

شناسایی سرطان پوست براساس الگوی حرارتی در تصاویر فرسرخ

زمینه و هدف: سرطان پوست شایع‌ترین نوع سرطان بوده و ۷۵٪ کل موارد سرطان را در جهان تشکیل می‌دهد. ملانوم بدخیم، تهاجمی‌ترین نوع سرطان پوست است که بسیار بدخیم و کشنده است. هدف از انجام این مطالعه، ارزیابی الگوی حرارتی تصاویر فرسرخ در افتراق ضایعات خوش‌خیم و بدخیم پوستی بود.

روش اجرا: مطالعه‌ی حاضر بر روی ۱۲۰ نفر (۶۰ نفر زن و ۶۰ نفر مرد) دارای ضایعه‌ی مشکوک به ملانوم بدخیم صورت گرفت و تشخیص نوع ضایعه (خوش‌خیمی یا بدخیمی) براساس الگوی حرارتی و با استفاده از روش کلاستر بندی (Fuzzy C-Means) انجام شد. در این تصویربرداری، تفاوت در پاسخ‌های حرارتی بین بافت سالم و ضایعه مقایسه و داده‌های به‌دست‌آمده با نتایج بیوپسی مقایسه شد.

یافته‌ها: در ۱۲۰ نمونه‌ی مورد مطالعه، ۳ مورد سرطان پوست (۲ مرد و ۱ زن) وجود داشت که با الگوی حرارتی تصاویر فرسرخ نیز قابل شناسایی بودند.

نتیجه‌گیری: در حال حاضر روش‌های جدیدی برای تشخیص سرطان پوست به‌ویژه ابزارهای تشخیصی غیرتهاجمی، در آزمایشگاه‌های متعدد کشف شده است. روش ارائه‌شده در این مقاله به‌عنوان یک روش غیرتهاجمی و مقرون‌به‌صرفه برای تشخیص سرطان پوست مورد توجه قرار می‌گیرد.

کلیدواژه‌ها: پوست، سرطان پوست، ملانوم بدخیم، ترموگرافی، الگوریتم خوشه‌بندی

دریافت مقاله: ۱۳۹۳/۰۳/۲۲ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۰۵/۰۳

پوست و زیبایی؛ تابستان ۱۳۹۳، دوره‌ی ۵ (۲): ۸۹-۹۸

فاطمه ولی پوری‌گودرزی^۱
دکتر جواد حدادنی^۱
دکتر مریم هاشمیان^۲

۱. گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران
۲. دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران

نویسنده‌ی مسئول:
فاطمه ولی پوری‌گودرزی

سبزوار، دانشگاه حکیم سبزواری.
پست الکترونیک:

fatemeh.goodarzi10@gmail.com

تعارض منافع: اعلام نشده است.

مقدمه

confocal scanning laser microscopy, laser ultrasound و MRI, doppler perfusion imaging)

در حال آزمایش است. هر روش مزایا و معایب منحصر به فردی دارد که بسیاری از آن‌ها یک مصالحه بین کارایی و دقت در مقابل سهولت استفاده و ملاحظات هزینه دربر خواهد داشت. در مقابل در این مقاله برای نخستین بار از ترموگرافی فرسرخ (IRT) Infrared Thermography به‌عنوان یک روش غیرتهاجمی و مقرون‌به‌صرفه برای تشخیص سرطان پوست از طریق اندازه‌گیری درجه‌ی حرارت محلی پوست استفاده شده است. شواهد زیادی وجود دارد که نشان می‌دهد بیماری و یا انحراف از عملکرد طبیعی با تغییرات درجه‌ی حرارت بدن، که دوباره دمای پوست

در سال ۲۰۱۰ به‌تنهایی، حدود ۶۸۷۲۰ ملانوما با حدود ۸۶۵۰ مورد منجر به مرگ در ایالات متحده تشخیص داده شد^۱. تا به امروز، تنها راه درمان مؤثر برای ملانوم جراحی است، بنابراین کلید بقای طولانی، تشخیص زودهنگام است^{۲،۳}. روش‌های جدید برای تشخیص سرطان پوست به‌ویژه ابزارهای تشخیصی غیرتهاجمی، در آزمایشگاه‌های متعدد کشف شده است. همراه با روش‌های جراحی، روش‌هایی مانند digital photography، سیستم‌های تصویربرداری ultispectral (MelaFind)، dermoscopy، سیستم‌های مبتنی بر لیزر (optical coherence tomography)

را تحت تأثیر قرار می‌دهد همراه هستند^{۴۵}. با این حال، در گذشته تصویربرداری فروسرخ (Infra Red [IR])، به‌طور گسترده‌ای در پزشکی به‌دلیل استفاده‌ی پیش از موعد از فناوری، به رسمیت شناخته نشد^{۴۷}.

چند دهه‌ی قبل، زمانی که دقت اندازه‌گیری درجه‌ی حرارت و قدرت تفکیک مکانی نامناسب و پیچیده بودند، ابزار پردازش تصویر در دسترس نبودند. این وضعیت به‌طور چشمگیری در اواخر ۱۹۹۰ تا ۲۰۰۰ میلادی تغییر یافت. پیشرفت در ابزار IR، پیاده‌سازی الگوریتم‌های پردازش تصویر دیجیتال و تصویربرداری IR پویا که دانشمندان را نه‌تنها به تجزیه و تحلیل مکانی بلکه رفتار حرارتی زمانی (temporal) پوست قادر می‌سازد، پیشرفت‌ها در این زمینه را امکان‌پذیر می‌سازد^{۴۸}. کاربردهای این نوع تصویربرداری در پزشکی به‌سرعت در حال افزایش است.

هرچند که در برخی از مطالعات انجام‌شده در گذشته، برخی از محققان توانسته‌اند اختلاف دمایی را بین نواحی سالم و سرطانی پوست تشخیص دهند، اما تاکنون تحقیقی مبنی بر تشخیص خودکار سرطان پوست توسط IRT صورت نگرفته است. تصویربرداری فروسرخ یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی است که به‌عنوان یک ابزار تشخیصی به‌کار می‌رود. منشأ اصلی اشعه‌های فروسرخ، گرمای برخاسته از بدن‌های مختلف است که دمای آن‌ها از صفر مطلق بیشتر است. بنابراین ترموگرام از یک بیمار توزیع گرما در بدن را فراهم می‌کند^{۴۹}. برای ثبت تصاویر حرارتی از دوربین حرارتی استفاده می‌شود. این دوربین‌ها دارای مزیت‌های زیادی مانند هزینه‌ی پایین‌تر نسبت به روش‌های دیگر، غیرتهاجمی بودن، عدم تماس مستقیم، بدون تابش اشعه، کم‌حجم، قابل حمل و قابل استفاده در هر زاویه‌ای هستند^{۵۰،۵۱}.

بنابراین با توجه به تعداد بالای بیماران که هر ساله تشخیص داده می‌شوند و محدودیت‌های دسترسی به خدمات تخصصی سریع که توسعه‌ی ابزار

تشخیصی برای کمک به تشخیص بیماری را امری ضروری می‌سازد، در مطالعه‌ی حاضر برآن شدیم تا با استفاده از روش ترموگرافی (IRT) به‌عنوان یک روش مقرون‌به‌صرفه و غیرتهاجمی به تشخیص زود هنگام ملانوم بدخیم در افراد مراجعه‌کننده به کلینیک پوست در شهرستان‌های سبزوار و مشهد پردازیم تا با استفاده از نتایج آن، بتوان به پزشکان جهت تشخیص سریع سرطان مبتنی بر تجزیه و تحلیل تصاویر حرارتی یاری رساند.

روش اجرا

مطالعه‌ی حاضر یک مطالعه مقدماتی است. نمونه‌ی پژوهش، ۱۲۰ نفر از زنان و مردان مراجعه‌کننده به درمانگاه‌های پوست در شهرستان‌های سبزوار و مشهد که دارای ضایعه و مشکوک به سرطان پوست بودند. روش انجام کار و بی‌خطر بودن آن برای کلیه افراد توضیح داده شد و از کلیه‌ی افراد رضایت‌نامه‌ی کتبی گرفته شد. بعد از تصویربرداری IR از ضایعه، تشخیص نوع ضایعه (سرطانی یا غیرسرطانی) براساس الگوی حرارتی و استفاده از روش کلاستر بندی Fuzzy C-Means (FCM) که بر روی تصاویر حرارتی به‌دست‌آمده از دوربین فروسرخ عمل می‌کند و توسط نرم‌افزار MATLAB پیاده‌سازی شده است، محاسبه شد.

برای تشخیص سرطان از دوربین گرمایی (شرکت SDS و سری D) استفاده شد که محدوده‌ی اندازه‌گیری دمای 20°C تا 250°C ، دقت اندازه‌گیری (از قرائت $\pm 2\%$)، طیف ۸ تا ۱۴ میکرومتر، تفکیک‌پذیری فضایی 2mrad و حساسیت دمایی 1°C دارد. جهت بررسی دقت کار، ضایعه در تمامی افراد بیوپسی شد و جهت تشخیص صحیح به آزمایشگاه آسیب‌شناسی ارسال و با نتایج تحقیق انجام‌شده مقایسه شد.

در روش پیشنهادی (FCM) که برای جداسازی خوشه‌ی متعلق به ضایعه مورد استفاده قرار می‌گیرد، بسیار به نویز (noise) حساس است. در نتیجه برای دقت در جداسازی، تصاویر باید از وضوح کافی برخوردار باشند و مرز بین لایه‌های رنگی تصویر به خوبی مشخص و از یکدیگر تفکیک پذیر باشند. در صورتی که تصاویر دارای نویز باشند، جداسازی بافت چربی توسط الگوریتم خوشه‌بندی به درستی صورت نمی‌پذیرد. لذا برای حل این مشکل می‌توان از فیلترهای حذف نویز استفاده کرد و قابلیت تفکیک لبه‌های تصویر و در نتیجه کارایی الگوریتم خوشه‌بندی را بهبود بخشید. لذا اولین قدم در این روش که به عنوان مرحله‌ی پیش پردازش در نظر گرفته می‌شود، شامل مراحل حذف نویز تصویر توسط فیلتر میانه و سپس تیز کردن تصویر توسط فیلتر Highboost پس از حذف نویز است.

حذف نویز با فیلتر غیرخطی میانه

فیلتر میانه، فیلتری غیرخطی است که از آن برای حذف نویزهای ضربه‌ای استفاده می‌شود^{۱۲}. تصاویر اولیه اغلب با نویز یا همان سیگنال‌های ناخواسته همراهند که گاهی سبب حذف، تضعیف اطلاعات و یا ماهیت تصویر اصلی می‌شوند، بنابراین حذف این نویزها ضروری است؛ نظیر تصاویر پزشکی که وجود نویز در این تصاویر از دقت و وضوح تصویر می‌کاهد. برخی از این نویزها ممکن است که به شدت در فرایند پردازش تصویر به خصوص در تکنیک‌هایی نظیر آشکارسازی لبه، جداسازی (segmentation) و تشخیص بخش بخصوصی از تصویر تأثیرگذار باشند^{۱۳}. این فیلتر با انجام عمل masking شروع به پیمایش تمام پیکسل‌ها می‌کند و اساس کار آن پیکسل‌های مجاور است. برای اعمال چنین فیلتری از یک ماسک ۳×۳ استفاده شده که این ماسک به صورت پیمایشی بر روی تمام پیکسل‌ها عمل پردازش را انجام می‌دهد؛ به عبارتی کل همسایگی‌های هدف را به صورت صعودی

اقدامات صورت گرفته قبل از انجام عکس برداری

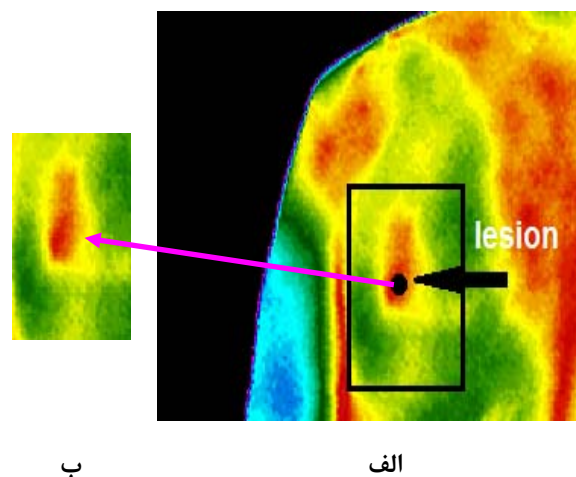
- ♦ بهتر است قبل از انجام تست، بیمار در آرامش روحی قرار داشته باشد.
- ♦ فضا و محیط عکس برداری و انجام تست بهتر است تاریک باشد.
- ♦ از آنجایی که ضایعه بدون اثر خنک‌کنندگی نمی‌تواند در تصویر حرارتی تشخیص داده شود، یک نشانگر چسبنده‌ی مستطیل شکل که در تصویر حرارتی گرفته شده از بیمار (شکل ۱) به صورت یک نوار مشکی مشخص شده است، برای مشخص کردن محیط اطراف ضایعه‌ی مورد نظر استفاده شد.
- ♦ با استفاده از یک سیستم خنک‌کننده‌ی پوست (DS-2600) جریانی از هوای سرد، به ناحیه‌ی علامت گذاری شده که شامل ضایعه و مناطق اطراف آن است، به مدت یک دقیقه اعمال شد.

زاویه عکس برداری

برای تشخیص سرطان پوست در هر ناحیه از بدن که دارای ضایعه‌ای مشکوک بود، تصویربرداری از جهت مقابل ضایعه صورت گرفت.

مرحله‌ی پیش پردازش

از آنجایی که الگوریتم خوشه‌بندی به کار برده شده



شکل ۱: جداسازی اتوماتیک ناحیه‌ی مورد نظر از تصویر حرارتی که شامل ضایعه و محیط اطراف آن است.

طراحی شده است به شکل ۳ الف اعمال شده که نتیجه‌ی حذف نویز آن در شکل ۳ ب مشاهده می‌شود.

تیزشدن تصویر توسط فیلتر Highboost

هدف اصلی از تیزسازی، مشخص کردن بهتر پرش‌های شدت روشنایی است. از آن جایی که در حوزه‌های مکان می‌توان از طریق محاسبه‌ی میانگین پیکسل‌ها در یک منطقه‌ی همسایگی تصویر را مات‌سازی کرد و با توجه به این که محاسبه‌ی میانگین شبیه انتگرال‌گیری است، لذا می‌توان نتیجه گرفت که تیزسازی به‌وسیله‌ی اپراتورهای مشتق‌گیر ممکن است اساساً قدرت پاسخ عملگر مشتق‌گیر با میزان گسستگی شدت روشنایی تصویر در نقطه‌ی اعمال عملگر نسبت دارد. بنابراین مشتق‌گیری از تصویر، لبه‌ها و سایر گسستگی (مانند نویز) را بهبود داده و نقاطی که شدت روشنایی آن‌ها تغییرات آهسته‌تری دارد را تضعیف می‌کند^{۱۵}. بنابراین فیلترهای تیزکننده را براساس معادله‌ی مشتقات، مخصوصاً معادلات مرتبه‌ی اول و دوم که به همراه حاصل جمع نتیجه‌ی مشتق تصویر با خود تصویر هستند و مشتقات یک تابع دیجیتال را برحسب تفاضل بیان می‌کنیم.

در شکل ۴ تأثیر اعمال فیلتر لاپلاسیان به‌خوبی

123	125	126	130	140
122	124	126	127	133
118	120	150	125	134
119	115	119	123	133
111	116	110	120	130

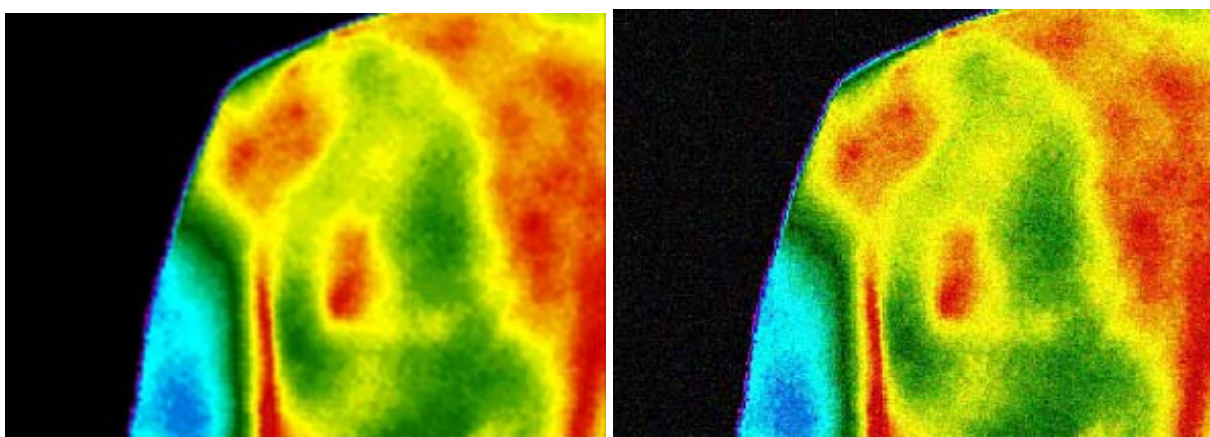
Neighbourhood values:

115, 119, 120, 123, 124,
125, 126, 127, 150

Median value: 124

شکل ۲: مثالی از نحوه‌ی عملکرد فیلتر میانه

مرتب می‌کند و عضو میانه‌ی اعداد مرتب‌شده را انتخاب و جایگزین پیکسل مرکزی می‌نماید. در شکل ۲ مثالی از نحوه‌ی عملکرد این فیلتر مشخص شده است. برای شروع پردازش بر روی پیکسل‌های حاشیه به این دلیل که تعدادی از پیکسل‌های ماسک متناظر با تصویر، در خارج از پیکسل‌های تصویر قرار می‌گیرند، پس از masking، با حاشیه‌ی سیاه دور تا دور تصویر روبرو می‌شویم. برای اجتناب از این مشکل، می‌توان حاشیه‌ی تصویر اصلی را در کنار حاشیه‌ی قبلی کپی نمود و سپس شروع به پیمایش تصویر کرد یا این‌که حاشیه‌ی تصویر اصلی را با پیکسل‌هایی با شدت روشنایی صفر پر نمود^{۱۴}. فیلتر مذکور توسط نرم‌افزار MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA)



ب

الف

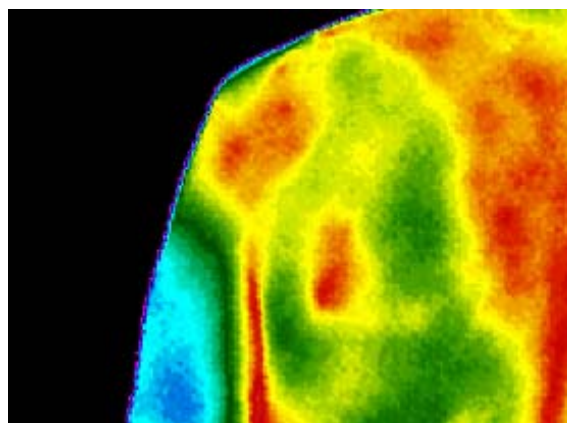
شکل ۳: تصویر ورودی نویزدار گرفته‌شده از بیمار که دارای ضایعه در سمت چپ پشت کمر خود می‌باشد: الف) تصویر ورودی نویزدار، ب) تصویر نویزدار پس از حذف نویز (اعمال فیلتر میانه).

جداسازی ضایعه و محیط اطراف آن

پس از انجام مراحل پیش پردازش، نوبت به مرحله جداسازی ناحیه مورد نظر از تصویر می‌رسد. در این مرحله، سیستم به صورت خودکار ناحیه علامت گذاری شده بر روی بدن بیمار را که در تصویر به صورت یک ناحیه با باند مشکی مشخص شده است و شامل ضایعه و نواحی اطراف آن - که سرد شده‌اند - می‌باشد را جداسازی می‌نماید که نتیجه این جداسازی را در شکل ۱ مشاهده می‌کنید.

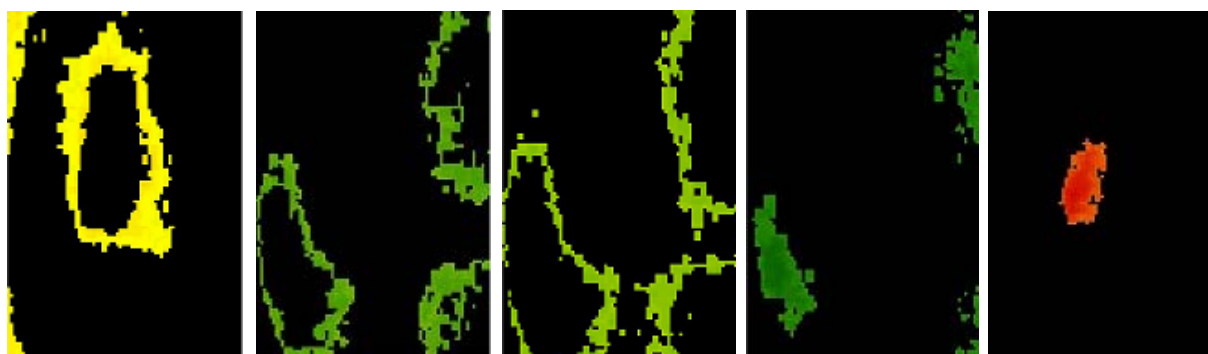
خوشه بندی ناحیه مورد نظر از تصویر

پس از جداسازی ناحیه مورد نظر از تصویر، نوبت به مرحله خوشه بندی آن، توسط الگوریتم خوشه بندی فازی (FCM) می‌رسد، لذا در ادامه به توضیح مختصری در مورد این الگوریتم می‌پردازیم. نتیجه حاصل از این خوشه بندی در شکل ۵ مشخص شده است.



شکل ۴: تصویر ورودی نویزدار پس از اعمال مراحل پیش پردازش (فیلتر میانه + فیلتر لاپلاسیان)

نشان داده شده است. اگر این تصویر را با تصویر ۳ مقایسه کنیم وضوح بالای تصویر مشخص است. بنابراین تصاویری که مورد پردازش قرار می‌گیرند مانند شکل ۳ هستند.



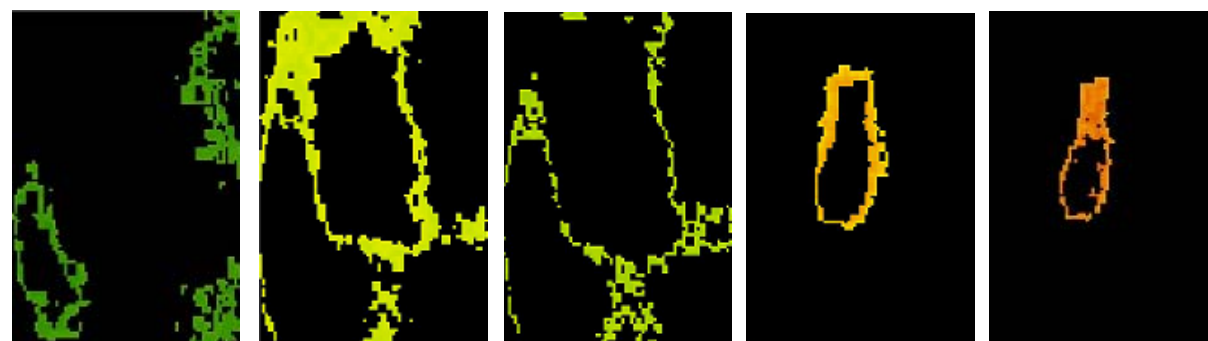
خوشه ۵

خوشه ۴

خوشه ۳

خوشه ۲

خوشه ۱



خوشه ۱۰

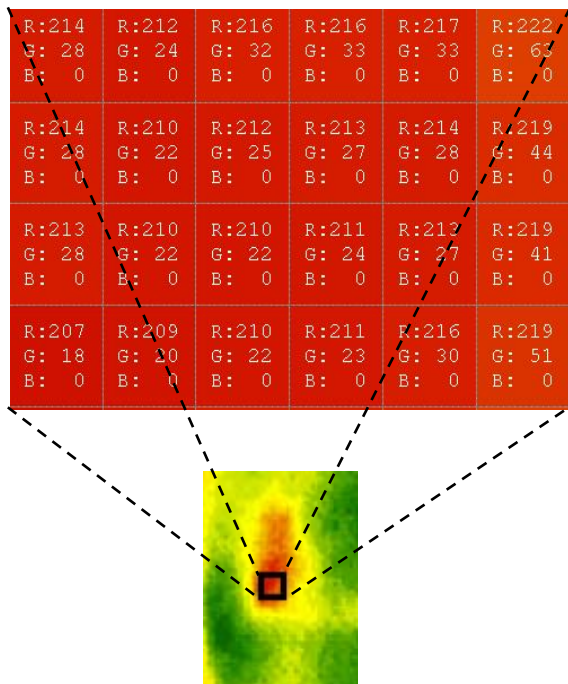
خوشه ۹

خوشه ۸

خوشه ۷

خوشه ۶

شکل ۵: نتیجه اجرای الگوریتم خوشه بندی FCM بر روی ناحیه مورد نظر از تصویر.



شکل ۶: ناحیه‌ی موردنظر از تصویر حرارتی در فضای RGB به همراه مقادیر R، G و B برای بخشی از پیکسل‌های آن.

است:

۱. هر خوشه از تصویر از چپ به راست و از بالا به پایین، برای ثبت درجه حرارت هر پیکسل ۱ پیمایش شود.
۲. میانگین دمای تمام پیکسل‌های غیرصفر هر خوشه از تصویر محاسبه شود.
۳. اگر میانگین دمای خوشه‌ی مربوط به ضایعه (خوشه‌ی ۱) از میانگین دمای سایر خوشه‌ها بیشتر باشد ضایعه سرطانی است، در غیر این صورت سرطانی نیست.

یافته‌ها

نتیجه‌ی حاصل از خوشه‌بندی FCM بر روی ناحیه‌ی موردنظر از تصویر که شامل ضایعه و نواحی اطراف آن - که سرد شده‌اند - است در شکل ۵ مشخص شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، تعداد خوشه‌ها در اجرای الگوریتم FCM برای

تشخیص خوشه‌ی دربرگیرنده‌ی ضایعه

یک تصویر دیجیتالی آرایه‌ای دوبعدی از پیکسل‌ها است به طوری که هر پیکسل آن دارای شدت روشنایی و یا رنگ خاصی است. الگوریتم پیشنهادی ما روی تصاویر حرارتی به دست آمده از دوربین فروسرخ عمل می‌کند و توسط نرم‌افزار MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA) پیاده‌سازی شده است. در محیط این نرم‌افزار یک تصویر حرارتی به صورت آرایه‌ی سه‌بعدی و در فضای RGB شناخته می‌شود. در فضای RGB متناظر با هر پیکسل سه عدد وجود دارد که هر کدام شدت یکی از سه رنگ اصلی قرمز، سبز و آبی را برای پیکسل نشان می‌دهد. اعداد مربوط به R، G و B برای هر پیکسل در بازه‌ی ۰-۲۲۵ قرار گرفته و ترکیب شدت‌های مختلفی از این سه رنگ تمامی رنگ‌های موردنیاز را می‌سازند (شکل ۶). ناحیه‌ی موردنظر از تصویر حرارتی در فضای RGB را به همراه مقادیر R، G و B برای بخشی از پیکسل‌های آن نشان می‌دهد. بنابراین ضایعه در تصویر حرارتی که به صورت یک نقطه‌ی مشکی علامت‌گذاری شده است (شکل ۱)، دارای مقادیر خاصی از R، G و B می‌باشد که الگوریتم پیشنهادی ما به صورت هوشمند و کاملاً خودکار بخشی از شدت رنگ‌های R، G و B متعلق به ضایعه را در نظر گرفته و با مقادیر R، G و B خوشه‌های به دست آمده مقایسه می‌کند. در نهایت خوشه‌ای که شامل آن مقادیر از R، G و B باشد را به عنوان خوشه‌ی متعلق به ضایعه در نظر می‌گیرد و مرکز آن را در مکان اول از ماتریس مراکز خوشه‌ها (خوشه‌ی ۱) قرار می‌دهد (شکل ۵).

تشخیص خوش خیم یا بدخیم بودن ضایعه

پس از خوشه‌بندی و تشخیص خوشه‌ی متعلق به ضایعه، نوبت به مرحله‌ی تشخیصی (سرطانی یا غیرسرطانی بودن ضایعه) توسط الگوی حرارتی می‌رسد. طبق این الگو هر نقطه از تصویر حرارتی دارای دمای بخصوصی است. نحوه‌ی اجرای این مرحله به صورت زیر

جدول ۱: میانگین دمای خوشه‌ها از تصویر مورد نظر

خوشه‌ی ۱	خوشه‌ی ۲	خوشه‌ی ۳	خوشه‌ی ۴	خوشه‌ی ۵	خوشه‌ی ۶	خوشه‌ی ۷	خوشه‌ی ۸	خوشه‌ی ۹	خوشه‌ی ۱۰
۳۲٫۶۶ °C	۲۸٫۰۴ °C	۲۸٫۷۳ °C	۲۸٫۵۴ °C	۲۹٫۸۵ °C	۳۱٫۶۰ °C	۳۰٫۶۲ °C	۲۸٫۸۲ °C	۲۹٫۰۴ °C	۲۸٫۶۴ °C

داد که اختلاف دما بین درجه‌ی حرارت مناطق سالم و سرطانی پوست وجود دارد و همچنین با به‌کارگیری سیستم خنک‌کننده می‌توان اختلاف دمای بین ضایعه و بافت سالم اطراف آن را افزایش داد.

Herman و Centigul نیز در سال ۲۰۱۱ موفق به مشاهده‌ی اختلاف دما بین بافت سالم و سرطانی پوست در تصاویر حرارتی شدند^{۱۶}. هم‌چنین در سال ۲۰۱۲، Moustafa و همکاران با مطالعه‌ای که برای شناسایی سرطان پوست با استفاده از آنالیزهای تغییرات دمایی انجام دادند، دریافتند که تفاوت قابل توجه بین تابش حرارتی IR از مناطق سالم و سرطانی پوست، پتانسیلی را برای افتراق نقاط سرطانی پوست نسبت به نوع سالم آن نشان می‌دهد^{۱۷}.

سرطان در زندگی مدرن امروزی به‌دلیل عوامل بسیاری از جمله عادات افراد و قرارگرفتن در معرض اشعه‌ی فرابنفش رشد یافته است. علاوه بر این، افزایش قابل توجهی از تکنولوژی‌ها، به شناسایی انواع مختلفی از سرطان‌ها نسبت به قبل کمک کرده است. امروزه معمولاً تشخیص سرطان پوست توسط روش‌های

تشخیص خوش‌خیمی یا بدخیمی ضایعه برابر با ۱۰ خوشه و مرکز خوشه‌ی متعلق به ضایعه در مکان اول از ماتریس مراکز خوشه‌ها (خوشه‌ی ۱) در نظر گرفته شده است. میانگین دمای متعلق به هر خوشه در جدول ۱ مشخص شده است.

بنابراین با توجه به میانگین دمای متعلق به هر خوشه می‌توان نوع ضایعه را تشخیص داد که نتیجه‌ی مربوط به این مرحله‌ی تشخیصی بر روی تصویر به‌کاربرده‌شده در این مقاله، وجود سرطان پوست را برای فرد مبتلا به ضایعه نشان می‌دهد. نحوه‌ی محاسبه و مقادیر شایستگی‌های مدل نیز در جدول ۲ مشخص شده است.

بحث

طبق جست‌وجوی انجام‌شده، این نخستین باری است که تشخیص خودکار سرطان پوست به روش ترموگرافی صورت می‌گیرد. در این تحقیق با دقت بالایی (۰/۹۸) موفق به تشخیص سرطان پوست شدیم. نتایج تجزیه و تحلیل صورت گرفته در این کار نشان

جدول ۲: ویژگی‌های الگوی حرارتی در تصاویر فرورسرخ در افتراق ضایعات خوش‌خیم و بدخیم پوستی

ارزش	نحوه‌ی محاسبه	ویژگی
۱	$Sen = \frac{TP}{TP + FN}$	حساسیت (Sensitivity)
۰٫۶	$Spe = \frac{TN}{TN + FP}$	ویژگی (Specificity)
۰٫۹۸	$Acc = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN + TP}$	دقت (Accuracy)
۰٫۴	$FPF = \frac{FP}{TN + FP}$	کسر مثبت نادرست (False Positive Fraction)
۰٫۰	$FNF = \frac{FN}{FN + TP}$	کسر منفی نادرست (False Negative Fraction)

* TP = TruePositive, TN = True Negative, FP = False Positive, FN = False Negative

بپردازیم. هدف از انجام این کار، بررسی بیشتر روش‌های تکنولوژی IR و کاربردهایی است که تاکنون در تشخیص سرطان پوست رشد چندانی نداشته است. در واقع این تحقیق به منظور افزایش توانایی تشخیص با سطح ایمنی بالاتر صورت گرفت. با در نظر گرفتن تحقیق انجام شده، این روش می‌تواند به عنوان یک جایگزین مناسب، جهت تشخیص سرطان پوست نسبت به روش‌های امروزی در نظر گرفته شود. عدم تابش پرتوهای مضر یکی از مزیت‌های مهم این روش می‌باشد. بنابراین هر چند که در این تحقیق توانستیم فعالیت متابولیکی ضایعه‌ی ملانوم را با تصویربرداری فروسرخ تشخیص دهیم، اما با این حال ممکن است به کارهای بیشتری برای توسعه‌ی روشی که در آینده رخ خواهد داد نیاز داشته باشیم.

پیچیده‌ای مانند نمونه‌برداری از پوست انجام می‌شود که بسیار زمان‌بر و پرهزینه است. در زمینه‌ی پزشکی، فناوری‌های جدید نه تنها برای بهبود کیفیت زندگی بیماران، بلکه برای افراد سالم نیز کاربردهایی دارند. فناوری فروسرخ یکی از فناوری‌هایی است که برخی کاربردها در هر دو زمینه‌ی پزشکی و بیولوژیکی دارد. تاکنون IRT به طور موفقیت‌آمیزی در تشخیص سرطان سینه، دیابت و ... استفاده شده است^{۱۸}، اما تا به حال تحقیقی مبنی بر تشخیص خودکار سرطان پوست توسط IRT صورت نگرفته است. در این تحقیق کوشیدیم تا با استفاده از روش ترموگرافی (IRT) که از مزایای غیرتهاجمی بودن، بدون تماس و هزینه‌ی مناسب برخوردار است و هم‌چنین استفاده از تکنیک‌های پردازش تصاویر به تشخیص سرطان پوست

References

1. Skin Cancer Foundation. Available from: URL: <http://www.skincancer.org/skin-cancer-facts>. Accessed 2010.
2. Elder D. Tumor progression, early diagnosis and prognosis of melanoma. *Acta Oncol* 1999; 38: 535-47.
3. Wartman D, Weinstock M. Are we overemphasizing sun avoidance in protection from melanoma? *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev* 2008; 17: 469-70.
4. Jones BF. A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. *IEEE Trans Med Imaging* 1998; 17: 1019-27.
5. Anbar M. Clinical thermal imaging today. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1998; 17: 25-33.
6. Anbar M, Gratt BM, Hong D. Thermology and facial telethermography. Part I: history and technical review. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27: 61-7.
7. Jones BF, Plassmann P. Digital infrared thermal imaging of human skin. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2002; 21: 41-8.
8. Diakides NA, Bronzino JD (eds.). *Infrared imaging in medicine*. Boca Raton, FL. CRC Press. 2007.
9. Arfaoui A, Polidori G, Taiar R, et al. *Infrared thermography in sports activity 2012*. Available from: www.intechopen.com/download/pdf/32034.
10. Diakides NA. New developments in low cost infrared imaging systems. *Eur J Thermol* 1997; 7: 213-8.
11. White T, Marshall C, Butler N. Uncooled infrared sensor with digital focal plane array for medical applications, in proc. 18th International conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Amsterdam 1996: 1062.
12. Shapiro LG, Stokman GC (eds.). *Computer vision*. 1st Ed, New Jersey. Prentice Hall. 2011: pp.

279-325.

13. Kanta Mativa I, Nag S, Banayopadhyag S. A novel edge detection algorithm for digital mammogram. *Journal of Information and Communication Technology Research* 2012; 2: 207-15.
14. Umbaugh S. *Computer vision and image processing*. Printice Hall, New Jersey; 1998: 209.
15. Gonzales RC, Woods RE (eds.). *Digital image processing*. 2nd Ed; Prentice Hall; 2002.
16. Herman C, Cetingul MP. Quantitative visualization and detection of skin cancer using dynamic thermal imaging. *J Vis Exp* 2011; 51.
17. Moustafa AMN, Muhammed HH, Hassan M. Skin cancer detection using temperature variation analysis. *Engineering* 2013; 5: 18-21.
18. Lahiri BB, Bagavathiappan S, Jayakumar T, Philip J. Medical application of infrared thermography. *Infrared Physics & Technology* 2012; 55: 221-35.

Diagnosis of skin cancer based on thermal model in infrared images

Fatemeh Valipoori Goodarzi, MSc¹
 Javad Hadadnia, PhD¹
 Maryam Hashemiyan, MD²

1. Department of Electrical and Computer Engineering, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran.
2. Faculty of Medicine, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran.

Background and Aim: Skin cancer is the most common type of cancer constitutes and 75% of all cancers in the world. Malignant melanoma is the most invasive and lethal form of skin cancer. The objective of this study was to evaluate infrared thermography in differentiation of benign and malignant skin lesions.

Methods: This study was conducted on 120 patients (60 female, 60 male) with a lesion suspicious for melanoma and identifying the type of lesion (benign or malignant) based on thermal model using Fuzzy C-Means (FCM) clustering. In this imaging method, the difference on temperature responses between the normal and abnormal tissue was compared and data obtained was compared with biopsy results.

Results: In 120 cases studied, 3 cases of skin cancer (2 male, 1 female) were found which all could be detected based on analysis of thermal images.

Conclusion: At present, new methods for the detection of skin cancer, especially non-invasive diagnostic tools, have been discovered in several laboratories. The method presented in this paper could be considered as a non-invasive and cost effective method for the detection of skin cancer.

Keywords: skin, skin cancer, melanoma, thermography, focused clustering algorithm

Received: Jun 12, 2014 Accepted: Jul 25, 2014

Dermatology and Cosmetic 2014; 5 (2): 89-98

Corresponding Author:

Fatemeh Valipoori Goodarzi, MSc

Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran.

Email: fatemeh.goodarzi10@gmail.com

Conflict of interest: None to declare