مقاله پژوهشی

فصلنامهٔ بیماری‌های پستان ایران، سال هفتم، شماره اول، بهار ۱۳۹۳

بررسی و جداسازی توده‌های سرطان پستان در تصاویر حرارتی با استفاده از تکنیک‌های عدم تقارن و کانتورهای فعال

حسین قیومی زاده: دانشجو دکتری مهندسی پزشکی، دانشگاه حکیم سبزواری

جواد حدادنیا*: دانشیار گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه حکیم سبزواری

علی محمد منتظری: دانشجو دکتری برق- الکترونیک، دانشگاه حکیم سبزواری

چکیده

مقدمه: سرطان پستان از جمله مواردی هست که در میان بانوان شایع است و در صورتی‌که به موقع تشخیص داده شود روند بهبودی و درمان به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش خواهد یافت. به جهت وجود غیرتهاجمی، بدون تابش، منفعل، سریع، بدون درد، کم هزینه و بدون تماس بودن تصویربرداری حرارتی که دارد، تمام تمرکز نویسندگان تحقیق بر روی روش تصویربرداری حرارتی است. در این تحقیق به بررسی روش عدم تقارن بر روی تصاویر حرارتی و جداسازی نواحی سرطانی به کمک کانتور فعال پرداخته می‌شود.

روش بررسی: تصاویر مورد بررسی در این تحقیق به کمک دوربین حرارتی، با همکاری دانشگاه علوم پزشکی سبزوار در طی مدت زمان ۴ ماه جمع‌آوری شده است. با استفاده از ویژگی‌های حرارتی در تصاویر، به تشخیص و جداسازی توده‌های سرطان پستان، پرداخته می‌شود. سعی بر این است که با استفاده از تکنیک‌های پردازش تصویر از جمله عدم تقارن و هوش مصنوعی کامپیوتر تشخیص سرطان پستان با دقت قابل ملاحظه‌ای صورت پذیرد. برای جداسازی توده‌ها از تصاویر سرطانی از کانتورهای فعال استفاده می‌شود.

یافته‌ها: مطالعه صورت گرفته بر روی ۱۸۰ مورد از اشخاص داوطلب برای انجام تست است. در ۱۸۰ مورد مطالعه؛ ۱۴ مورد دارای فیبرم مزمن و ۱ مورد دارای سرطان پستان است. در این تحقیق فیبرم‌ها با اندازه و حجم پایین نیز به طور ملموس قابل مشاهده می‌باشد. تکنیک‌هایی و نکاتی که به صورت تجربی و مبتنی بر اصول علمی در انجام این تحقیق بدست آمده، می‌تواند در جهت کاهش خطا مبنی بر تجزیه و تحلیل تصاویر حرارتی، پزشکان را یاری رساند. مقایسه دقت جداسازی بافت سرطانی در تصاویر حرارتی و ماموگرافی در افراد سرطانی با استفاده از کانتور فعال گواه بر دقت مناسب این روش دارد.

نتیجه‌گیری: نتایج این تحقیق بیانگر آن است که تصاویر حرارتی به کمک روش ارایه شده که مبتنی بر هوش مصنوعی است می‌تواند در غربالگری سرطان پستان به دلیل عدم تابش پرتو مضر و دقت مناسب از جایگاه ویژه‌ای برخوردار باشد.

واژه‌های کلیدی : شناسای سرطان پستان، تصاویر مادون قرمز، کانتور فعال.

* نشانی نویسنده پاسخگو: خراسان رضوی، سبزوار، توحید شهر، پردیس دانشگاه حکیم سبزواری، دانشکده برق و کامپیوتر، گروه مهندسی پزشکی، جواد حدادنیا.
نشانی الکترونیک: jhaddadnia@yahoo.com

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]

[DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

مقدمه

سرطان پستان بدخیمی بافت اصلی پستان است. در واقع سلول‌های نسج پستان که سازنده شیر برای تغذیه نوزادان است، دچار بدخیمی می‌شوند. سرطان پستان یکی از سرطان‌های شایع است. طبق آمار انستیتو ملی سرطان ایالات متحده آمریکا، از هر هشت زن یک نفر در زندگی خود مبتلا به سرطان پستان می‌شود (۱). در طول سال-های ۲۰۰۷-۲۰۰۳، متوسط سن مرگ و میر ناشی از سرطان پستان ۶۸ سال بوده است. تقریباً ۰.۰٪، ۰.۹٪، ۶.۰٪، ۱۵.۰٪، ۲۰.۸٪، ۱۹.۷٪، ۲۲.۶٪ و ۱۵.۱٪ مرگ و میر در بین گروه‌های سنی به ترتیب زیر ۲۰ سال، ۲۰-۳۴، ۳۵-۴۴، ۴۵-۵۴، ۵۵-۶۴، ۶۵-۷۴، ۷۵-۸۴ و بالاتر از ۸۵ سال رخ داده است (۲). مطالعات نشان می‌دهد، تشخیص زودهنگام می‌تواند منجر به ۸۵٪ شانس بقا شود (۳). تشخیص به موقع سرطان پستان یکی از مهمترین مسائلی بوده است که محققان همیشه در پی آن بوده‌اند. با توجه به هزینه‌های بالای درمان و گسترش بیماری بین بانوان، شناسایی به موقع این عارضه، گام مهمی در کاهش عوارض اجتماعی و سلامتی جامعه خواهد بود (۴).

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 امکان پذیر است (۵). اگر چه روشی غیراختصاصی است و گاهی به شدت بر پس‌زمینه و محیط اطراف بستگی دارد، ولی تعدادی از دلایل است که سبب شده تصویربرداری حرارتی، پذیرش گسترده‌ای در میان جامعه پزشکی پیدا کند. اول از همه اینکه تصویربرداری حرارتی از راه دور، بدون تماس و روشی غیرتهاجمی و سریع است و به طور همزمان نظارت بر منطقه بزرگی از جمعیت امکان‌پذیر است. همچنین تفسیر رنگ‌های ترموگرام آسان و سریع است (۵). علاوه بر این، این روش فقط تابش‌های طبیعی ناشی از سطح پوست را ثبت می‌کند و هیچ اثری از اشعه‌های مضر وجود ندارد. بنابراین، آن را مناسب برای استفاده طولانی مدت و مکرر کرده است. در نهایت تصویربرداری حرارتی یک روش بلادرنگ است، که قادر است تغییرات دینامیکی درجه حرارت را نظارت و مانیتور نماید. با توجه به این مزایا، ترموگرافی به عنوان یک ابزار تشخیص جایگزین موثر ایجاد می‌شود (۵). در صورتی‌که بخواهیم علت استفاده از دوربین حرارتی را در فرایند پردازش تصویر ذکر نماییم (۷-۶) می‌توانیم به چند نکته اشاره کنیم از جمله: تولید نسل‌های‌های جدیدتر از این دوربین‌ها با امکانات بیشتر، توانایی ما در عملیات پردازش تصویر بهبود یافته است، درک عمیق‌تری راجع به حرارت در مقابل عملیات فیزیولیژیکی بدن بدست آورده‌ایم.

در (۸) پوکر یک بررسی عالی از تصویربرداری حرارتی به عنوان یک روش غیرتهاجمی در تومور شناسی پستان ارائه می‌دهد که او به توصیف روش اصلی، شیوه‌های استاندارد، ضبط تصویر و تجزیه و تحلیل تصاویر می‌پردازد. تحقیقات صورت پذیرفته حتی در حوزه میکروسکوپی در زمینه سرطان پستان نیز صورت گرفته که در (۹) به تصویربرداری میکروسکوپی حرارتی از بافت تومور پرداخته و به تجزیه و تحلیل آن می‌پردازند. در (۱۰) نویسنده با کمک منطق فازی توانسته است به تشخیص سرطان پستان در تصاویر حرارتی بپردازد که دارای حساسیت ۷۶٪ است. gore و همکاران، توزیع‌های دما در تومور را محاسبه کرده و دریافتند که میزان متابولیک تومور تقریبا ۱/۵ تا ۲ مرتبه در مقدار بیشتر بوده و نزدیک به ۲۰ تا ۱۰ برابر میزان انتقال مواد مغذی از طریق خون به مویرگ‌های بافت است، بنابراین دمای داخلی سینه با تومور به اندازه کافی توسط دوربین‌های مدرن مادون قرمز قابل تشخیص است (۱۱).

ترموگرافی از ناحیه پستان می‌تواند به عنوان یک روش اولیه در جهت غربالگری و همچنین تشخیص سرطان پستان باشد، با توجه به روند رو به رشد سیستم‌های هوشمند در شناسایی بیماری‌ها و اهمیت تشخیص سریع و کم خطا در سرطان پستان، در این مقاله و تحقیق سعی شده است با استفاده از روش پیشنهادی که بر پایه پردازش تصویر و هوش مصنوعی است ابتدا به تشخیص سرطان پستان در تصاویر حرارتی پرداخته شود به گونه‌ای که خطای کمتری نسبت به مقالات ارایه شده تا کنون باشد، سپس در صورت مثبت بودن سرطان در شخص

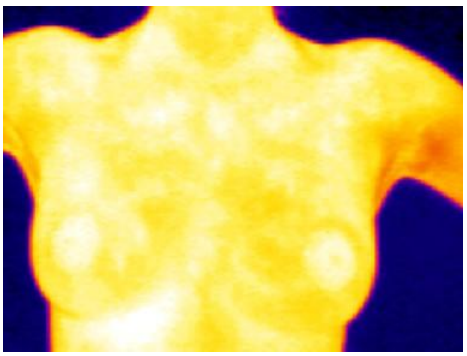
[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]

[DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

مورد نظر با کمک ارایه مدل کانتور فعال پیشنهادی به جداسازی ناحیه منطقه و ناحیه سرطانی پرداخته شود. لازم به ذکر است مهمترین نکته قابل توجه در این تحقیق جمع‌آوری پایگاه داده‌ای از تصاویر حرارتی پستان برای اولین بار توسط اعضا گروه تحقیقاتی و با همکاری دانشگاه علوم پزشکی سبزوار است. به طوری که این مجموعه پایگاه داده می‌تواند مورد توجه تحقیقات آتی قرار گیرد.

سیستم تصویربرداری و الگوریتم‌ها

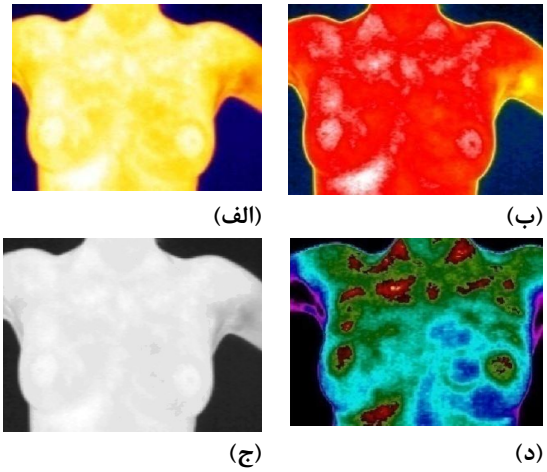
سیستم‌های تصویربرداری حرارتی که تحت عنوان FLIR[1] نیز نامیده می‌شوند، سیستم‌های غیرفعال (Passive) هستند، که در ناحیه مادون قرمز میانی Infrared (Radiation) و بلند طیف الکترومغناطیسی کار می‌کنند. تصاویر ابتدایی که از بیمار توسط دوربین به رایانه جهت پردازش منتقل می‌شود مانند شکل ۱ است.



شکل ۱: تصویرعکس برداری شده توسط دوربین حرارتی از بیمار

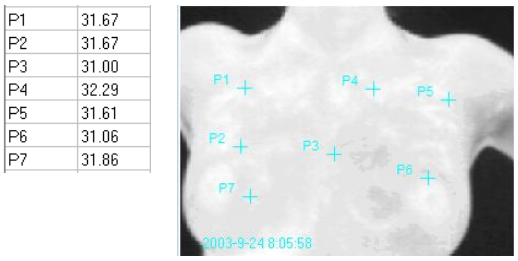
قبل از انجام مراحل پردازش تصویر، لازم است عملیات پیش پردازشی بر روی تصاویر صورت پذیرد. که می‌توان از نرم افزارهای پیشرفته‌ای همچون Report IRDB استفاده نمود نوع تصاویری که می‌توان از نرم‌افزار بهره برد در شکل ۲ آورده شده است.

همان‌گونه که برای نمونه در شکل ۳ مشخص است هر نقطه از تصویر دارای دمای به خصوصی است که با توجه به نوع تصویرکاربردی، رنگ این تصاویر متفاوت است.



(الف) (ب) (ج) (د)

شکل ۲: انواع فرمت‌های تصاویر به دست آمده از نرم‌افزار report IRDB به صورت؛ الف) تصویر اولیه گرفته شده از دوربین ب) تصویر از نوع REDBROWN ج) تصویر از نوع GRAY د) تصویر از نوع PALIRON



شکل ۳: دمای نقاط مختلف از بدن

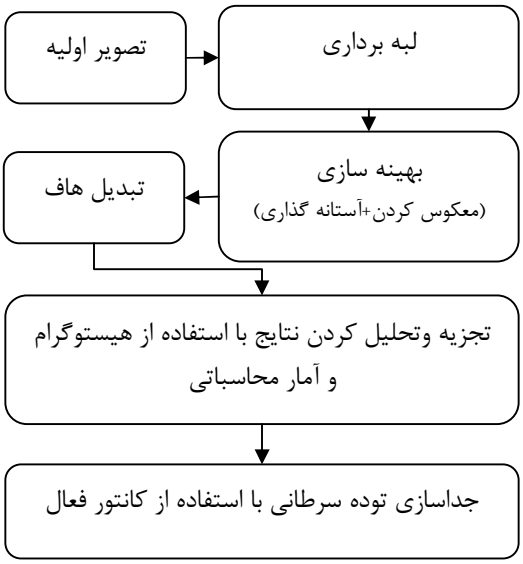
رادیولوژیست‌ها به طور معمول تصاویر مؤثر در جهت مقابل را با یکدیگر می‌سنجند. هنگامی که تصاویر نسبتاً متقارن هستند، عدم تقارن‌های کم نیز می‌تواند نشان دهنده یک ناحیهی مشکوک باشد. این یک اصل اساسی در استفاده از تحلیل عدم تقارن برای تشخیص توده در مطالعات سرطان پستان است (۱۲). متأسفانه، با توجه به دلایل متعدد نظیر خستگی، بی‌دقتی یا صرفاً به دلیل محدودیت سیستم بینایی انسان، تشخیص این عدم تقارن‌های کم ممکن است آسان نباشد. بنابراین، لازم است یک شیوه خودکار به منظور کاهش عوامل انسانی طراحی شود. مقاله‌های اندکی هستند که به تکنیک‌هایی برای تحلیل عدم تقارن ماموگرام‌ها می‌پردازند (۱۸-۱۳) اخیراً به تحلیل ناهنجاری‌های عدم تقارن در تصاویر مادون قرمز

[1] forward-looking infrared imaging

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]

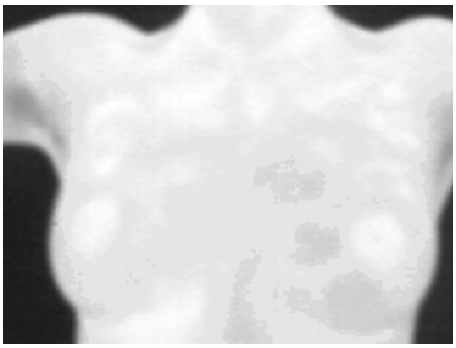
DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

پرداخته‌اند (۱۹). مراحل این روش را می‌توان در فلوچارت شکل ۴ مشاهده نمود.



شکل ۴: فلوچارت الگوریتم مورد استفاده

اولین قدم در این روش تشخیص ناحیه سینه و جداسازی آن است. به همین منظور از تصویر نوع خاکستری استفاده می‌کنیم که در شکل ۵ مشخص است.

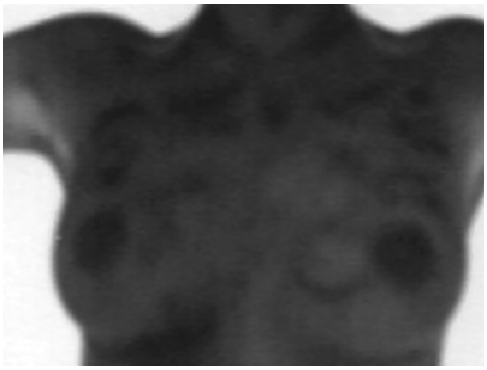


شکل ۵: تصویر نوع خاکستری از اندام بیمار

برای انجام پردازش شدت روشنایی پیکسل‌های تصویر را معکوس می‌کنیم به عبارت بهتر، شدت روشنایی هر پیکسل را از ۲۵۵ تفریق می‌نماییم. هنوز تصویر به اندازه کافی مطلوب نیست زیرا قدرت تفکیک جزئیات مناسب نمی‌باشد به همین منظور بایستی تصویر را آستانه‌گیری کنیم. که یکی از مهم‌ترین راه‌های بخش‌بندی تصویر است که با توجه به تعداد نمونه‌های گرفته شده که متجاوز از ۱۸۰ نفر هستند، حدود این آستانه‌گیری در رابطه ۱ حاصل می‌شود.

$$g(x,y) = \begin{cases} 0 & \alpha < 30 \\ \alpha & \alpha \geq 30 \end{cases} \quad (1)$$

که در این رابطه α شدت روشنایی هر پیکسل از تصویر g است و x,y موقعیت مکانی هر پیکسل بر روی تصویر است. نتیجه حاصل از این دو مرحله در شکل ۶ نمایان است.



شکل ۶: تصویر آستانه‌گذاری شده

در این قسمت نیاز به دو نوع لبه‌برداری، یکی در جهت جداسازی اندام بدن و یکی برای جداسازی ناحیه سینه در تصویر است. آشکارسازی لبه یکی از عملیات مهم و پرکاربرد در علم پردازش تصویر است و معمولاً برای تشخیص لبه‌های یک شی از بین چند شی دیگر مورد استفاده قرار می‌گیرد. تغییرات فیزیکی به‌صورت تغییر رنگ و تغییر شدت روشنایی به‌صورت لبه در تصویر نمایان می‌شوند: برای جداسازی اندام شخص از تصویر نیاز به استفاده از الگوریتم sobel است (۲۰). مدل ارایه الگوریتم در رابطه ۲ قابل مشاهده است.

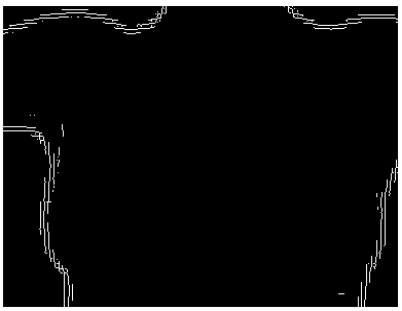
$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} \times A$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ +1 & +2 & +1 \end{bmatrix} \times A$$

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (2)$$

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]
[DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

که A تصویر اولیه و G_X , G_Y در راستای افقی و عمودی تصویر این الگوریتم را اجرا می‌نمایند که خروجی حاصل در شکل ۷ نمایان است.



شکل ۷: لبه برداری از اندام شخص بیمار در تصویر نمونه برداری شده

از لبه‌برداری canny برای استفاده در روش هاف در مقاله استفاده می‌شود که به صورت الگوی رابطه ۳ است. (۲۱).

$$G(x,y) = G_\sigma(x,y) \times A(x,y) \qquad (۳)$$

$$G_\sigma = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left[-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}\right]$$

$$\sigma = 1,2,3$$

خروجی حاصل از این الگوریتم در شکل ۸ قابل مشاهده است.



شکل ۸: لبه برداری از اندام های داخل تصویر حرارتی

در این مرحله برای جداسازی دو ناحیه پستان و تجزیه و تحلیل نتایج نیاز داریم که از تبدیل ریاضی هاف استفاده کنیم. یک مشکل رایج در بینایی ماشین تعیین موقعیت، تعداد یا جهت اشیاء خاص در تصویر است. با وجود به اینکه پیچیدگی تبدیل هاف با افزایش تعداد پارامترهای مورد نیاز برای توصیف شکل مورد نظر افزایش می‌یابد، تبدیل عادی و عمومی هاف می‌تواند روی هر نوع شکلی استفاده شود. تبدیل هاف به عنوان تبدیل یک نقطه در صفحه x-y به فضای پارامتری توصیف می‌شود. فضای پارامتر بر اساس شکل شیء مورد نظر تعریف می‌شود. نوع هافی که در مدل ارایه شده استفاده شده است بر مبنای هاف دایروی است. هاف دایروی اگر چه دارای دقت پایین‌تری نسبت به هاف سهموی است اما دارای سرعت اجرای بالاتری نسبت به هاف سهموی است که قابلیت آنرا می‌توان با برنامه‌نویسی بهتر افزایش داد. دایره در مختصات کارتِزیَن به‌صورت رابطه ۴ بیان می‌شود:

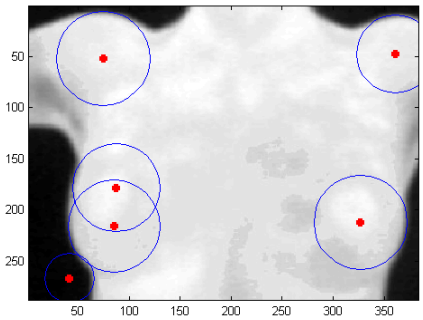
$$r^2 = (x-a)^2 + (y-b)^2 \qquad (۴)$$

در مقایسه با خط، دایره در فضای پارامتری راحت تر بیان می‌شود زیرا پارامترهای دایره مستقیم می تواند به فضای پارامتری ارسال شود. در رابطه بالا a و b مختصات مرکز دایره در راستای محورهای x و y است و r شعاع دایره است. نمایش پارامتری رابطه ۴ به‌صورت ۵ است[۲۲]:

$$x = r + a.\cos\theta \qquad (۵)$$

$$y = r + b.\sin\theta$$

حال این تبدیل را بروی تصویر لبه‌برداری شده اعمال می‌نماییم که نتایج حاصل را می‌توان در شکل ۹ مشاهده نمود.



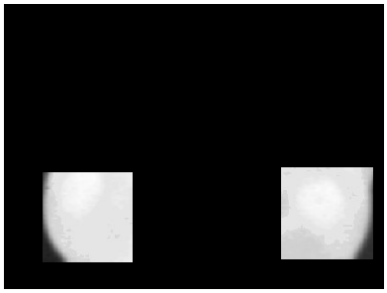
شکل ۹: آرایه‌های انباشت از تبدیل هاف دایروی بر روی اندام شخص

در این مرحله نیاز است با استفاده از ریزفاکتورهایی نقصان هاف دایروی را کاهش داد. به همین منظور برای پیدا کردن دو ناحیه دایروی مطلوب که دو پستان می‌باشد می‌توان مواردی را به ترتیب اجرا نمود: با استفاده از هاف

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]

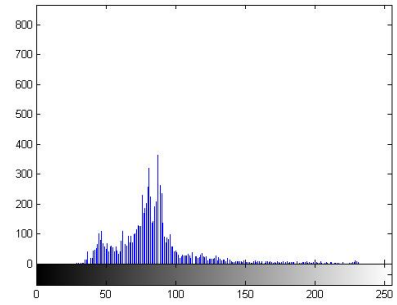
DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

sobel نواحی دایروی که در خارج از بدن است را حذف نمود، می‌توان با تکنیک‌های برنامه‌نویسی از جمله اسکن دوایری که از ناحیه پایین تصویر است به هدف رسید، با اعمال شرایط هاف دایروی می‌توان اسکن دایره‌ها را در تصویر در یک محدوده شعاعی از دایره قرار داد و غیره؛ که نتیجه حاصل از این جداسازی در تصویر ۱۰ آورده شده است.

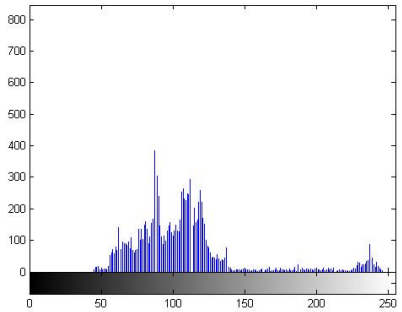


شکل ۱۰: جداسازی سینه‌ها از تصویر حرارتی

حال برای تشخیص عدم تقارن می‌توانیم به دو صورت مساحت دو ناحیه جداسازی شده و یا به صورت رسم هیستوگرام به عدم تقارن پی ببریم. هیستوگرام شخص سرطانی در تصویر ۱۱ عدم تقارن را به وضوح نشان می‌دهد.



(الف)



(ب)

شکل ۱۱: الف) هیستوگرام سینه سمت چپ
ب)هیستوگرام سمت راست

استخراج ویژگی بر روی تصاویر انجام شده است. هدف این مرحله اثربخشی ویژگی‌ها در کمک به تجزیه و تحلیل نامتقارن است. همان‌طور که قبلاً بحث شد، تصویربرداری حرارتی یک تکنیک تصویربرداری عملکردی است که اطلاعات حرارتی را به عنوان تابعی از شدت آن ارائه می‌نماید. تصویر حرارتی یک تصویر شبه رنگی با رنگ‌های مختلفی است که به محدوده درجه حرارت‌های مختلف اختصاص یافته است. اکنون توزیع شدت‌های مختلف می‌تواند با محاسبه برخی از آمارهای مرتبه بالا به عنوان عناصر عمده سنجیده می‌گردد. ما ویژگی‌های را جهت ایجاد ساختار طراحی می‌نماییم؛ از جمله لحظات شدت تصویر که مؤلفه شدت تصویر به طور مستقیم به توزیع انرژی حرارتی در محل‌های مرتبط مربوط است. هیستوگرام شدت توزیع را بیان می‌دارد که اساساً ترکیب تصویر را توصیف می‌نماید. لحظات هیستوگرام اطلاعات آماری در مورد بافت تصویر را ارائه می‌نماید. چهار مقدار متوسط، واریانس، اسکونس و کورتسیس گرفته شده است که به صورت روابط زیر بیان می‌گردد (۲۳).

$$\text{Mean } \mu = \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N} P_j \qquad (۶)$$

$$\text{Variance } \sigma^2 = \frac{1}{N-1}\sum_{j=1}^{N}(p_j - \mu)^2$$

$$\text{Kurtosis} = \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}\left(\frac{p_j - \mu}{\sigma}\right)^4$$

$$\text{Skewness} = \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}\left(\frac{p_j - \mu}{\sigma}\right)^3$$

که در آن Pj چگالی احتمال j امین بین در هیستوگرام است و N تعداد کل بین‌ها است. در صورتی که بخواهیم ناحیه سرطانی را از روی تصویری که سرطانی تشخیص داده شده است خارج نماییم می‌توانیم از کانتور فعال استفاده کنیم. مدل‌های کانتور فعال ابزاری قدرتمند برای شناسایی و ردیابی تصویری هستند که به صورت گسترده در کاربردهای بینایی ماشین و پردازش تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرند. ردیابی شی بر اساس مدل‌های کانتور فعال بر اساس ردگیری مرزهای شی هدف صورت می‌گیرد. در این روش منحنی کانتور توسط کاربر یا به صورت اتوماتیک در اطراف شی هدف تعریف می‌شود، که در این مقاله ما از استخراج ویژگی حاصل شده در جهت

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]
[DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

منحنی کانتور استفاده کرده‌ایم. سپس این کانتور تحت تأثیر یک تابع انرژی تغییر شکل می‌دهد، تا به مرزهای شی هدف منطبق شود (۲۴ و ۲۵). اکنون ناحیه سرطانی را با تشخیصی که از مدل عدم تقارن داده شده است قرار است جدا گردد. در این مقاله از روش مدل‌های کانتور فعال برای جداسازی استفاده شده است. مدل کانتور فعال یک منحنی پارامتریک در صفحه تصویر بود، که به صورت زیر است:

$$s(u) = I\big(x(u), y(u)\big) \qquad u = [0,1] \qquad (۷)$$

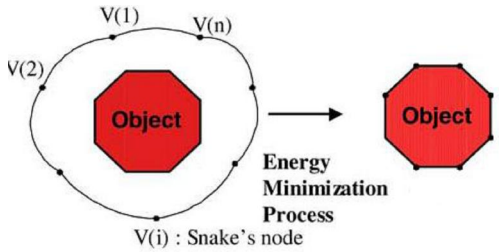
این منحنی تحت تأثیر یک تابع انرژی تغییر شکل می‌دهد و به سمت ویژگی‌های مورد علاقه در تصویر هدایت می‌شود. به عبارت بهتر نقاط این کانتوردر فضای مختصات (x,y) آن قدر حرکت می‌کنند تا منحنی بر ویژگی‌های مورد علاقه شی مورد نظر منطبق گردد. تابع انرژی به صورت زیر تعریف می‌شود (۲۶ و ۲۷):

$$E = \int_0^1 E_{snake}(S(u))du \qquad (۸)$$

که دارای انرژی داخلی و انرژی تصویر است:

$$E = \int_0^1 E_{int}(S(u)) + E_{img}(S(u))du \qquad (۹)$$

بهترین مرز برای تقطیع شی مورد نظر، کانتوری است که انرژی آن کمینه باشد (شکل ۱۲). بنابراین یافتن مرز شی، معادل با کمینه کردن تابع انرژی کانتور خواهد بود.



شکل۱۲: قطعه‌بندی با استفاده از مدل کانتور فعال پارامتریک (۲۸)

درآن انرژی داخلی به ویژگی‌های درونی کانتور مانند: میزان کشسانی و انحنا بستگی دارد و به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$E_{int} = \frac{\alpha}{2}\left|\frac{\partial}{\partial u}S(u)\right|^2 du + \frac{\beta}{2}\left|\frac{\partial^2}{\partial u^2}S(u)\right|^2 du \qquad (۱۰)$$

قسمت اول انرژی داخلی سبب می‌شود، که کانتور شبیه یک فنر رفتار کند و میزان کشسانی منحنی را تعیین می‌کند. قسمت دوم انرژی داخلی میزان مقاومت منحنی در برابر خم شدن را مشخص می‌کند. در رابطه فوق ضرایب α , β وزنداری هستند، که میزان حساسیت کانتور در برابر کشش و خمش را کنترل می‌کنند.

انرژی تصویر، منحنی کانتور را به سمت ویژگی‌های مورد علاقه و برجسته تصویر مانند: لبه‌ها، خطوط، گوشه‌ها و ... هدایت می‌کند. این انرژی در فرمول اولیه مدل‌های کانتور فعال به صورت شناسایی لبه تخمین زده می‌شود. و به صورت زیر محاسبه می‌شود (۲۹):

$$E_{img} = E_{edge} = -p|\nabla I(s)|^2 \qquad (۱۱)$$

در آن p پارامتری است که مقدار بزرگی انرژی تصویر، ∇ عملگر گرادیان را نشان می‌دهد. در نتیجه انرژی کل کانتور فعال به صورت زیر تعریف می‌شود:

(۱۲)

$$E = \frac{\alpha}{2}\oint\left|\frac{\partial}{\partial u}S(u)\right|^2 du + \frac{\beta}{2}\oint\left|\frac{\partial^2}{\partial u^2}S(u)\right|^2 du + \oint E_{edge}(S(u))du$$

اگر ویژگی‌های برجسته تصویری (لبه‌های قوی) موجود باشد، تابع انرژی، منحنی کانتور را به شکل صحیح به سمت هدف هدایت می‌کند، اما متأسفانه در صورت عدم وجود لبه‌های قوی، منحنی کانتور در یافتن شی هدف دچار مشکل می‌شود. برای غلبه بر این مشکل، یک انرژی جدید به نام انرژی فشار رنگ مورد استفاده قرار گرفت، که جایگزین انرژی لبه در رابطه ۷ می‌شد (۳۲-۳۰). این انرژی تابعی از ویژگی‌های آماری مدل است، و با تولید یک نیروی فشاری، کانتور را به سمت ناحیه شی هدف منبسط یا منقبض می‌کند. انرژی فشار رنگ به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$E_{pressure} = p\,G(I(s))\left(\frac{\partial s}{\partial u}\right)^{\perp} \qquad (۱۳)$$

P پارامتری است، که بزرگی انرژی فشار را تعیین می‌کند و توسط کاربر مقداردهی می‌شود. G تابعی است، که طبق ۱۴ به صورت (۳۱) تعریف می‌شود، که در آن T آستانه شدت تصویر است.

$$G\big(I(s)\big) = \begin{cases} +1 & \text{if } I \geq T \\ -1 & \text{otherwise} \end{cases} \qquad (۱۴)$$

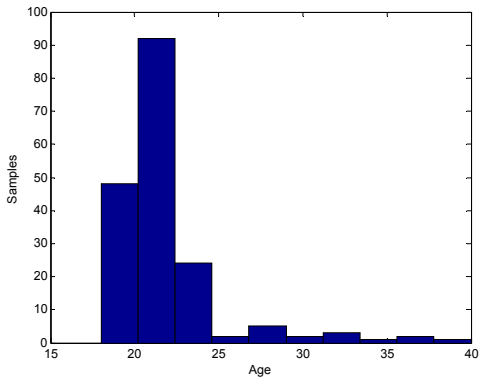
در این مرحله منحنی اولیه کانتور را در ناحیه سرطانی قرار می‌دهیم. اکنون کانتور ارایه شده را بر روی تصویر اعمال می‌نماییم.

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]

DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

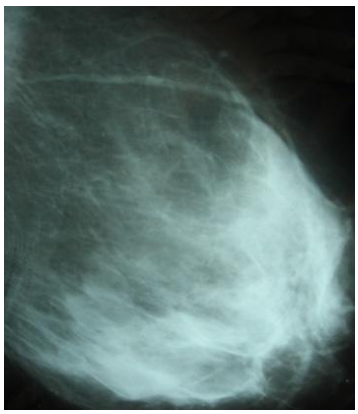
یافته‌ها

تعداد نمونه‌های عکس برداری شده ۱۸۰ نفر که با همکاری دانشگاه علوم پزشکی سبزوار و دانشگاه حکیم سبزواری صورت پذیرفته است. برای ارزشیابی تصویربرداری حرارتی و آگاهی یابی از این مهم که می‌تواند در تشخیص سرطان در بافت‌های متراکم تاثیرگذار باشد مشخصات دموگرافیک نمونه‌ها به این صورت است که میانگین سنی نمونه‌ها ۲۲ سال، میانگین وزنی ۵۷ کیلوگرم است. مشخصات دموگرافیک سنی نمونه‌ها در شکل ۱۳ آورده شده است. نمونه سرطانی دارای سن ۴۰ سال، تعداد ۱۳۰ نفر از نمونه‌ها مجرد هستند



شکل۱۳: دموگرافیک سنی بیماران عکس‌برداری شده

در نمونه شماره ۱ که شخص دارای سرطان می‌باشد و نتایج آماری مرتبه بالا (kurtosis) همین اختلاف را ارائه می‌کند پزشک معالج نیز با بررسی‌های صورت گرفته بوسیله ماموگرافی این تشخیص را صحه نمودند، که تصویر ماموگرافی شخص را می‌توان در شکل ۱۴ مشاهده نمود. لازم به ذکر است نظر پزشک در مورد تصویر ماموگرافی بیمار ردیف ۱ به این صورت می‌باشد که: «در کلیشه‌های ماموگرافی در دو وضعیت لترال و کرانیوکودال: آسیمتری در دانسیته پستان‌ها با برتری پستان چپ نسبت به راست دیده می‌شود. افزایش دانسیته در هر دو پستان مشهود است که مطرح کننده dense breast است. تا حد قابل بررسی در ورای این افزایش دانسیته، ضایعه فضاگیر و یا میکروکلسیفیکاسیون پاتالوژیک واضحی دیده نمی‌شود. وضعیت پوست و نیپل نرمال است. تصویر لنفادنوپاتی در آگزیلاری راست دیده می‌شود».



شکل۱۴: تصویر ماموگرافی برای بیمار ردیف ۱

نمونه‌ای از آمار مربوط به مقادیر مومنت‌های بدست آمده در مورد افراد سرطانی و غیرسرطانی در جدول شماره ۲ آورده شده است.

نکته‌ای که باز طی آزمایشات حاصل گشت مسئله آنتروپی می‌باشد: آنتروپی اندازه‌گیری عدم قطعیت از اطلاعات موجود در تصاویر بخش بخش شده است. هر چه توزیع شدت یکسان‌تر باشد، اطلاعات کمتر است. بنابراین، بخش با نقاط گرم باید آنتروپی پایینی داشته باشد.که می‌توان از رابطه شماره ۱۵ آن را محاسبه نمود (جدول ۳).

$$\text{Entropy } H(X) = -\sum_{j=1}^{N} p_j \log r_j \qquad (۱۵)$$

جدول۱: نتایج تشخیص آماری بر اساس روش عدم تقارن بر روی ۳ نمونه بیمار سرطانی و غیرسرطانی

ردیف	Mean Left breast	Mean right breast	Variance Left breast	Variance right breast	Skewness Left breast	Skewness right breast	Kurtosis Left breast	Kurtosis right breast	سرطان
۱	۸۶/۷۳	۱۰۸/۵	۳۷۲/۳۲۲	۵۳۵/۴۸۵	۰/۱۴۰۲	۰/۴۵۱۲	۱/۹۶	۲/۸۲۶	مشکوک
۲	۶۷/۱۸	۶۹/۵	۷۹۴/۲۶	۶۰۱/۳۵۹	۰/۳۸۲	۰/۴۷۳۴	۲/۶۷	۲/۶۲	-
۳	۸۴/۶۷	۸۲/۳۶	۷۱۱/۱۵	۲۳۹/۴۳	۰/۰۵۵۴	۰/۴۲۷۷	۲/۷۵۴۳	۲/۹۴۸	-

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]
[DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

جدول ۲: آمارهای به دست آمده از شخص سرطانی و غیر سرطانی در مدل حرارتی

	سینه سمت چپ (سرطان)	سینه سمت راست (سرطان)	سینه سمت چپ (عدم سرطان)	سینه سمت راست (عدم سرطان)
Mean	۰/۰۰۱۱	۰/۰۰۰۹	۰/۰۰۱۱	۰/۰۰۹
Variance (10^{-6})	۳/۰۶	۲/۲	۲/۴	۱/۶
Skewness (10^{-6})	۳/۷	۲/۲	۳/۷	۳/۴
Kurtosis (10^{-8})	۲/۱	۰/۱	۱/۱	۱/۲

جدول۳: آمار آنتروپی اندازه‌گیری شده در مدل حرارتی

	سینه سمت چپ (سرطان)	سینه سمت راست (سرطان)	سینه سمت چپ (عدم سرطان)	سینه سمت راست (عدم سرطان)
Entropy	۱/۴	۱/۲	۱/۶	۱/۳

اگر از رابطه ۱۵ تمایز ویژگی‌ها را استخراج نماییم متوجه خواهیم شد عدم تقارن را می‌توانیم در مرتبه‌های بالاتر راحت‌تر تشخیص داد.

(۱۶)

$$\text{الگوی تشخیص} = \left| \frac{\text{Feature value from left segment}}{\text{feature value from right segment}} - 1 \right|$$

که این آمار در جدول شماره ۴ آورده شده است.

جدول ۴: آمار از الگوی شخص سرطانی و غیر سرطانی

	الگوی تشخیص (سرطان)	الگوی تشخیص (عدم سرطان)
Mean	۰/۲	۰/۱
Variance (10^{-6})	۰/۳۹	۰/۵
Skewness (10^{-6})	۰/۶	۰/۰۸۸
Kurtosis (10^{-8})	۲۰	۰/۲

یک مورد از نمونه‌های سرطانی به‌وسیله کانتور فعال پیشنهادی برای استخراج ناحیه مورد بررسی قرار گرفته است. شکل ۱۵ کانتور پیشنهادی را که بعد از ۱۰۰ و ۱۳۰ و ۲۰۰ و ۲۵۰ iteration حاصل شده نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل ۱۵- ه قابل مشاهده است بافت سرطانی از تصویر به طور دقیق و مناسب جداسازی شده است.

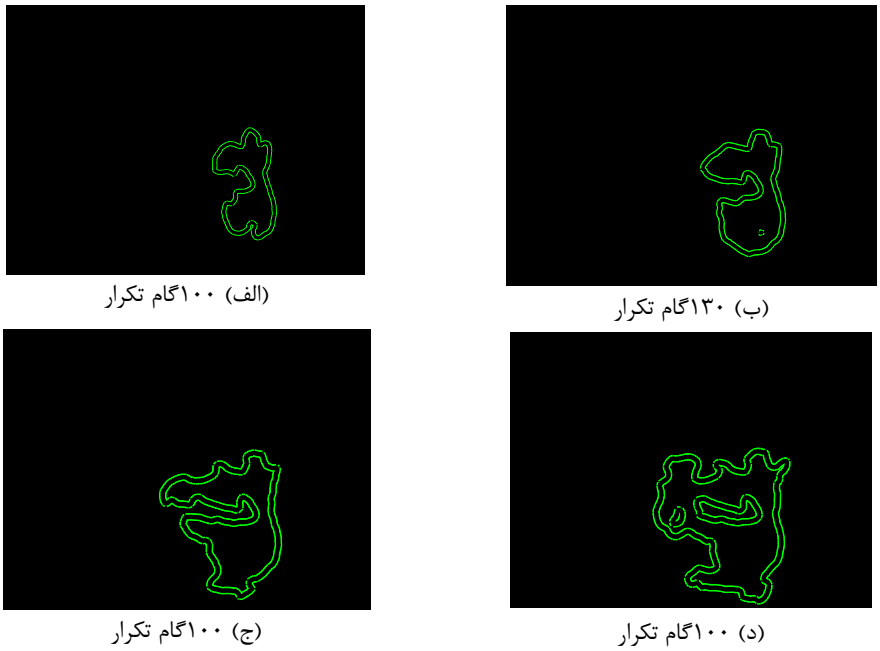
ذکر چند نکته که در انجام تصویربرداری حاصل شده است به این قرار است که ایجاد بستر محیطی آرام قبل از تصویربرداری برای بیمار از جایگاه ویژه‌ای برخوردار است. آگاهی یافتن از بیمارهای که به خصوص باعث عدم ایجاد یک تعادل حرارتی در بدن بیمار شده است. ایجاد یک فرصت زمانی مناسب برای بیمار تا باعث حفظ تعادل حرارتی شود.

بحث و نتیجه‌گیری

با ظهور نسل‌های جدید آشکارسازهای مادون قرمز، تصویربرداری حرارتی مادون قرمز تبدیل به یک ابزار تشخیصی دقیق پزشکی برای اندازه‌گیری مناطق غیرطبیعی در الگوی حرارتی شده است. علاوه بر این علاوه بر این، حساسیت به درجه حرارت، قدرت تفکیک فضایی و طبیعت بدون تماس، بدون ضرر، از ویژگی‌های روش تصویربرداری حرارتی است.

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]

DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]



(الف) ۱۰۰گام تکرار
(ب) ۱۳۰گام تکرار
(ج) ۱۰۰گام تکرار
(د) ۱۰۰گام تکرار

Global Region-Based segmentation



(ه)

شکل ۱۵: اجرای کانتور فعال با گام‌های تکرار ۱۰۰،۱۳۰،۲۰۰،۲۵۰ و در نهایت جداسازی توده سرطانی از بافت تصویر

تصاویر حرارتی را می‌توان به صورت دیجیتالی ذخیره کرد و سپس با استفاده از بسته‌های مختلف نرم افزاری آنها را پردازش نمود و درک خوبی از الگوی حرارتی به دست آورد. تشخیص به موقع سرطان پستان یکی از مهمترین مسائلی بوده است که محققان همیشه در پی آن بوده‌اند. با توجه به هزینه‌های بالای درمان و گسترش بیماری بین بانوان، شناسایی به موقع این عارضه، گام مهمی در کاهش عوارض اجتماعی و سلامتی جامعه خواهد شد. سرطان پستان یکی از سرطان‌های شایع است، در صورتی که به موقع تشخیص داده شود به راحتی قابل درمان است. در تحقیقات گذشته روش‌های مختلف هوشمندانه شده‌ای در جهت تحقق یک مدل ریاضی برای طبقه‌بندی الگوهای سرطانی انجام گرفته است. تکنیک عدم تقارن به جهت استفاده از مبنای ریاضی توانسته است جایگاه ویژه‌ای را در این تشخیص به خود اختصاص دهد. در نهایت از ویژگی‌های استخراج شده در جهت جداسازی ناحیه سرطانی به کمک کانتور فعال ارایه شده، استفاده شده است. در (۳۳) نویسنده ابتدا به تشخیص و جداسازی منحنی پستان پرداخته سپس با استفاده از ویژگی‌های عدم تقارن به تشخیص سرطان پستان روی آورده است. مهمترین مشکلات روش ارایه شده عدم دقت مناسب برای جداسازی منطقه پستان بر روی تمام تصاویر حرارتی به

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]
[DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

دلیل روش استفاده شده است. در (۳۴) نویسنده با استفاده از روابط موجود انتروپی به استخراج ویژگی‌های تشخیصی سرطان پستان پرداخته است. در روش ارایه شده نویسنده تمام نقاط غیرطبیعی را استخراج نموده است. در (۳۵) نویسنده به غربالگری سرطان پستان با استفاده از تصاویر حرارتی پرداخته است. روش ارایه شده بر مبنای ICA (Independent component analysis) می‌باشد. مدل ارایه شده برای کانتور فعال توانسته است مناطق سرطانی را با دقت خوبی جداسازی نماید و نواقصی که در مقالات گذشته مبنی بر جداسازی توامان بافت سرطانی همراه با تشخیص را انجام دهد. آزمایشات نشان می‌دهد که روش ارائه شده می‌تواند قابل اعتماد بخش و مفید باشد. روش ارایه شده توانسته است مشکلاتی که گاها در تصویربرداری ایجاد می‌شود و تصویر از کیفیت مطلوبی برخوردار نیست و جداسازی نواحی سرطانی را با مشکلاتی همراه می‌سازد را مرتفع سازد. کار تحقیقاتی نویسندگان مقاله و ارایه یک پایگاه داده تصویر حراتی می‌تواند برای محققان داخل کشور به دلیل عدم وجود یک پایگاه داده در فضای اینترنتی از جایگاه ویژه‌ای برخوردار باشد. پیشنهاداتی که می‌توان برای تحقیقات آینده در نظر گرفت استفاده از دوربین‌های پیشرفته‌تر با قدرت تفکیک بالاتر و همچنین استفاده از سیستم‌های ترکیبی همچون UV و ماموگرافی به همراه تصویربرداری حرارتی برای افزایش دقت و پایین آوردن خطا و همچنین تشخیص زودهنگام است.

References

1. Noone AM, Krapcho M, Howlader N. SEER Cancer Statistics Review, 1975–2009 (Vintage 2009 Populations), National Cancer Institute. Bethesda, MD2012.
2. Howlader N, Noone AM, Krapcho M, Garshell J. National Cancer Institute: Seer Stat Fact Sheets: Breasts Hyperlink.2011; Available at : http://www.seer.cancer.gov /statfacts/html/breast.html.2014.
3. Sudarshan NM, Ng EYK. Numerical computation as a tool to aid thermo graphic Interpretation. Journal of Medical Engineering & Technology 2001; 53–60.
4. Ebrahimi M, Zamani N. Harirchi I.Breast cancer in Iran: a review of 903 case records. Public Health 2000; 114:140-5.
5. Bagavathiappan S, Jayakumar T, Philip J, Lahiri BB. Medical applications of infrared thermography: A review. Infrared Physics & Technology 2012; 4(55).
6. Jones BF. A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. IEEE Transactions on Medical Imaging 1998;17(6):1019-27.
7. Ahlgren PD, Yu E, Belliveau N, Yassa M, Keyserlingk JR. Functional infrared imaging of the breast. IEEE Engineering in Medicine and Biology 2000; 19(3):30-41.
8. Ng EYK. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. International Journal of Thermal Sciences 2009; 48:849-59.
9. Lasch P, Boese M, Haenschc W, Fabiana H. Infrared micro spectroscopic imaging of benign breast Tumor tissue sections. Journal of Molecular Structure 2003; 411-7.
10. Quek C, Ng GS, Ng EYK Tan TZ. Novel cognitive interpretation of breast cancer thermography with complementary learning fuzzy neural memory structure. Expert Systems with Applications 2007; 33: 652–66.
11. Xu LX, Gore JP. Thermal imaging for biological and medical diagnostics, biomedical photonics handbook, Second Edition. CRC: Boca Raton, 2003.
12. Gotzsche PC, Olsen OC. Review on screening for breast cancer with mammography. The Lancet 2001; 358(9290): 1340-42.
13. Lipari CA, Elliott RL, JHead JF. Computerized image analysis of digitized infrared images of the breasts from a scanning infrared imaging system. Conference Infrared Technology and Applications XXIV 1998; 3436.
14. Head JF, Lipari CA. Advanced infrared image processing for breast cancer risk assessment. 19th International Conference of IEEE/EMBS 1997; 2: 673-6.

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]

DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]

15. Shen YP, Rangayyan RM, Desautels J, Shen L. Measures of asymmetry inmammograms based upon the shape spectrum. the Annual Conf. on EMB 1993;15: 48-9.

16. Giger ML, Doi K Yin FF. Computerized detection of masses in digital mammograms: analysis of bilateral subtraction images. Med Phys 1991; 18: 955-63.

17. Giger ML, Doi K, Yin FF. Computerized detection of masses in digital mammograms: automated alignment of breast images and its elect on bilateral-subtraction technique. Med Phys 1999; 21(3): 445-52.

18. Giger ML, Vyborny CJ, Yin FF. Comparison of bilateral-subtraction and single-image processing techniques in the computerized detection of mammographic masses. Invest Radiol 1993; 6: 473-81.

19. Chang YH, Gur D, Zheng B. Computerized detection of masses from digitized mammograms: comparison of single-image segmentation and bilateral image subtraction. Acad Radiol 1995; 2(12):1056-61.

20. Matthews J. An introduction to edge detection:The sobel edge detector;2002. Available at :http://www.generation5 .org/content/2002/im01.asp.2014.

21. Canny J. Finding edges and lines in image. Master's thesis, MIT 1983.

22. Asano T,Katohb N. Variants for the Hough transform for line detection. Computational Geometry 1996;6(4):231-252.

23. Kantar M, Usta YI. Mean- Variance-Skewness- Entropy Measures: A Multi-Objective Approach for Portfolio Selection Entropy 2011; 13: 117-33.

24. Charoensak CH ,Sing S. Face contour tracking in video. IEEE Int, Conf. Image Processing 2004.

25. Erdem T, Tekalp YF. Tracking visible boundary of objects using occlusion adaptive motion snake. IEEE Trans Image Process 2000; 9(12): 2051–60.

26. Witkin A, Terzopoulos DKM. Snakes: active contour models. International Journal of Computer Visio 1998;1(4):321-31.

27. Xu C, Prince JL. A new external force model for snakes. In Image and Multidimensional Signal Processing Workshop1996; 30–31.

28. Lee J, Kim W. Object tracking based on the modular active shape model. Mechatronics 2005;15(3):371-402.

29. Witkin A, Terzopoulos D, Kass M. Snake: active contour models. 1st Intern Conf Comput Vis, 1987.

30. Porrill J. Ivins J.Active region models for segmenting medical images. 1stInternational Conference on Image Processing 1994; 2:227-31.

31. Chodorowski A, Gustavsson T, Hamarneh G. Active Contour Models: Application to Oral Lesion Detection in Color Images. IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics 2000; 4:2458 -63.

32. Smith C, Schaub H. Color snakes for dynamic lighting conditions on mobile manipulation platforms. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 2003; 2:27-31.

33. Prasad SVAV, Kapoor SP. Image Segmentation and Asymmetry Analysis of Breast Thermograms for Tumor Detection. International Journal of Computer Applications 2012; 50(9):40-5.

34. Yang CS, Lee M. Entropy- based feature extraction and decision tree induction for breast cancer diagnosis with standardized thermograph images.computer methods and programs in biomedicine 2010; 269-82.

35. Ortega S, Miguel- Jiménez JM, Rodríguez-Ascariz JM, Luciano Boquete RB. Automated Detection of Breast Cancer in Thermal Infrared Images, Based on Independent Component Analysis 2012; 36:103–11.

[Downloaded from ijbd.ir on 2026-11-13]

[DOR: 20.1001.1.17359406.1393.7.1.4.2]