup>1</sup>  
Farnoosh Khamseh M.D.<sup>4</sup>  
Nasrin Ahmadinejad Ph.D.<sup>5</sup>

1- Department of Biomedical Engineering, Bioelectric, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran.

2- Department of Biomedical Engineering, Bioelectric, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

3- Department of Biomedical Engineering, Biomaterial, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

4- Students' Scientific Research Center, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

5- Advanced Diagnostic and Interventional Radiology Research Center, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

\* Corresponding author: Department of Biomedical Engineering, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran.  
Tel: +98- 51- 44012602  
E-mail: h.ghayoumizadeh@gmail.com

Breast cancer is the most common cancer in women and one of the leading of death among them. The high and increasing incidence of the disease and its difficult treatment specifically in advanced stages, imposes hard situations for different countries' health systems. Body temperature is a natural criteria for the diagnosis of diseases. In recent decades extensive research has been conducted to increase the use of thermal cameras and obtain a close relationship between heat and temperature of the skin's physiology. Thermal imaging (thermography) applies infrared method which is fast, non-invasive, non-contact and flexible to monitor the temperature of the human body. This paper investigates highly diversified studies implemented before and after the year 2000. And it emphasizes mostly on the newly published articles including: performance and evaluation of thermal imaging, the various aspects of imaging as well as The available technology in this field and its disadvantages in the diagnosis of breast cancer. Thermal imaging has been adopted by researchers in the fields of medicine and biomedical engineering for the diagnosis of breast cancer. With the advent of modern infrared cameras, data acquisition and processing techniques, it is now possible to have real time high resolution thermographic images, which is likely to surge further research in this field. Thermography does not provide information on the structures of the breast morphology, but it provides performance information of temperature and breast tissue vessels. It is assumed that the functional changes occurred before the start of the structural changes which is the result of disease or cancer. These days, thermal imaging method has not been established as an applicative method for screening or diagnosing purposes in academic centers. But there are different centers that adopt this method for the diagnosis and examining purposes. Thermal imaging is an effective method which is highly facilitative for breast cancer screening (due to the low cost and without harms), also, its impact will increase by combining other methods such as a mammogram and sonography. However, it has not been widely recognized as an accepted method for determining the types of tumors (benign and malignant) and diseases of breast tissue.

**Keywords:** artificial intelligence, breast cancer, thermal imaging.