

بررسی روش‌های مختلف آشکارسازی زودهنگام سرطان سینه

امین مرادمند جزی^{۱*}، بهرنگ برکتین^۲، سجاد فرخی^۳

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد، نجف آباد، ایران

۲- استادیار، دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد، نجف آباد، ایران

۳- استادیار، دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد، نجف آباد، ایران

خلاصه

سرطان سینه رایج‌ترین سرطان بین زنان بوده و عامل اصلی مرگ و میر ناشی از سرطان در بین زنان بالای ۵۰ سال است و بعد از سرطان ریه بیشترین آمار تلفات ناشی از سرطان را در بر می‌گیرد. بیشتر زنانی که سرطانشان در مراحل اولیه شکل‌گیری و پیشرفت آشکارسازی می‌شود، دارای این شانس خواهند بود که مابقی عمر خود را بدون سرطان سپری کنند. بنابراین لازم است سرطان سینه را در مراحل اولیه پیشرفت تشخیص داده و کنترل گردد. روش‌های مختلفی به منظور تشخیص سرطان سینه وجود دارد که از آن جمله می‌توان به روش فراصوتی، روش ماموگرافی و روش ترموگرافی اشاره کرد. در این مقاله روش‌های مختلف آشکارسازی زودهنگام سرطان سینه بررسی خواهند شد و مزایا و معایب آن‌ها با یکدیگر مقایسه می‌شوند. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که روش ترموگرافی قادر به تشخیص زودهنگام سرطان سینه نسبت به سایر روش‌ها می‌باشد و این در حالی است که این روش غیرتهاجمی بوده و برای بیمار و اپراتور تصویربرداری، خطر تشعشعی ندارد.

کلمات کلیدی: سرطان سینه، روش فراصوتی، روش ماموگرافی، روش ترموگرافی، آشکارسازی

۱. مقدمه

سرطان سینه بعد از سرطان ریه رایج‌ترین سرطان در سراسر جهان بوده و پنجمین عامل مرگ و میر ناشی از سرطان می‌باشد [۱، ۲]. موسسه بین‌المللی سرطان سینه^۴ پیش‌بینی کرده است که سالانه ۲۰۰۰۰۰ زن به سرطان سینه مبتلا و ۴۰۰۰۰ زن به دلیل سرطان سینه از بین خواهند رفت [۳]. سرطان سینه بیشتر در زنان بالای ۵۰ سال رخ

¹ Corresponding author :

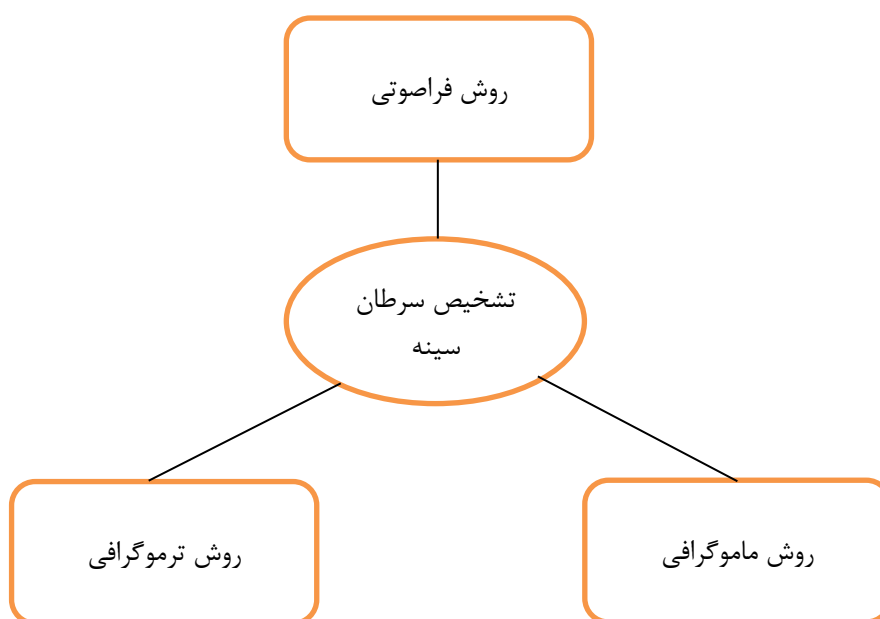
Email : Itspetro@gmail.com

² BEHRANG_BAREKATAIN@yahoo.com

³ sajjad_farokhi@yahoo.com

⁴ National Breast Cancer Foundation

می دهد ، هرچند در زنان جوان نیز محتمل است. تنها ۱٪ سرطان سینه در مردان رخ می دهد [۴]. تومورهای سرطانی در مراحل اولیه شکل‌گیری، ناهنجاری‌های فیزیولوژیکی ایجاد می‌کنند که با گذشت زمان در سال‌های بعد به سرطان و تومورهای بدخیم تبدیل می‌شوند [۵]. راه حل اصلی در کنترل و درمان بیماری ، تشخیص زودهنگام است. روش های مختلفی به منظور آشکارسازی بافت های سرطانی وجود دارد که از مهمترین آن ها عبارتند از روش فراصوتی^۱ ، روش ماموگرافی^۲ و روش ترموگرافی^۳ اشاره کرد (شکل ۱).



شکل ۱- روش های مختلف تشخیص سرطان سینه

در تصاویر فراصوتی که به کمک امواج برگشتی از بافت های سینه تشکیل می شوند ، قابلیت تشخیص تومورها و کیست ها وجود دارد ولی متاسفانه کیفیت تصاویر فراصوتی ذاتا پایین است و تشخیص رسوب های کلسیمی کوچک که می توانند نشانه تشکیل بافت های سرطانی باشند میسر نیست [۵-۷]. تصاویر ماموگرافی رایج ترین تصاویر در تشخیص سرطان سینه است . این تصاویر به کمک امواج تشعشعی ایکس تشکیل می شوند و کیفیت تصاویر ماموگرافی بسیار زیاد است و از مزایای این روش محسوب می گردد ولی متاسفانه این روش قادر به تشخیص نوع تومورها از نظر خیم و بد خیم بودن نبوده و در طی آزمایش بیمار و اپراتور در معرض اشعه ایکس که خود یکی از عوامل سرطانی شدن بافت های سالم است ، قرار می گیرند [۵-۷]. ترموگرافی یک آزمایش فیزیولوژیکی است که در آن اطلاعات حرارتی بازتاب شده از سطح پوست توسط دوربین های حرارتی به تصاویر حرارتی تبدیل می شوند [۸]. بافت های سرطانی به دلیل سوخت و ساز

¹ Ultrasound

² Mammography

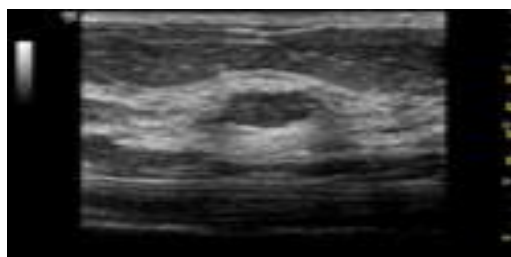
³ Thermography

بیشتر به منظور تکثیر ، دارای اختلاف دمای آشکاری با بافت های پیرامون و بافت های متقارن در سینه دیگر می باشند (بسته به اندازه و نوع تومر دارای اختلاف دمای بین ۰.۲ درجه تا بیش از چند درجه می باشند) و این اطلاعات دمایی حایز اهمیت در تشخیص زودهنگام سرطان سینه بسیار موثر است [۶]. این روش هیچ گونه خطر تشعشعی برای بیمار و اپراتور نداشته و از روش های غیر تهاجمی است [۷].

در ادامه این مقاله در بخش دوم به بررسی روش فراصوتی و کارهای گذشته در این حوزه خواهیم پرداخت و در بخش سوم روش ماموگرافی مورد توجه قرار می گیرد و تلاش های گذشته در این حوزه بیان می گردد و در بخش چهارم به بیان روش ترموگرافی که توانایی تشخیص زودهنگام سرطان سینه نسبت به سایر روش ها را دارد ، بیان شده و کارهای گذشته در این حوزه به صورت دسته بندی شده ارائه می گردد. در بخش پنجم به مقایسه روش مرسوم ماموگرافی با ترموگرافی خواهیم پرداخت و در بخش ششم نتیجه گیری مقاله ارائه می شود.

۲. روش فراصوتی

در روش فراصوتی امواج صوتی با فرکانس بالا به داخل بافت سینه ارسال می شود. الگوی انعکاس صدای برگشتی از این امواج صوتی ، به تصویری از داخل سینه تبدیل می شود که با نام تصاویر فراصوتی شناخته می شوند [۹]. مزیت روش فراصوتی نسبت به سایر روش ها این است که بین توده ها و کیستها در تصویر، تمایز وجود دارد. به علاوه این روش می تواند محل و اندازه تومورها را مشخص کند. به این معنی که در تصویرسازی از کیستها و توده ها، الگوی متفاوتی ایجاد می شود. بنابراین از روی تصویر فراصوتی می توان تشخیص داد که الگوی نا هنجاری مربوط به یک توده^۱ است یا یک کیست [۹]. از طرفی، بر خلاف ماموگرافی، متأسفانه روش فراصوتی قادر به آشکارسازی رسوب های کلسیمی کوچک (که می تواند نشانه هایی از شکل گیری بافت های سرطانی باشد) نمی باشد. به علاوه تومورهای کوچک سرطانی در مراحل اولیه پیشرفت ، با این روش آشکارسازی نمی شوند [۱۰-۱۲]. در شکل ۲ نمونه از تصاویر فراصوتی نشان داده شده است.



شکل ۲- نمونه ای از تصاویر فراصوتی

از سال ۲۰۰۲ به بعد اولین استفاده ها از روش فراصوتی به منظور تشخیص سرطان سینه آغاز شد. اوایل از تصاویر خاکستری کم کیفیت تشکیل شده از امواج برگشتی ، به منظور تشخیص سرطان سینه استفاده می شد که این تصاویر به دلیل کیفیت پایین ، جزییات کوچک را حذف می کردند. از سال ۲۰۰۸ به بعد با توجه به عدم تشخیص تومورهای کوچک توسط روش فراصوتی ، تلاش هایی به منظور افزایش کیفیت تصاویر خاکستری و هم چنین شبه رنگی کردن تصاویر

¹ Solid mass

خاکستری آغاز شد [۱۳]. در سال ۲۰۰۹ تلاش شد به کمک شبه رنگی کردن تصاویر خاکستری فراصوتی اخذ شده بهبودی در تشخیص سرطان سینه انجام شود. اگر چه نتایج به دست آمده تا آن زمان بهبود قابل توجهی پیدا کرد (حدود ۵۵ درصد تشخیص صحیح) ، اما بازهم به دلیل ماهیت کم کیفیت تصاویر خاکستری ، تومورهای کوچک قابل تشخیص نبودند [۱۳]. در سال ۲۰۱۰ با پیشرفت هایی که در علم پردازش تصویر و افزایش کیفیت تصاویر به کمک پردازش تصویر صورت گرفت ، شفاف کردن تصاویر^۱ ، قطعه بندی تصاویر^۲ و کانتور^۳ پیشنهاد شد. شفاف کردن تصاویر باعث وضوح جزئیات بیشتر تصاویر می شد و کانتور و قطعه بندی نیز به تشخیص ناهنجاری ها کمک می کرد. اما بازهم در تشخیص تومورهای کوچک در مراحل اولیه پیشرفت سرطان ، ضعف چشمگیری داشتند [۱۴، ۱۵]. از این روزه سال ۲۰۱۰ به بعد تلاش های کمتری در حوزه فراصوتی انجام گرفته است. در جدول ۱ مزایا و معایب روش فراصوتی بیان شده است.

جدول ۱- مزایا و معایب روش فراصوتی

معایب	مزایا	نام روش
<ul style="list-style-type: none"> عدم آشکارسازی رسوب های کلسیمی کیفیت پایین تصاویر فراصوتی 	<ul style="list-style-type: none"> قابلیت آشکارسازی تومورها و کیست ها قابلیت تعیین دقیق محل و اندازه تومورها 	روش فراصوتی

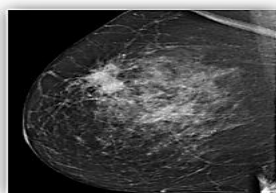
۳. روش ماموگرافی

ماموگرافی یکی از روش های پرتونگاری مقطعی است و در واقع رایج ترین روش برای آشکارسازی سرطان می باشد که در آن از اشعه یون ساز ایکس استفاده می شود و در واقع یک آزمایش آناتومیکی (وابسته به کالبد) است و تغییرات آناتومیکی را مشخص می کند. تصاویر ماموگرافی از شفافیت و وضوح قابل قبولی برخوردارند و از مزایای تصاویر در این روش محسوب می گردد. ماموگرافی بر خلاف روش فراصوتی قادر به آشکارسازی رسوب های کلسیمی کوچک (که می تواند نشانه هایی از شکل گیری بافت های سرطانی باشد) می باشد. به علاوه نتایج نشان می دهد روش ماموگرافی نسبت به روش فراصوتی دقت بالاتری دارد و متوسط اندازه قابل آشکارسازی برای تومورها ، با استفاده از ماموگرافی ۱۶/۶ میلی متر می باشد [۱۶]. بنابراین با استفاده از ماموگرافی، سرطان ها در مراحل اولیه که تومورها کوچک هستند تشخیص داده نمی شود [۱۰-۱۲]. در شکل ۳ نمونه ای از تصاویر ماموگرافی نشان داده شده است.

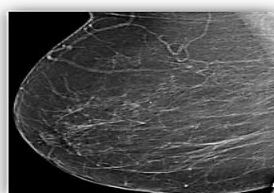
¹ Enhancing

² Segmentation

³ Couture



(ب)



(الف)

شکل ۳- نمونه ای از تصاویر ماموگرافی [۱۷].

الف- تصویر ماموگرافی یک مورد سالم ب- تصویر ماموگرافی یک مورد سرطانی

حساسیت ماموگرافی برای بازه‌های سنی مختلف متفاوت است و با افزایش سن افزایش می‌یابد به طوری که میزان حساسیت آن برای افراد بالای ۶۰ سال، ۸۵٪ و برای افراد زیر ۵۰ سال، ۶۴٪ می‌باشد [۷]. ماموگرافی یک آزمایش نسبتاً پر هزینه است و بیمار در طی انجام آزمایش درد فراوانی را متحمل می‌شود و از همه مهم‌تر در حین آن هم بیمار و هم اپراتور در معرض اشعه ایکس قرار می‌گیرند. این اشعه یون‌ساز بوده و خود یکی از عوامل سرطانی شدن بافت‌ها و سلول‌های سالم بدن می‌باشد. بنابراین ماموگرافی یک روش تهاجمی است [۶]. بعد از انجام ماموگرافی در صورت آشکارسازی یک توده غیر عادی، باید خوش خیم بودن و یا بدخیم بودن آن مشخص شود. ماموگرافی قادر نیست تعیین کند یک توده غیر عادی یک تومور بدخیم است یا خوش خیم. این کار از طریق بیوپسی^۱ صورت می‌گیرد. در بیوپسی بخشی از بافت سرطانی برای ارزیابی بیشتر برداشته می‌شود و این کار عوارض نامطلوبی نیز به همراه دارد. به علاوه بر آن آمار نشان داده که تنها ۲۰٪ غددی که توسط ماموگرافی آشکار می‌شوند تومورهای بدخیم سرطانی هستند، به این معنی که نزدیک به ۸۰٪ بیوپسی‌ها غیر ضروری است. همچنین ماموگرافی قادر به پوشش دادن نواحی زیر بغل که بیشتر سرطان‌های سینه از آنجا آغاز می‌شود، نمی‌باشد [۱۰-۱۲].

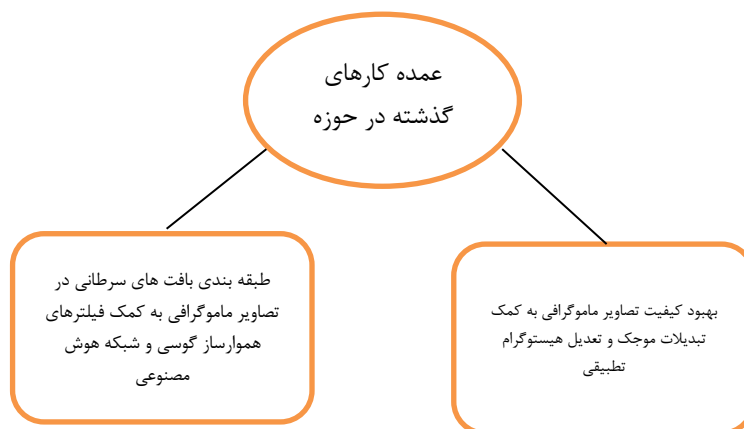
کارهای گذشته در حوزه ماموگرافی در دو گروه جای می‌گیرند. در دسته اول به کمک تبدیلات موجک^۲ و تعدیل هیستوگرام تطبیقی^۳، کیفیت تصاویر ماموگرافی بهبود می‌یابد و در دسته دوم به کمک تلفیق فیلترهای هموارسازی^۴ گوسی و شبکه هوش مصنوعی بافت‌های سرطانی در تصاویر ماموگرافی طبقه بندی و تشخیص داده می‌شوند. (شکل ۴).

¹ Biopsy

² Wavelet Transforms

³ Adaptive histogram equalization

⁴ Smoothing



شکل ۴- دسته بندی عمده کارهای گذشته در حوزه ماموگرافی

۱.۳. بهبود کیفیت تصاویر ماموگرافی به کمک تبدیلات موجک و تعدیل هیستوگرام تطبیقی

موجک ها دسته ای از توابع ریاضی هستند که برای تجزیه سیگنال پیوسته به مولفه های فرکانسی آن به کار می روند. تبدیل موجک تجزیه یک تابع بر مبنای توابع موجک می باشد [۱۸، ۱۹]. دسته ای از تلاش های گذشته به منظور تشخیص سرطان سینه به کمک تصاویر ماموگرافی، بر اساس تبدیلات موجک می باشند. در این کارها به کمک تبدیلات موجک کنتراست محلی و جزئیات تصویر بهبود می یابد. لین و همکارانش در سال ۱۹۹۵ بر مبنای تبدیلات موجک که بتوان جهت و فرکانس موجک ها را انتخابی قرار داد، ویژگی های کنتراست محلی مربوط به بافت های سرطانی را بهبود بخشیدند [۲۰]. در بخش اول این مقاله به بیان تغییرات در تبدیلات موجک به منظور افزایش کنتراست محلی بافت های سرطانی می پردازد و در بخش دوم به بیان روش هایی مانند آستانه گذاری^۱ به منظور تشخیص ناحیه مورد علاقه^۲ می پردازد. در تلاش دیگری اندرو و همکارانش روشی را به منظور بهبود ویژگی های تصاویر ماموگرافی ارائه دادند. آن ها با توجه به عملیات های خطی و غیرخطی ویژگی های مهم تصاویر ماموگرافی را بهبود بخشیدند. متد آن ها در سه مرحله اجرایی شد: ۱- تبدیل موجک دوتایی^۳، ۲- تبدیلات موجک عمودی و افقی^۳-تبدیلات موجک شش گوشه^۴ و با اعمال همزمان این سه تبدیل به تصویر ماموگرافی ویژگی های تصاویر و کنتراست بهبود می یافت [۲۱]. در سال ۲۰۰۵ یانگ و همکارش روشی بر مبنای تشخیص طبقه بندی های میکروسکوپی^۵ با استفاده از تبدیلات موجک و تجزیه به زیر باندها

¹ Threshold

² ROI (Region of Interest)

³ Dyadic

⁴ Hexagonal Wavelet Transform

⁵ Micro classification

پیشنهاد نمودند. طبقه بندی های میکروسکوپی با تجزیه به زیرباند های فرکانسی تشکیل می شدند. باندهای فرکانسی بالا و پایین به تصاویر اضافه و کنتراست محلی به کمک زیر باندهای فرکانسی افزایش می یافت و بدین ترتیب تصویر ماموگرام بهبود و طبقه بندی های میکروسکوپیکی به منظور تشخیص بافت های سرطانی کوچک مورد استفاده قرار می گرفت [۲۲]. در سال ۲۰۱۵ چائو و همکارانش استفاده از فیلتر تعدیل هیستوگرام تطبیقی کنتراست محدود^۱ را به منظور بهبود کیفیت تصاویر ماموگرافی پیشنهاد کردند [۲۳]. در این فیلتر یک همسایگی در نظر گرفته می شود و در صورتی که واریانس این همسایگی از یک آستانه بیشتر باشد، تعدیل هیستوگرام محلی انجام می شود و بدین ترتیب نواحی تاریک و کنتراست پایین تصاویر ماموگرافی که می توانند شامل بافت های کوچک سرطانی باشند، روشن تر می شوند ولی متاسفانه هیستوگرام محلی مقدار نویز به تصویر مخصوصا در نواحی که شدت روشنایی ثابت است اضافه می کند.

۲.۲. طبقه بندی بافت های سرطانی به کمک فیلترهای هموارساز گوسی و شبکه هوش مصنوعی

دسته ای دیگر از تلاش ها در تشخیص سرطان سینه به کمک تصاویر ماموگرافی مبتنی بر استفاده از فیلترهای هموار ساز گوسی و شبکه های عصبی به منظور طبقه بندی بافت های سرطانی می باشد. هرنادز و همکارانش در سال ۲۰۰۸ با استفاده از ترتیبی از فیلتر های گوسی تفاضلی^۲ و استفاده از شبکه هوش مصنوعی (الگوریتم ژنتیک) به منظور طبقه بندی میکروسکوپیکی کلاسترها، تشخیص بافت های ریز سرطانی را در تصاویر ماموگرافی بهبود بخشیدند [۲۴]. در سال ۲۰۱۰ هانگ و همکارانش روش نوینی را به منظور تشخیص سرطان سینه در تصاویر ماموگرافی ارایه کردند. در روش آن ها ابتدا محدوده بافت سینه در تصویر ماموگرافی به کمک شبکه عصبی تشخیص داده می شد. سپس به کمک فیلتر هموار ساز و فیلتر گوسی، چگالی ناحیه مورد علاقه محاسبه می شد. اگر چگالی توده از آستانه بیشتر بود به عنوان توده بافت سرطانی تشخیص داده می شد. نکته قابل توجه در این مقاله انتخاب آستانه پویا بود که به کمک هوش مصنوعی پیاده سازی شده بود و سیستم پی در پی در معرض آموزش قرار می گرفت و دیتابیس طبقه بندی ها به روز می شد [۲۵]. آگراول و همکارانش در سال ۲۰۱۴ استفاده از ماشین بردار سیستم^۳ را به منظور طبقه بندی بافت های سرطانی در تصاویر ماموگرام و تشخیص اتوماتیک تومورهای سرطانی پیشنهاد کردند. دقت این روش با افزایش نمونه ها و زمان یادگیری ماشین به طور چشمگیری افزایش می یابد [۲۶].

در جدول ۱ عمده کارهای گذشته در حوزه تشخیص ماموگرافی بیان شده است.

¹ CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization)

² LOG (Laplacian of Gaussian) or DOG (Differential of Gaussian)

³ SVM (System Vector Machine)

جدول ۲- کارهای گذشته در حوزه ماموگرافی

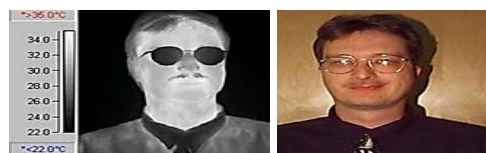
شماره	مشخصات مقاله	سال انتشار	روش مورد استفاده	هدف مقاله	مزایا	معایب
۱	A.Laine, F.J., Y.Wuhai, "Wavelets for contrast enhancement of digital mammography"[27].	۱۹۹۵	تبدیلات موجک	در این مقاله کیفیت تصاویر ماموگرافی به کمک تبدیلات موجک بهبود می‌یابد	بهبود کیفیت تصاویر	عدم آشکارسازی بافت های کوچک سرطانی
۲	L.Andrew, J.F., W.Yang, "Wavelets for contrast enhancement of digital mammography"[28].	۲۰۰۵	تبدیلات موجک	کیفیت تصاویر ماموگرافی به کمک تبدیلات موجک بهبود می‌یابد	بهبود کیفیت تصاویر و طبقه بندی تومورهای سرطانی	عدم آشکارسازی بافت های کوچک سرطانی
۳	Chou, C.-P., "Clinical evaluation of contrast-enhanced digital mammography and contrast enhanced tom synthesis— Comparison to contrast-enhanced breast MRI" [23]	۲۰۱۵	تعدیل هیستوگرام تطبیقی کنتراست محدود	بهبود کیفیت تصاویر ماموگرافی و افزایش کنتراست بخش های تاریک	بهبود کیفیت تصاویر ماموگرافی و آشکارسازی بافت های کوچک سرطانی در نواحی تاریک	اضافه شدن نویز مخصوصا در نواحی که شدت روشنایی ثابت است
۴	Hong, B.-W., Sohn, B.-S, "Segmentation of regions of interest in mammograms in a topographic approach".[25]	۲۰۱۰	فیلترهای هموارساز، گوسی و شبکه هوش مصنوعی	تشخیص بافت های سرطانی به کمک بخش بندی و استفاده از شبکه هوش مصنوعی	تشخیص اتوماتیک بافت های سرطانی	دقت پایین در یافتن بافت های کوچک سرطانی
۵	Agrawal, P., M. Vatsa, and R. Singh, Saliency based mass detection from screening mammograms.	۲۰۱۴	استفاده از SVM به منظور تشخیص اتوماتیک بافت های سرطانی	تشخیص بافت های سرطانی به کمک یادگیری ماشین	تشخیص اتوماتیک بافت های سرطانی با دقت بالا	زمان طولانی راه اندازی اولیه بردارها ^۱

۴. روش ترموگرافی

تابش مادون قرمز در سال ۱۸۰۰ توسط ویلیام هرشل کشف شد. ناحیه مادون قرمز در طیف الکترومغناطیسی ۷۵۰ نانومتر تا ۱ میلی تر گسترده شده است و کلیه اجسام در دمای بالاتر از صفر مطلق، تابش حرارتی گسیل می کنند [۱۲, ۲۹]. پوست بدن انسان صرفنظر از رنگی که دارد، یک تابشگر بسیار کارآمد با گسیل دهی ۰.۹۸ می باشد (نزدیک به جسم سیاه) و فعالیت متابولیسمی ناچیز و قابل اغمازی دارد، از این رو دما و توزیع حرارتی سطح پوست که توسط دوربین های مادون قرمز ثبت می شود، با تقریب خوبی توزیع حرارتی اجزای داخل بدن (ارگان های زیر پوست) را نمایش می دهد. بنابراین تابش مادون قرمز بدن می تواند اطلاعات دمایی بدن را که برای ارزیابی سلامتی بسیار حایز اهمیت است منتقل کند [۳۰, ۳۱].

¹ Initialize

ترموگرافی عبارت است از ثبت توزیع حرارتی هدف در قالب تصویری موسوم به ترموگرام. معمولاً دمای هر ناحیه از هدف به کمک یک معیار حرارتی در کنار تصویر مشخص می‌شود. ترموگرافی مادون قرمز رایج‌ترین ترموگرافی حرارتی است زیرا اغلب اجسام پیرامون ما و نیز بدن انسان و دیگر جانداران در محدوده مادون قرمز، تابش گسیل می‌کنند [۳۲، ۳۳]. شکل ۵ نمونه ای از تصاویر ترموگرافی را نمایش می‌دهد.



(ب)

(الف)

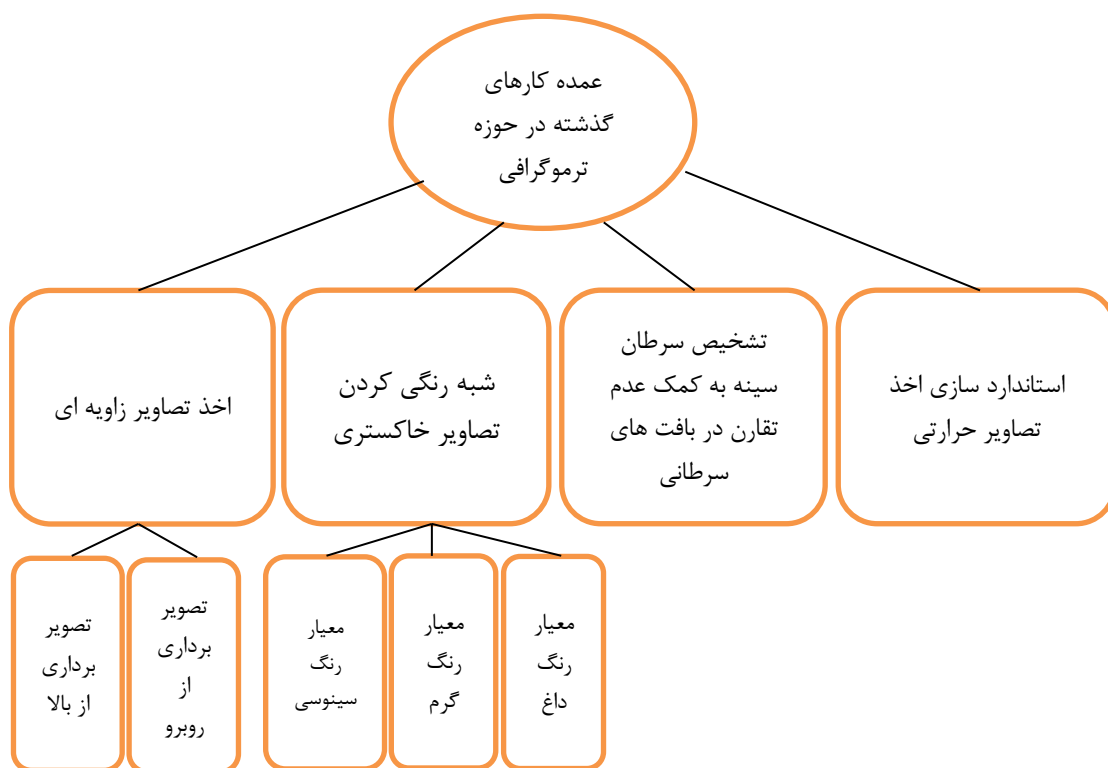
شکل ۵- تصویربرداری در دو باند مرئی و مادون قرمز دور [۳۴].

الف - تصویر مرئی. ب - ترموگرام.

ترموگرافی پزشکی یک آزمایش فیزیولوژیکی است و جزئیات و تغییرات فیزیولوژیکی را آشکار می‌کند. بافت های سرطانی در ابتدا ناهنجاری های فیزیولوژیکی هستند که با گذشت زمان و در سال‌های بعد به سرطان و تومورهای بدخیم تبدیل می‌شوند و با استفاده از ترموگرافی، این ناهنجاری‌ها قابل آشکارسازی هستند. بنابراین ترموگرافی قادر است سرطان را در مراحل اولیه تشخیص داده و حتی میزان ریسک ابتلا به سرطان در سال‌های بعد را نیز پیش‌بینی کند [۱۰، ۱۱]. علاوه بر این موارد، ترموگرافی مادون قرمز دارای مزایای دیگری نیز می‌باشد که عبارتند از:

- ۱- غیرتهاجمی است (بیمار و متصدی در معرض تابش‌های یون‌ساز قرار نمی‌گیرند).
- ۲- قابل اطمینان است (میزان حساسیت و اختصاصی بودن این آزمایش بیش از ۹۰٪ است).
- ۳- بدون درد است.
- ۴- سریع و آسان است.
- ۵- کم‌هزینه است (در مقایسه با ماموگرافی).
- ۶- دارای حساسیت و قابلیت مشابه برای تمام گروه‌های سنی است.
- ۷- قابلیت تعیین خوش‌خیم بودن یا بدخیم بودن تومورها در صورت وجود و جلوگیری از بیوپسی‌های غیرضروری [۱۲، ۳۵، ۳۶].

در حوزه تشخیص سرطان سینه به کمک تصاویر ترموگرافی کارهای فراوانی انجام شده است که این تلاش‌ها در ۴ گروه قرار می‌گیرند (شکل ۶). دسته اول تلاش‌های این حوزه، مربوط به استاندارد سازی اخذ تصاویر حرارتی است. بخش دوم تلاش‌هایی است که در آن سرطان سینه به کمک عدم تقارن در بافت‌های سرطانی و تفسیر حرارتی ترموگرام‌ها تشخیص داده می‌شود. دسته سوم تلاش‌ها در این حوزه، مربوط به شبه‌رنگی کردن تصاویر خاکستری ترموگرام‌های حرارتی به منظور تشخیص بافت‌های کوچک سرطانی است و تلاش‌های بخش چهارم مربوط به اخذ تصاویر زاویه‌ای به منظور تشخیص سریع‌تر سرطان سینه می‌باشد. در ادامه این مقاله به بیان این ۴ گروه تلاش در حوزه ترموگرافی، خواهیم پرداخت.



شکل ۶- دسته بندی عمده کارهای گذشته در حوزه ترموگرافی

۱.۴. استاندارد سازی تصویر برداری حرارتی

تصویربرداری مادون قرمز حرارتی تنها زمانی می‌تواند منجر به نتایج معتبر و قابل اطمینان باشد که تحت یک سری استانداردهای بین‌المللی مشخص انجام شود [۳۷، ۳۸]. این کار نه تنها منجر به اعتبار تصاویر اخذ شده می‌شود بلکه امکان به اشتراک گذاشتن تصاویر را نیز فراهم می‌کند و بدین ترتیب قادر به ایجاد یک بانک اطلاعاتی معتبر خواهیم بود. از سال ۱۹۷۴ که تصاویر حرارتی در حوزه تشخیص سرطان سینه مطرح شد تلاش‌های فراوانی به منظور استاندارد سازی تصاویر حرارتی انجام گرفت و در سال ۲۰۰۶ آمر و همکارانش [۳۹] شرایط استاندارد محیط تصویربرداری را تدوین کردند که در این سال توسط مرکز کنترل سرطان سینه در امریکا منتشر شد. این استانداردها در سه دسته کلی تدوین شدند که عبارت اند از: ۱- شرایط فرد مورد آزمایش ۲- شرایط محیطی مکان تصویربرداری ۳- استاندارد های دوربین حرارتی و تجهیزات تصویربرداری. هر یک از این استانداردها دارای زیر گروه‌هایی است که در جدول ۳ مشخص شده است.

جدول ۳- استانداردهای تصویربرداری حرارتی

استانداردهای تصویربرداری حرارتی		
استانداردهای دوربین حرارتی	شرایط محیط تصویربرداری	شرایط فرد مورد آزمایش
<p>۱- حساسیت دوربین حرارتی باید کمتر از ۳۰ میلی کلون باشد.</p> <p>۲- رزولوشن مکانی بهتر است بیشتر از ۱۸۰ سطر و ۱۵۰ ستون باشد.</p> <p>۳- رزولوشن روشنایی بیشتر از ۸ بیت و ترجیحا ۱۲ تا ۱۶ بیت باشد.</p>	<p>۱- دمای اتاق ترموگرافی بین ۱۸ تا ۲۲ درجه باشد.</p> <p>۲- رطوبت اتاق ترموگرافی کمتر از ۶۵٪.</p> <p>۳- سیستم کنترل دمایی و شرایط مطبوع (توصیه به استفاده از پنکه سقفی جهت هم دمایی اتاق).</p> <p>۴- کاهش نویزهای محیطی از قبیل قرارگیری جسم بسیار سرد و یا گرم در صحنه و عدم استفاده از لامپ‌های رشته‌ای برای روشنایی اتاق ترموگرافی.</p> <p>۵- استفاده از پس زمینه‌ها با توزیع حرارتی یکنواخت مانند چوب یا پارچه.</p>	<p>۱- پرهیز از در معرض آفتاب بودن به مدت زیاد (نظیر حمام آفتاب و برنزه کردن بصورت طبیعی یا مصنوعی) یک هفته قبل از ترموگرافی.</p> <p>۲- خوداری از سونا و یا دوش آب داغ یا سرد ۲۴ ساعت قبل ترموگرافی.</p> <p>۳- عدم مصرف دخانیات، مواد کافئین دار نظیر چای و قهوه و نیز مواد الکلی ۲ ساعت قبل از ترموگرافی.</p> <p>۴- عدم استفاده از کرم‌ها و پماد‌های آرایشی و دارویی، ضد تعرق‌ها، انواع عطر و اسپری و مواد خوشبو کننده و لوسیون‌ها در روز آزمایش.</p> <p>۵- پرهیز از فعالیت ورزشی و بدنی سنگین یک ساعت قبل از ترموگرافی.</p> <p>۶- عدم همراه داشتن جواهرت و وسائل زینتی.</p> <p>۷- پرهیز از کلیه تست‌ها و روش‌های درمانی نظیر فیزیوتراپی، گرما درمانی، سرما درمانی، آب درمانی، ماساژ درمانی و غیره در روز آزمایش.</p>

- در سال ۲۰۰۸ دیاکیدز و همکارانش [۴] ویژگی‌های یک تست کلینیکی مناسب در حوزه ترموگرافی را تدوین نمودند و توسط مرکز کنترل سرطان سینه انتشار یافت. این ویژگی‌ها عبارت بودند از:
- ۱- قابل دسترس بودن برای عموم و ارزان بودن.
 - ۲- حساسیت و کارایی کافی برای کلیه گروه‌های سنی.
 - ۳- غیرتهاجمی بودن.
 - ۴- بهره‌مندی از کیفیت و اعتبار بالا به طوری که قابل اطمینان باشد.
 - ۵- سهولت در آموزش اپراتورهای مورد نیاز و نیز تفسیر سریع و آسان نتایج.
 - ۶- توانا بودن در کنترل و کاهش مرگ و میر.

۲.۴. متدهای مبتنی بر عدم تقارن و تفسیر ترموگرام‌های حرارتی به منظور تشخیص سرطان سینه

در سال ۱۹۹۴ اسکیل و همکارانش [۴۰] تفکر تشخیص سرطان سینه به کمک عدم تقارن در بافت‌های سینه را پایه‌ریزی کردند. توزیع حرارتی بدن در سمت چپ و راست نسبتاً مشابه است، از این رو الگوی سمت چپ و راست را می‌توان نسبتاً متقارن در نظر گرفت. بنابراین تفاوت عمده در الگوی حرارتی سمت چپ و راست می‌تواند نمایانگر وجود یک ناهنجاری یا ریسکی در آینده باشد. متدهای مبتنی بر عدم تقارن تا سال ۲۰۰۶ مورد توجه قرار گرفت و در سال ۲۰۰۶ لوسن [۴۱، ۴۲] در طی دو مقاله‌ای که به فاصله چند ماه منتشر کرد الگوهای حرارتی متفاوت سینه را نمایش و تفسیر کرد. نکته قابل توجه در این مقاله‌ها آن است که با انجام ترموگرافی در دوره‌های مختلف (بازه‌های زمانی سه ماهه) می‌توان یک آرشيو مناسب از ترموگرام‌های هر فرد تهیه کرد و بدین ترتیب ترموگرام‌های هر مرحله با هم مقایسه شوند. گذشته از آن الگوی حرارتی بدن هر فرد با فرد دیگر متفاوت است و مانند اثر انگشت منحصر به فرد می‌باشد [۴۱]. در سال ۲۰۰۸ طی مقاله‌ای که توسط دیاکیدز و همکارانش ارائه شد [۴۳] نگرش عدم تقارن بافت‌های سرطانی به شکل کاملاً طبقه‌بندی شده بیان گردید. در این مقاله ابتدا ترموگرام‌های نرمال و غیر نرمال بیان و توضیح داده شده و سپس انواع ترموگرام‌ها غیر نرمال و طبقه‌بندی ترموگرام‌ها و تفسیر حرارتی ترموگرام‌ها بیان شده است. در سال ۲۰۰۸ همزمان با تلاش‌هایی که به منظور تفسیر ترموگرام‌ها انجام شد کیسرلینگز و همکارانش [۴۴] طبقه‌بندی ترموگرام‌ها را ارائه دادند. در این طبقه‌بندی یک ترموگرام حرارتی در یکی از ۵ گروه زیر قرار می‌گیرد.

۱- گروه TH1

ترموگرام‌هایی که در این گروه قرار می‌گیرند از تقارن کافی برخوردار بوده و یک وضعیت نرمال را گزارش می‌کنند. ترموگرام‌هایی که در این گروه طبقه‌بندی می‌شود عاری از هر گونه ریسک می‌باشند.

۲- گروه TH2

در این گروه از ترموگرام‌ها، الگوی حرارتی نسبتاً متقارن است و ممکن است شاهد تغییرات فیزیولوژیکی خوش‌خویمی در سینه باشیم. الگوهای شبه‌رگی متقارن نیز یکی از مواردی است که در الگوهای حرارتی ترموگرام‌های این گروه می‌تواند دیده شود.

۳- گروه TH3

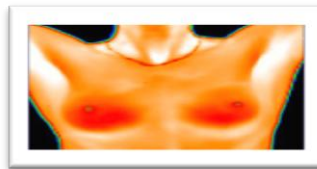
در پروفایل گرمایی ترموگرام‌های این گروه فعالیت متابولیسمی و رگ‌سازی‌های غیر طبیعی دیده می‌شود. افرادی که ترموگرام آنها در این گروه طبقه‌بندی می‌شود دارای یک ریسک ابتلا به سرطان با احتمال ۱۰-۲۰٪ می‌باشند و با احتمال ۸۰-۹۰٪ دارای تغییرات خوش‌خیمی چون التهاب و تورم، کیست، فیبری شدن بافت‌ها و تورم غدد فیبری و غیره هستند. ترموگرام‌های این گروه ترموگرام‌هایی مبهم هستند به همین علت تکرار ترموگرافی در بازه‌های زمانی مشخص برای این افراد توصیه می‌شود.

۴- گروه TH4

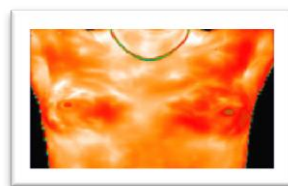
ترموگرام‌های این گروه دارای یک ریسک ۶۵-۸۵٪ هستند. در این موارد ناهنجاری معمولاً به صورت توده‌هایی قابل لمس ظاهر می‌شود که با تغییراتی در پوست همراه می‌باشد. به افرادی که ترموگرافی آنها منجر به یک چنین ترموگرام‌هایی می‌شود، انجام ماموگرافی و سایر تست‌های کلینیکی دیگر توصیه می‌شود.

۵- گروه TH5

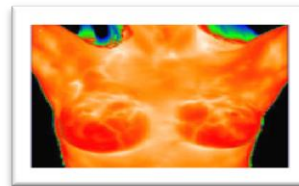
ترموگرام‌های این گروه بالاترین ریسک ابتلا به سرطان را به همراه دارند و افرادی که ترموگرام‌های آنها در این گروه قرار می‌گیرد با احتمال ۹۵٪ دارای تومورهای بدخیم می‌باشند. در شکل ۷ طبقه‌بندی ترموگرام‌های سینه نشان داده شده است.



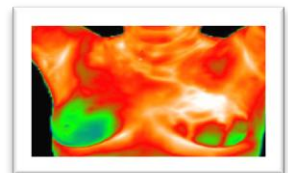
(الف)



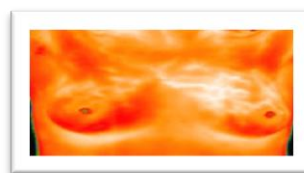
(ب)



(ج)



(د)



(ه)

شکل ۷- طبقه‌بندی ترموگرام سینه

الف- TH1 - ب- TH2 - ج- TH3 - د- TH4 - ه- TH5

۳.۴. متدهای مبتنی بر شبه رنگی کردن تصاویر حرارتی

ترموگرام‌ها به صورت تصاویر خاکستری اخذ می‌شوند و دارای اطلاعات دمایی بسیار مفیدی از ارگان‌های داخلی بدن می‌باشند اما تصاویر خاکستری برای چشم انسان مناسب نیستند (چشم انسان به تصاویر رنگی تمایل داشته و قابلیت تفکیک تعداد محدودی سطوح خاکستری را دارد). بنابراین به منظور کمک به پزشکان در آشکارسازی ناهنجاری‌ها، بهتر است ترموگرام‌ها با استفاده از روش‌های شبه رنگی کننده، به تصاویر رنگی تبدیل شوند [۴۵]. اولین و مهمترین هدف استفاده از تکنیک‌های شبه‌رنگی کننده برای ترموگرام‌های خاکستری، بهبود کیفیت در نمایش و در نتیجه ارتقاء درک، توسط سیستم بینایی انسان می‌باشد. این امر منجر به افزایش دقت در تفسیر، قضاوت و تصمیم‌گیری‌هایی می‌شود که بر مبنای ترموگرام‌ها صورت می‌گیرد [۱۱].

شبه‌رنگی کردن یک تصویر خاکستری عبارت است از برجسب زدن مقادیر مربوط به سطوح خاکستری توسط رنگ‌ها که براساس معیارها و قوانین خاصی انجام می‌گیرد. رنگ‌ها به طور قابل توجهی نمایش داده‌ها را تحت تاثیر قرار می‌دهند و بر اساس معیارهای رنگی به تصاویر خاکستری افزوده می‌شوند. به عبارت صحیح‌تر معیارهای رنگی الگوهایی هستند که بر اساس آنها شیوه و نظم رنگی بخصوصی در قالب الگوریتم‌های شبه رنگی کننده، پیاده‌سازی می‌شود و سپس به تصاویر خاکستری اعمال می‌شود [۴۶، ۴۷].

در انتخاب یک معیار رنگی مناسب همواره باید نکات زیر در نظر گرفته شود [۴۶، ۴۷]:

- ۱- ویژگی‌های فیزیولوژیکی و روان شناختی سیستم بینایی انسان.
- ۲- نوع داده‌ها و مورد کاربری (یعنی تصاویر خاکستری تهیه شده مربوط به چه کاربردی است، نظامی، صنعتی و یا پزشکی).
- ۳- هدف از نمایش تصاویر (نظارت و بازبینی، دیده‌بانی و یا تشخیص توسط پزشک و ترمولوژیست).
- ۴- برآوردن انتظارات و خواسته‌های ناظر از نمایش داده‌های تصویری.

شبه‌رنگی کردن تصاویر می‌تواند به دو صورت انجام شود:

- ۱- شبه‌رنگی کردن با رنگ‌های صحیح^۱
- ۲- شبه‌رنگی کردن با رنگ‌های کاذب^۲

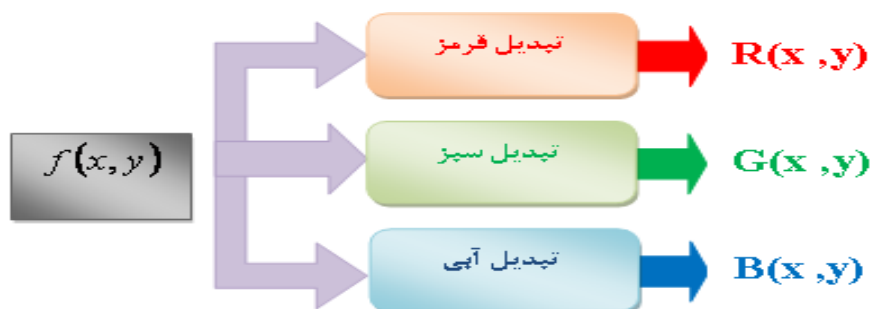
هرگاه در شبه‌رنگی کردن یک تصویر خاکستری رنگ اختصاص داده شده به المانی از تصویر همان رنگی باشد که المان موردنظر در دنیای واقعی دارد، شبه‌رنگی کردن با رنگ‌های صحیح صورت گرفته است. مثلا اگر در شبه‌رنگی کردن یک تصویر سیاه-سفید از منظره‌ای در باند مرئی رنگ‌های آبی و سبز به ترتیب به آسمان و جنگل اختصاص یابد ما تصویر مورد نظر را با رنگ‌های صحیح شبه‌رنگی ساخته‌ایم. شبه‌رنگی کردن با رنگ‌های صحیح بطور معمول برای تصاویر سیاه سفید که در باند مرئی تهیه می‌شوند، مورد استفاده قرار می‌گیرند و در شبه رنگی کردن تصاویر حرارتی از شبه رنگی کردن کاذب استفاده می‌شود [۴۸، ۴۹].

به طور کلی دو نوع تکنیک برای شبه‌رنگی کردن وجود دارد: (۱) بخش بندی شدت‌های تصویر خاکستری که عبارت است از جایگزینی یک سطح خاکستری خاص و یا محدوده‌ای از سطوح خاکستری توسط یک رنگ مشخص. (۲) استفاده از

¹ True Color

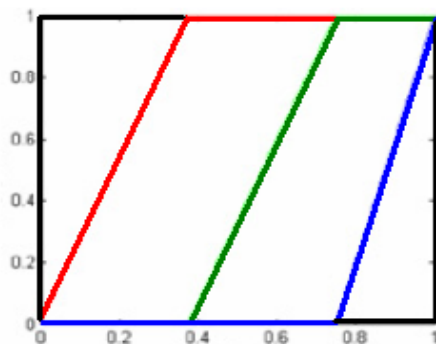
² False Color

توابع تبدیل [۵]. رایج‌ترین و دقیق‌ترین روش برای شبه‌رنگی کردن تصاویر خاکستری استفاده از توابع تبدیل است. به طوریکه سه تابع تبدیل مستقل بروی داده‌های تصویر خاکستری اعمال می‌شود و بدین ترتیب مولفه‌های تصویر رنگی ایجاد می‌شود [۱۱، ۳۴]. در شکل ۸ تبدیل تصویر خاکستری به تصویر شبه رنگی به کمک توابع تبدیل نشان داده شده است.



شکل ۸- شبه رنگی کردن تصاویر خاکستری با استفاده از توابع تبدیل.

در سال ۱۹۸۴ پینس و همکارانش [۵۰] معیار رنگی داغ^۱ و رنگ گرم^۲ را برای شبه رنگی کردن تصاویر حرارتی پیشنهاد دادند. به منظور ایجاد معیار رنگ‌های داغ توابع تبدیل برای هر سه مولفه R ، G و B به صورت توابع چند ضابطه‌ای می‌باشد. در شکل ۹ توابع چند ضابطه‌ای رنگ داغ نشان داده شده است.



شکل ۹- منحنی‌های مربوط به توابع تبدیل معیار رنگ‌های داغ برای مولفه های R ، G و B .

در این معیار تغییرات رنگی به صورت نرم و با شیب نسبتاً ملایم از رنگ سیاه آغاز می‌شود و پس از عبور از میان سایه های مختلف رنگ قرمز، نارنجی و زرد به رنگ سفید ختم می‌شود. این معیار به این دلیل معیار رنگ‌های داغ نامگذاری شده است که در آن رنگ‌هایی مورد استفاده قرار گرفته است، که در هنگام گرم شدن و افزایش دمای یک جسم سیاه با همین ترتیب رنگی ظاهر می‌شوند. از آنجایی که یک جسم سیاه به مرور با افزایش دما به رنگ قرمز، نارنجی، زرد و در نهایت سفید در می‌آید [۵۰]. این معیار نمایش رنگی مناسبی را برای نواحی مختلف یک صحنه با تابش‌های مختلف

¹ Hot Color Scale

² Warm Color Scale

مادون قرمز ایجاد می‌کند. نواحی گرمتر صحنه توسط رنگ‌های روشن‌تر نمایش داده می‌شود. که متناظر با رنگ جسم سیاه در دماهای نسبتاً بالا است.

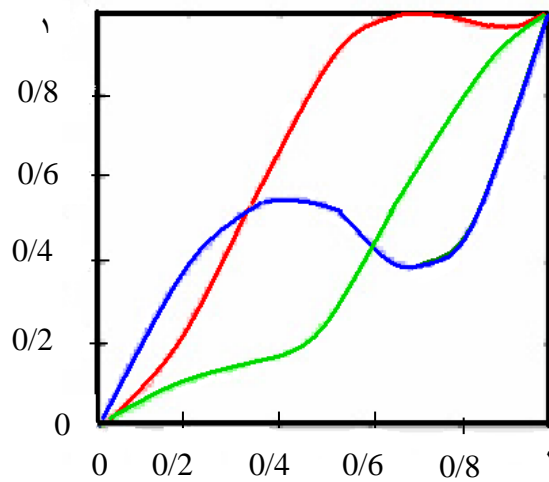
توابع تبدیل به کار گرفته شده در معیار رنگی داغ، منحنی‌هایی در امتداد قطر اصلی مکعب RGB می‌باشد. برای هر سطح خاکستری (X, Y) با استفاده از رابطه ۱ یک $R(x, y)$, $G(x, y)$ و $B(x, y)$ متناظر به دست می‌آید. محاسبه این مقادیر برای کلیه سطوح خاکستری منجر به ایجاد ماتریس‌های مربوط به تصاویر R , G و B می‌شود. روابط ۲ و ۳ روابط لازم در رابطه ۱ می‌باشند.

$$\begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} = \frac{1}{2\sqrt{3}} \begin{pmatrix} 1+\sqrt{3} & 1-\sqrt{3} & 2 \\ 1-\sqrt{3} & 1+\sqrt{3} & 2 \\ -2 & -2 & 2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r(t) \sin(\omega t + \varphi) \\ r(t) \cos(\omega t + \varphi) \\ z(t) \end{pmatrix} \quad (1)$$

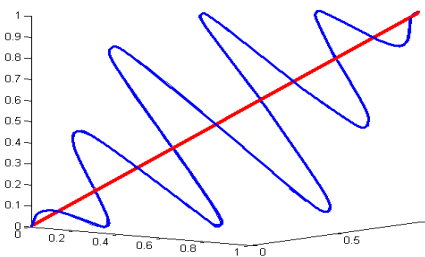
$$z(t) = \sqrt{3}t \quad (2)$$

$$r(t) = \sqrt{\frac{3}{2}} \begin{cases} t & 0 \leq t \leq 0.5 \\ 1-t & \text{elsewhre} \end{cases} \quad (3)$$

در رابطه ۱، ω و φ به ترتیب فرکانس و فاز توابع سینوسی هستند. در این معیار برای شبه‌رنگی کردن تصاویر از یک مسیر مارپیچ در فضای RGB استفاده شده است. این مارپیچ در امتداد قطر اصلی مکعب طی مسیر می‌کند. با توجه به رابطه ۱ با تغییر در فاز و فرکانس مسیر مارپیچ می‌توان تصاویر را با تعداد بیشمار الگو رنگی کرد. براساس قوانین حاکم بر طراحی و انتخاب معیار رنگی مناسب برای یک کاربری خاص تعیین ω و φ از اهمیت و حساسیت بالایی برخوردار است. انتخاب مناسب این دو پارامتر منجر به سازگاری هرچه بیشتر نمایش تصاویر رنگی با سیستم بینایی انسان می‌شود. الگوی رنگ‌های گرم به ازای $\varphi = \pi$ و $\omega = 2\pi \times 256$ در شکل ۱۰ و مسیر مارپیچ در شکل ۱۱ نشان داده شده است.



شکل ۱۰ - منحنی‌های مربوط به توابع تبدیل معیار رنگ‌های گرم برای مولفه‌های R، G و B



شکل ۱۱ - مسیر مارپیچ معیار رنگی گرم

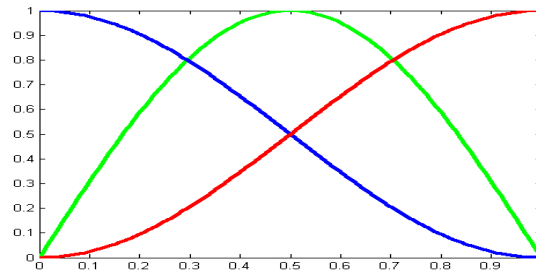
در این دو معیار رنگی ، تصویر رنگی خروجی با رنگ های ذاتا داغ و گرم نمایش داده می شد و تفکیک بافت های سرطانی مشکل است بنابراین در سال ۲۰۰۴ اسوارر و همکارانش [۵۱] معیار رنگی سینوسی را پیشنهاد کردند. این معیار رایج ترین تابع تبدیل برای شبه‌رنگی کردن تصاویر حرارتی خاکستری است. توابع تبدیل مولفه های قرمز ، سبز و آبی در روابط ۴ تا ۶ بیان شده است.

$$R(x, y) = 0.5 \cos(\pi t) + 0.5 \quad (4)$$

$$G(x, y) = \sin(\pi t) \quad (5)$$

$$B(x, y) = -0.5 \cos(\pi t) + 0.5 \quad (6)$$

منحنی مربوط به این توابع تبدیل در شکل ۱۲ نشان داده شده است.

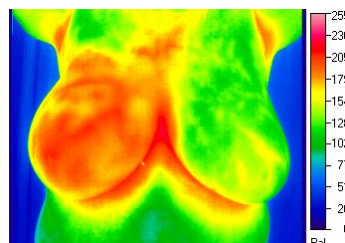


شکل ۱۲- منحنی مربوط به توابع تبدیل سینوسی

در این روش نواحی گرم توسط رنگ‌های گرم و نواحی که دارای دماهای کمتری هستند توسط رنگ‌های سرد نمایش داده می‌شوند. همانطور که می‌دانیم چشم انسان نسبت به رنگ‌های گرم از حساسیت بیشتری برخوردار است تا رنگ‌های سرد، بنابراین نمایش نواحی مورد نظر (نواحی گرم در ترموگرام‌ها) با رنگ‌های گرم منجر به سهولت در آشکارسازی ناهنجاری‌ها و تومورهای سرطانی می‌شود.

۴.۴. متدهای مبتنی بر تصاویر زاویه ای

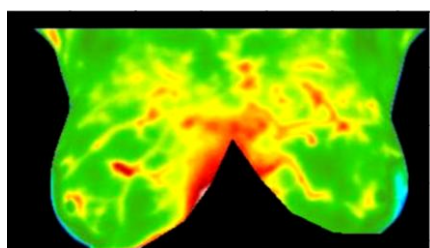
در دسته آخر از تلاش‌هایی که به منظور تشخیص سرطان سینه به کمک تصاویر حرارتی انجام شده تمرکز بر روی تصاویر زاویه ای می‌باشد. در بسیاری از روش‌ها، سرطان به کمک ترموگرام‌های حرارتی که از روبرو گرفته می‌شود تشخیص داده می‌شوند که از آن جمله می‌توان به مارکوس و همکارانش اشاره کرد [۶]. این مقاله شامل دو بخش اساسی است در بخش اول به بیان چگونگی اخذ تصاویر حرارتی از روبرو و شرایط محیط تصویربرداری می‌پردازد و در بخش دوم به کمک ویژگی‌های تصویری و الگوریتم ژنتیک بافت‌های سرطانی را تشخیص و نوع تومور از نظر خوش‌خیم و بدخیم بودن را مشخص می‌کند. در شکل ۱۳ نمونه‌ای از ترموگرام‌های روبرو نشان داده شده است.



شکل ۱۳- تشخیص سرطان سینه به کمک تصویربرداری از روبرو

ترموگرام هایی که از روبرو گرفته می شوند وضوح بیشتری دارند و در آن ها می توان نوع تومور را از نظر خوش خیم و بدخیم بودن تشخیص داد [۵۲]. اما در بسیاری از موارد که شروع سرطان از نواحی زیر بغل فرد می باشد ، این روش کارایی خود را از دست می دهد . زیرا در این روش نمی توان تومورهای کوچک زیر بغل را آشکار کرد. در ضمن اگر تومورهای کوچکی ، در زیر سینه که نواحی گرمتری هستند وجود داشته باشند ، در این روش آشکار نمی شوند. نواحی زیر سینه به دلیل تعرق بیشتر ، گرمتر هستند و تشخیص تومورهای کوچک در این بخش به کمک ترموگرام های روبرو امکان پذیر نیست [۵، ۷].

به دلیل ضعف ناشی از ترموگرام های حرارتی روبرو در تشخیص تومورهای سرطانی نواحی زیرسینه ، روش تصویربرداری حرارتی از بالا در سال ۲۰۱۴ توسط فرانسیس و همکارانش [۷] پیشنهاد شد. تصاویر حرارتی که از بالا (دید از بالا) گرفته می شوند ، دارای اطلاعات دمایی حایز اهمیتی می باشند و تومورهای کوچکی که در نواحی گرم تر زیر سینه ممکن است وجود داشته باشند ، توسط این روش قابل آشکارسازی هستند [۷]. در شکل ۱۴ نمونه ای از این ترموگرام ها نشان داده شده است. در این مقاله تصویر برداری از بالا انجام می شود و ناهنجاری ها به کمک ویژگی های تصویری بافت ها استخراج و تفسیر می شوند. اگرچه این روش نیز قادر به آشکارسازی تومورهای کوچک زیر بغل که در بسیاری از موارد ، سرطان سینه از این بخش ها شروع می شود ، نمی باشد.



شکل ۱۴ - تشخیص سرطان سینه به کمک تصویر برداری از بالا

۵. مقایسه ترموگرافی و ماموگرافی

در تشخیص بافت های سرطانی به کمک تصویر ماموگرافی بیمار در برابر اشعه یون ساز ایکس قرار می گیرد در حالی که در ترموگرافی تشعشع حرارتی بدن توسط دوربین حرارتی ثبت می شود و برخلاف ماموگرافی یک روش غیر تهاجمی است [۶]. آزمایش ماموگرافی دارای محدودیت سنی است و بعد از ۴۰ سالگی توصیه می شود در حالی که ترموگرافی محدودیت سنی ندارد [۵]. روش ماموگرافی قادر به تشخیص تومورهای خوش خیم و بدخیم نیست و بعد از تشخیص ناهنجاری نیازمند بیوپسی به منظور تشخیص نوع تومور است و این در حالی است که نزدیک به ۸۰ درصد بیوپسی ها غیر

ضروری است اما در ترموگرافی نوع تومور از نظر خوش خیم و بدخیم بودن مشخص است و حتی احتمال ریسک ابتلا به سرطان قابل تشخیص است [۷, ۵۳]. اندازه تومورهای قابل تشخیص در تصاویر ماموگرافی ۱۶.۶ میلی متر می باشد در حالی که متوسط اندازه قابل تشخیص در روش ترموگرافی ۱۲.۸ میلی متر است [۲۱]. قابلیت تفکیک و حساسیت در تشخیص بافت های سرطانی از پارمترهای مهم در تست های کلینیکی می باشد. حساسیت ترموگرافی به مراتب از ماموگرافی بالاتر بوده و تفکیک بافت های سرطانی در ترموگرام ها بسیار ساده تر از تصاویر ماموگرافی است [۵]. علاوه بر موارد فوق هزینه بیمار در آزمایش ماموگرافی نسبت به ترموگرافی بسیار بیشتر است [۵۴]. در جدول ۴ روش ماموگرافی و ترموگرافی مقایسه شده است.

جدول ۴- مقایسه روش ماموگرافی و ترموگرافی در تشخیص سرطان سینه

ویژگی مورد بررسی	روش ماموگرافی	روش ترموگرافی
هزینه	زیاد	کم
امواج تشعشعی	بله	خیر
تشخیص سریع	خیر	بله
دقت	بیشتر از ۹۰٪	بیشتر از ۸۹٪
اندازه تومور قابل تشخیص	۱۶.۶ میلی متر	۱۲.۸ میلی متر
سن تجویز	بعد از ۴۰ سالگی	بعد از ۲۰ سالگی
قابلیت تفکیک	۸۰٪	۸۵٪
حساسیت تشخیص	۷۳٪	۸۸٪

تومورهای سرطانی فعال به سرعت تکثیر می‌شوند و هر ۹۰ روز تعدادشان دو برابر می‌شود. ماموگرافی زمانی قادر به آشکارسازی سرطان است که تعداد سلول‌های سرطانی ۳۲ برابر شده باشد و این یعنی آشکارسازی ۸ سال بعد از شکل‌گیری اولین سلول سرطانی امکان پذیر خواهد بود و این در حالی است که به کمک ترموگرافی می توان آشکارسازی را در ۲ سال اول شکل‌گیری بافت های سرطانی ، انجام داد و این همان نتیجه ای است که ماموگرافی قابلیت آشکارسازی تومورهایی با اندازه متوسط ۱۶.۶ میلی متر و ترموگرافی قابلیت تشخیص تومورهایی با اندازه متوسط ۱۲.۸ میلی متر را دارد [۵۵, ۵۶]. در جدول شماره ۵ زمان آشکارسازی روش ماموگرافی و ترموگرافی نشان داده شده است.

جدول ۵- مقایسه زمان آشکارسازی سلول‌های سرطانی توسط ماموگرافی و ترموگرافی

زمان تکثیر	تعداد سلول‌های سرطانی	آشکارسازی با ماموگرافی	آشکارسازی با ترموگرافی
۹۰ روز	۲	غیر قابل آشکارسازی	غیر قابل آشکارسازی
۱ سال	۱۶	غیر قابل آشکارسازی	غیر قابل آشکارسازی
۲ سال	۲۵۶	غیر قابل آشکارسازی	قابل آشکارسازی
۳ سال	۴۸۹۶	غیر قابل آشکارسازی	قابل آشکارسازی
۴ سال	۶۵۵۳۶	غیر قابل آشکارسازی	قابل آشکارسازی
۵ سال	۱۰۴۸۵۷۶	غیر قابل آشکارسازی	قابل آشکارسازی
۶ سال	۱۶۷۷۷۲۱۶	غیر قابل آشکارسازی	قابل آشکارسازی
۷ سال	۲۶۸۴۳۵۴۵۶	غیر قابل آشکارسازی	قابل آشکارسازی
۸ سال	۴۲۹۴۹۶۷۲۹۶	قابل آشکارسازی	قابل آشکارسازی

۶. نتیجه گیری

سرطان سینه رایج ترین سرطان زنان است و بعد از سرطان ریه بیشترین مرگ و میر ناشی از سرطان را شامل می شود. تحقیقات اخیر ثابت کرده اند اگر سرطان سینه در مراحل اولیه تشکیل بافت های سرطانی تشخیص داده شوند ، شانس حیات به طرز چشمگیری افزایش یافته و هزینه های ناشی از کنترل بیماری به شدت کاهش می یابد. بنابراین راه حل اصلی ، تشخیص زودهنگام سرطان سینه است . در این مقاله به بررسی انواع روش های تشخیص سرطان سینه از جمله روش فراصوتی ، ماموگرافی و ترموگرافی پرداختیم . مشاهده کردیم که تصاویر فراصوتی ذاتا کم کیفیت هستند و تفکیک بافت های سرطانی در این تصاویر از دقت پایینی برخوردار است و سپس به بیان روش ماموگرافی پرداختیم. روش ماموگرافی رایج ترین روش تشخیص سرطان سینه است ولی یک روش تهاجمی است که از اشعه یون ساز X که از عوامل سرطانی شدن بافت های سالم است استفاده می کند. بعد از آن به بررسی روش ترموگرافی - که تشعشع حرارتی بدن را به صورت تصاویری که به ترموگرام مشهورند ثبت می کند- پرداختیم. روش ترموگرافی یک روش غیرتهاجمی است که قابلیت تشخیص نوع تومور از نظر خوش خیم و بدخیم بودن را دارد و حتی قادر به تعیین میزان ریسک ابتلا به سرطان در سال های آتی می باشد.

۶. مراجع

1. ACCT, "Who should have breast thermography". www.acct.blog.com, August 2010.
2. IARC, W., "World Health Organization International Agency for Research on Cancer". Available from: <http://globocan.iarc.fr/factsheets/populations/factsheet.asp?uno=900>, 2008.
3. NBCF, "National Breast Cancer Foundation". Available from: <http://www.nationalbreastcancer.org/about-breast-cancer/what-is-breast-cancer.aspx>, 2010.
4. N.A.Diakides, J.D.B., "Medical Infrared Imaging". CRC Press, 2008.
5. B. Borchardt , A.C., "Breast thermography from an image processing viewpoint:A survey"
Signal Processing , Elsevier, 2014. **93**: p. 2785-2803.
6. Araújo, M.C., "Interval symbolic feature extraction for thermography breast cancer detection". Expert Systems with Applications ,Elsevier, 2014. **20**: p. 305-311.
7. V Francis , M.S., G. Bhavani Bharathi "Breast cancer detection in rotational thermography images using texture features". Infrared Physics And Technology,Elsevier, 2014. **67**: p. 490-496.
8. Chato, J.C., "Measurement of Thermal Properties of Growing Tumors". Proc. N. Y. Acad. Sci, 1980. **35**: p. 67-85.
9. A.Bounaim, S.H., "Sensitivity of the ultrasonic CARI technique for breast tumor detection using FETS scheme". Elsevier Ultrasonics, 2003. **42**: p. 919 - 925.
10. V Francis , M.S ,G. Bhavani Bharathi "Breast cancer detection in rotational thermography images using texture features". Infrared Physics And Technology,Elsevier, 2014. **67**(Infrared Physics & Technology): p. 490-496.
11. B. Borchardt , A.C., "Breast thermography from an image processing viewpoint:A survey"
Signal Processing , Elsevier, 2014. **93**(Signal Processing): p. 2785 - 2803.
12. F.Arena, C.B., "Use of Infrared imaging in enhanced breast cancer detection and monitoring of the clinical response to treatment". Proceeding Of The 25th Annual International of the IEEE EMBS, 2003. **17**: p. 1129 - 1132.
13. P.Hsaing, C.Y., "A STRATEGY TO VISUALIZE THE SCATTERER PROPERTIES OF BENIGN AND MALIGNANT BREAST TUMORS". j.ultrasmedbio.2009.10.006, 2009. **14**: p. 89 - 101.
14. W.Gomez, L.I., "Semiautomatic contour detection of breast lesions in ultrasonic images with morphological operators and average radial derivative function". Physical Procedia, 2010. **15**: p. 321 - 328.
15. H.Azhari, "Semiautomatic contour detection of breast lesions in ultrasonic images with morphological operators and average radial derivative function". j.ultrasmedbio. 2012. **12**: p. 448 - 456.
16. F.J.Head, F.w., C.A.Lipari, "The important role of infrared imaging in breast cancer". IEEE Engineering In Medical And Biology, 2000. **19**: p. 52 - 57.
17. F.J.Head, F.w., C.A.Lipari, "The important role of infrared imaging in breast cancer". IEEE Engineering In Medical And Biology, 2000: p. 73-79.
18. R.C.Gonzalez, R.E.W., *Digital Image Processing*. Handbook, 2002.

19. G.Bradeski, "*Learning OpenCV : computer vision with OpenCV Library*". Newyork:Wiely 2009, 2009.
20. Schaefer, G., Nakashima, T., Zavissek, M, "*Analysis of breast thermograms based on statistical image features and hybrid fuzzy classification*". In: Advances in visual computing, Springer, Berlin 2008: p. 753-762.
21. Qi, H., Kuruganti, P.T, Liu, Z., "*Early detection of breast cancer using thermal texture maps*". In: Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging 2013, 2013. **39(4)**: p. 305-313.
22. T.Wang, N.B.K., "*Detection of microcalcifications in digital mammograms using wavelets*". IEEE Trans. Med. Imaging, 1998. **17(4)**: p. 498-509.
23. Chou, C.-P., "*Clinical evaluation of contrast-enhanced digital mammography and contrast enhanced tomosynthesis—Comparison to contrast-enhanced breast MRI*". European Journal of Radiology, 2015. **84**: p. 2501-2508.
24. Hernández-Cisneros, R.R., Terashima-Marín, H., Conant-Pablos, "*Detection and classification of microcalcification clusters in mammograms using evolutionary neural networks*". Advanced Computational Intelligence Paradigms in Healthcare, Springer, Berlin, 2008. **3**: p. 151-180.
25. Hong, B.-W., Sohn, B.-S., "*Segmentation of regions of interest in mammograms in a topographic approach*". IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed, 2010. **14(1)**: p. 129-139.
26. Agrawal, P., M. Vatsa, and R. Singh, *Saliency based mass detection from screening mammograms*. Signal Processing, 2014. **99**: p. 29-47.
27. A.Laine, F.J., Y.Wuhai, "*Wavelets for contrast enhancement of digital mammography*". Eng. Med. Biol. Mag. IEEE 1995. **14(5)**: p. 536-550.
28. L.Andrew, J.F., W.Yang, "*Wavelets for contrast enhancement of digital mammography*". Eng. Med. Biol. Mag. IEEE, 1995. **14(5)**: p. 536-550.
29. R.N.Lawson, "*Implimentation of surface tempretuares in diagnostics of breast cancer*". Phys.Med.Biol, 1971. **15**: p. 49 55.
30. F.Archer, C.G., "*Classification thermographique des cancer mammaires*". Bull.Cancer, 1971. **58**: p. 351 - 362.
31. J.Whale, "*An introduction to dynamic radio metric thermal diognostics and dielectric resonance management procedures*". Positive Health, 1998. **18**: p. 1019 - 1027.
32. J. Gershon-Cohen, J.H., "*Thermography of smoking*". Arch. Environ, 1968. **16**: p. 637-641.
33. R.Sherman, R.B.a.G.B., "*Thermographic correlates of chronic pain: analysis of 125 patients incorporating evaluations by a blind panel*". Archives of Physical Medical Rehabilitation, 1997. **68**: p. 273-279.
34. Anbar, M., "*Clinical thermal imaging today*". Eng. Med. Biol. Mag. IEEE, 1998. **17**: p. 25-33.
35. E.F.J.Ring, "*Process in the measurement of human body tempreature*". IEEE Engineering In Medical And Biology, 1998. **113**: p. 792 - 808.
36. E.Y.K.Ng, "*A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor*". 2009. **48**: p. 849 - 859.

37. G. Mannara, G.C.S., G.P. Pizzuti, "Ethyl alcohol induced skin temperature changes evaluated by thermography". Preliminary results, Boll. Soc. Ital. Biol, 1993. **48**: p. 950 - 963.
38. J. Gershon-Cohen, J.H., "Thermography of smoking". Arch. Environ, 1968. **16**: p. 637 - 641.
39. K. Ammer, E.F.J.R., "Standard procedures for infrared imaging in medicine". Biomedical Engineering Handbook, 2006. **36**: p. 1-14.
40. N.Scales, C.H., M.Frize, "Automated image segmentation for breast analysis using infrared images". Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, 1994.
41. R.N.Lawson, "Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer". Can. Med. Assoc, 2006. **75**: p. 309-315.
42. R.N.Lawson, "Thermography—a new tool in the investigation of breast lesions". Can. Med. Assoc, 2006. **13**: p. 517-524.
43. N.A. Diakides, J.D.B., "Medical Infrared Imaging, Taylor & Francis Group". Boca Raton, 2008. **15**: p. 18-24.
44. J. R. Keyserlingk, P.D.A., E. Yu, N. Belliveau, and M. Yassa "Functional infrared imaging of the breast". IEEE Engineering in Medicine and Biology, 2008. **15**: p. 30-39.
45. H.H.Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperature in resting human forearm". Journal Of Applied Physiology, 1984. **2**: p. 93 - 122.
46. Lulla, J.R.J.D.K., "Introductory digital image processing". Publishing models and article dates explained, 2008. **60**: p. 2780 - 2786.
47. R.C.Gonzalez, R.E.W., "Digital Image Processing". Handbook, 2002(Signal Processing): p. 500 - 600.
48. IMAGING1, "Thermal Infrared products". <http://www.IMAGING1.com/index.html>.
49. K. Ammer, E.F.J.R., "Standard procedures for infrared imaging in medicine". Biomedical Engineering Handbook, 2006. **36**: p. 1 - 14.
50. H.H.Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperature in resting human forearm". Journal Of Applied Physiology, 1984. **2**: p. 93-122.
51. Svarer, C., "MR-based automatic delineation of volumes of interest in human brain PET images using probability maps". Corresponding author. Neurobiology Research Unit ,University Hospital of Copenhagen, 2004. **24**: p. 969-979.
52. M.Lee, C.Y., "Entropy-based feature extraction and decision tree induction for breast cancer diagnosis with standardized thermograph images". Computer methods and programs in medicines, 2010. **1** :p. 269 - 282.
53. F.Arena, C.B., T.Dicicco "Use of infrared imaging in enhanced breast cancer detection and monitoring of the clinical response to treatment". Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2003. **17**: p. 1129-1132.
54. Acharya, U.R., et al, "Thermography based breast cancer detection using texture features and support vector machine". J. Med. Syst, 2012. **36(3)**: p. 1503-1510.
55. Clinic, T., "Early Detection Saves Live". www.thermographyclinic.ca.com/index.html , 2010.
56. V.D.Fournier, "Correlation of thermography and doubling times of breast cancer". ACTA Thermographic, 1978. **3**: p. 107 - 117.