لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۰، دورهٔ ۸، شمارهٔ ۲، صفحات: ۲۶-۲۰

مقاله پژوهشی

استفاده از روش تشخیص لبه برای محاسبهٔ پارامتر سطح در استاندارد PASI

احمد ملکیان‌بروجنی [۱]
فرزاد زرگری اصل [۲]
پروین منصوری [۳]
احسان زارع‌بیدکی [۴]
پروانه نجفی زاده [۵]
رضا چلنگری [۶]
کاتالین مارتیچ چلنگری [۶]

[۱] فارغ التحصیل، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران
[۲] استاد، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات
[۳] استاد، گروه پوست دانشگاه علوم پزشکی تهران
[۴] مربی، دانشگاه جامع علمی کاربردی واحد پارس الکتریک
[۵] مربی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم دارویی
[۶] پزشک،کلینیک درماتولوژی مونالیزا

نویسنده‌مسئول: احمد ملکیان بروجنی تلفن: ۰۹۱۳۳۸۲۶۰۱۴
پست الکترونیک: a.malekian@srbiau.ac.ir

خلاصه

مقدمه: این مطالعه جهت تعیین پارامتر سطح در استاندارد **PASI** در بیماری پسوریازیس با تشخیص لبه در پردازش تصویر طراحی شده است.

روش بررسی: در این مقاله با استفاده از روش تشخیص لبه یک روش نیمه‌اتوماتیک کامپیوتری معرفی می‌شود که برای محاسبهٔ پارامتر سطح در استاندارد **PASI** در فضای رنگی **CIE_LAB** و انتخاب آستانهٔ خودکار جهت تفکیک پلاک‌های پوستی از تصویر استفاده می‌کند. این روش برروی ۱۵ بیمار با بررسی بیش از ۲۰ تصویر برای هرکدام صورت گرفته‌است.

یافته‌ها: پس از بررسی تصاویر بیماران با این روش در ۶۵ درصد موارد دقت تشخیص تصویر بالای ۹۰ درصد در ۳۰ درصد بین ۸۰ تا ۹۰ درصد و در ۵ درصد بین ۷۰ تا ۸۰ درصد می‌باشد.

نتیجه‌گیری: یکی از مزایای مهم این روش حذف خودکار موی سر و چشم و نویزهای موجود است. همچنین در این روش می‌توان کمترین دخالت دستی را در اجرا به‌دست آورد. باتوجه به مشخص بودن لبهٔ بیماری از پوست و وابستگی رنگ نوع پلاک‌ها به رنگ پوست می‌توان با مطالعهٔ جامع‌تر در زمینهٔ پزشکی و پوست به اطلاعات کامل‌تری از آن دست یافت و این از برتری‌های این روش ارائه‌شده می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: پسوریازیس، تشخیص لبه، الگوریتم ***Canny***، درجهٔ ***PASI***، فضای رنگی، پلاک‌های پوستی

مقدمه

پسوریازیس یک بیماری مزمن عودکننده است که زمینه‌های ارثی و عوامل محیطی در بروز آن نقش دارند. در این بیماری پوست، ناخن‌ها و مفاصل درگیر می‌شوند و علایم و نشانه‌های مشخص پیدا می‌کنند که شایع‌ترین فرم آن، فرم پلاکی مزمن است. در این فرم پوست دچار پلاک‌های قرمز با پوسته‌های سفید نقره‌ای می‌شود که می‌توانند خارش‌دار هم باشند. ویژگی ضایعات بیماری پلاک‌های مزمن، ضایعاتی با حدود مشخص به رنگ قرمز تند همراه با پوسته (خصوصاً در سطح انتهای اندام‌ها و سر) می‌باشد [۱]. ضایعات پسوریازیس دارای سه مشخصهٔ آشکار پوسته‌ریزی، ضخامت و قرمزی است [۲] (شکل ۱).

شکل ۱: نمونهٔ پلاک‌های پوستی بیماری

برای اندازه‌گیری میزان بهبود بیماری از استاندارد PASI استفاده می‌شود که در این مقیاس از چهار فاکتور مختلف برای اندازه‌گیری استفاده می‌گردد. ضخامت پوست، پوسته‌ریزی، قرمزی پوست و مساحت پوست برای به‌دست آوردن میزان بهبود در این بیماری در سر، بالاتنه، دست‌ها و پاها مورد بررسی قرار می‌گیرند که به‌صورت دیدن ناحیه و باتوجه به نظر پزشک است [۳] و به همین علت موجب اعمال سلیقهٔ شخصی در اندازه‌گیری و به‌دست آوردن نتایج متفاوت برای پلاک‌های یکسان توسط متخصصان مختلف می‌باشد. با توجه به این امر به روشی برای تشخیص بهتر و عدم اعمال سلیقهٔ شخصی در محاسبهٔ استاندارد PASI نیاز وجود دارد. بنابراین روش‌های مبتنی بر پردازش تصویر برای محاسبهٔ نواحی آسیب‌دیده با استفاده از تصاویر بیماران ارائه شده‌اند [۸-۴].

دنی تاتو در مطالعهٔ خود از فضای رنگی CIELAB و پارامترهای HUE و CHROMA که از مؤلفه‌های این فضا به‌دست می‌آید و از به‌دست آوردن مرکز ثقل این دو مؤلفه جهت تفکیک پلاک‌ها استفاده نموده است[۴]. در این روش جهت کاهش خطا به‌صورت دستی عمل می‌شود. مزایای این روش توانایی تشخیص لب، ابرو و موهای سر به‌صورت دستی است و معایب آن شامل عدم توانایی اندازه‌گیری پلاک‌های سفید-نقره‌ای، عدم توانایی تشخیص پوسته‌های مودار و عدم توانایی اندازه‌گیری در چهره است. احمد فدزیل و همکاران در تحقیق خود که توسعه‌یافتهٔ روش اول است، جهت بهبود از مؤلفهٔ روشنایی L^* استفاده نموده‌اند که در تشخیص نقاط مودار بهتر عمل می‌کند ولی در بقیهٔ موارد بهبود حاصل نشده است. مزایای این روش تشخیص لب، موی سر، ابرو به‌صورت دستی، کاهش خطاها با انتخاب نمونه به‌صورت دستی و کاهش نور به‌صورت دستی (کاهش خطای به‌وجودآمده در قسمت‌های مودار به میزان قابل توجهی) است و دارای معایب عدم

[Downloaded from icml.ir on 2025-08-28]

توانایی تشخیص پلاک‌های سفید-نقره‌ای، عدم توانایی اندازه‌گیری پوست‌های مودار و عدم خودکار بودن است [۵]. جنسن و همکاران در مطالعهٔ خود از فیلتر گابور و کلاس‌بندی با استفاده از شبکه‌های عصبی استفاده نموده‌اند که قادر به اندازه‌گیری پلاک‌های پوستی نیست. معایب آن عدم توانایی اندازه‌گیری پلاک‌های سفید-نقره‌ای و عدم تشخیص در نقاط مودار است[۶]. رونینگ و همکاران در مطالعهٔ خود از آستانه‌گیری و تفکیک تصویر به پنجره‌های با اندازهٔ مشخص استفاده نموده‌اند. که این روش باتوجه به آستانه‌گیری متغیر در بعضی نقاط، پلاک‌ها و ضایعات را از تصویر حذف می‌کند و در بعضی از نقاط پوست را به‌عنوان بیماری تشخیص می‌دهد. معایب آن عدم توانایی در اندازه‌گیری پلاک‌های کوچک، حذف بیماری به‌علت عدم آستانه‌گیری درست و تشخیص نویز به‌عنوان بیماری است.[۷] احسان زارع بیدکی و همکاران در تحقیق خود از آستانه‌گیری با استفاده از روش KMEANS در فضای رنگی YCbCr و پرکردن نواحی استفاده کرده‌اند. مزیت آن بهبود نسبت به روش‌های دیگر و معایب آن تعیین نقاط پوست به‌عنوان بیماری در حین پرکردن تصویر نواحی است که شامل پوست سالم و آسیب دیده است و عدم دقت در تشخیص لبهٔ نواحی می‌باشد[۸].

در روش معرفی شده در این مقاله باتوجه به ویژگی مشخص بودن حدود ضایعات پلاک‌ها و تفاوت رنگ آن‌ها در رنگ قرمز از فضاهای رنگی CIELAB و RGB و باتوجه به وجود مرز در بیماری و پوست از روش تشخیص لبه استفاده شده است. مبنای روش ارائه شده الگوریتم تشخیص لبهٔ Canny می‌باشد که باتوجه به نیاز تغییراتی برروی آن صورت گرفته است. در ادامه ابتدا روش پیشنهادی را بررسی می‌کنیم و سپس نتایج شبیه‌سازی‌ها را که در آن‌ها دقت روش پیشنهادی بررسی شده است و همچنین با دو روش دیگر مقایسه شده است، ارائه می‌نماییم و در نهایت مقاله با جمع‌بندی نتایج، خاتمه می‌یابد.

روش پیشنهادی

در این تحقیق از تصاویری که از بیماران پوستی تحت نظر متخصص پوست در بیمارستان امام‌خمینی(ره) گرفته شده، استفاده گردیده‌است. تصاویر مورد بررسی از۴۰ بیمار دارای پراکندگی پوستی ایران با پوست‌های به رنگ روشن، متوسط و تیره از نواحی سر، دست، پا و بدن بیماران برمبنای استاندارد PASI در بیمارستان و تحت نظر پزشک متخصص پوست تصویربرداری شده است. این تصاویر دارای پشت زمینهٔ آبی بوده و برای هر بیمار نتایج قبل و بعد از درمان نیز تصویربرداری شده است. برای محاسبهٔ میزان بهبود بیماری از استاندارد شاخص سختی و سطح پسوریازیس (PASI) استفاده می‌شود. فرمول PASI در زیر نحوهٔ محاسبهٔ آن را نشان می‌دهد [۴].

$$PASI = 0.1(R_h + T_h + S_h)A_h + 0.2(R_u + T_u + S_u)A_u + 0.3(R_t + T_t + S_tA_t + R_l + T_l + S_lA_l) \quad (۱)$$

در رابطهٔ (۱) که برای محاسبهٔ درجهٔ PASI به‌کار می‌رود، A بیانگر سطح، R بیانگر قرمزی، T بیانگر ضخامت پوست و S بیانگر پوسته می‌باشد و l, t, u, h به‌ترتیب سر، دست، بالاتنه و پاها است. پس از محاسبهٔ استاندارد با توجه به جدول زیر درجه مشخص می‌شود. جدول ۱ درجهٔ PASI را برای سطح پلاک‌های پوستی نشان می‌دهد[۵].

پس از اندازه‌گیری برای PASI عددی بین ۰ تا ۷۲ به‌دست می‌آید که میزان شدت بیماری را مشخص می‌کند.

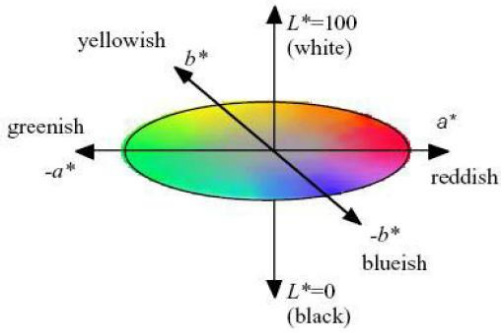
جدول ۱: درجهٔ PASI

درجهٔ PASI (A)	پوشش پلاک‌ها (درصد)
۰	۰
۱	۱۰<
۲	۱۰-۳۰
۳	۳۰-۵۰
۴	۵۰-۷۰
۵	۷۰-۹۰
۶	۹۰-۱۰۰

تصاویر، طبق الگوریتم زیر مورد بررسی قرار می‌گیرند:

۱ - ورود تصویر
۲ - پردازش جهت جداسازی تصویر از پشت زمینه
۳ - انتقال به فضای رنگی CIELAB
۴ - اعمال فیلتر جهت یکپارچگی تصویر
۵ - اعمال روش تشخیص لبه
۶ - آستانه‌گیری دستی
۷ - محاسبهٔ مساحت بیماری

فضای رنگی به‌کاررفته در این پژوهش، فضای رنگی CIELAB است. مدل رنگی CIELAB شباهت زیادی با سیستم بینایی انسان دارد و به‌صورت گسترده‌ای برای اندازه‌گیری دو رنگ متفاوت استفاده می‌شود. این فضای رنگی به‌صورت سه‌بعدی است و دارای سه محور L (محدودهٔ روشنایی بین ۰ تا ۱۰۰) و a (محدودهٔ رنگ‌های قرمز و سبز) و b (محدودهٔ رنگ‌های آبی و زرد) می‌باشد که در شکل ۲ قابل مشاهده است [۹].



شکل۲: نمودار فضای رنگی CIELAB

[Downloaded from icml.ir on 2025-08-28]

برای‌اینکه بتوانیم یک تصویر را در این فضا برروی این محورها نشان دهیم باید مؤلفه‌های تصویر را که در سیستم RGB تعریف شده‌اند به فضای رنگ CIELAB تبدیل کنیم. دو مرحله برای تبدیل تصویر از sRGB (مؤلفه‌های RGB نرمالیزهٔ تصویر) به CIELAB وجود دارد. در مرحلهٔ اول تصویر sRGB با استفاده از رابطهٔ خطی (۲) به فضای رنگی CIE-XYZ انتقال می‌یابد. سپس تصویر حاصل در فضای رنگی CIE-XYZ با استفاده از رابطهٔ (۳) به فضای CIELAB انتقال پیدا می‌کند[۴].

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.4124 & 0.3576 & 0.1805 \\ 0.2126 & 0.7152 & 0.0722 \\ 0.0193 & 0.1192 & 0.9505 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R_{sRGB} \\ G_{sRGB} \\ B_{sRGB} \end{bmatrix} \quad (۲)$$

در رابطهٔ (۲) مقادیر R_{sRGB} , G_{sRGB} , B_{sRGB} مقادیر بین صفر و یک(نرمالیزه) هستند که از مؤلفه‌های RGB تصویر به‌دست آمده‌اند[۴].

$$\begin{aligned} L^* &= 116(Y/Yn)1/3-16 \\ a^* &= 500[(X/Xn)1/3-(Y/Yn)1/3] \\ b^* &= 200[(X/Xn)1/3-(Z/Zn)1/3] \end{aligned} \quad (۳)$$

که در رابطهٔ (۳) X_n و Y_n و Z_n مقادیر سه‌گانهٔ محرک از منبع نور با مرجع نوری هستند.

در این فضای رنگی یک سری مقادیر دیگر نیز می‌توان از مقادیر به‌دست‌آمده در فضای رنگی CIELAB به‌دست آورد. این دو پارامتر سرشت رنگ[1] و غلظت رنگ‌های[2] موجود در تصویر می‌باشد که برای تفکیک زخم‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد این مقادیر از رابطهٔ (۴) به‌دست می‌آیند [۴و۱۰].

$$\begin{aligned} h_{ab} &= \tan^{-1}(b^*/a^*) \\ c^*_{ab} &= \sqrt{a^{*2} + b^{*2}} \end{aligned} \quad (۴)$$

در روش پیشنهادی ابتدا با توجه به آبی بودن زمینهٔ تصاویر گرفته شده از مؤلفهٔ b* از فضای رنگی CIELAB برای حذف پشت زمینه و جداسازی تصویر استفاده می‌کنیم (شکل ۳) .

الف ب ج

شکل ۳.انتخاب ناحیهٔ مورد علاقه الف) تصویر اصلی ب) تصویر بهینه سازی شده ج) انتخاب ناحیهٔ مورد علاقه

در مرحلهٔ بعد جهت حذف نقاط زاید از تصویر از رابطهٔ (۶) در فضای رنگی RGB استفاده می‌کنیم. با استفاده از این رابطه می‌توان نقاط زاید در صورت، لب‌ها، چشم و مو را تا حد بسیاری به‌صورت خودکار حذف نمود. که در شکل ۴ نمونه‌ای از این عمل برروی صورت مشاهده می‌شود [۱۳].

$$R > 95, G > 40, B > 20, Max\{R,G,B\} - Min\{R,G,B\} < 15, |R-G| > 15, R > G, R > B \quad (۵)$$

الف ب

شکل۴: حذف نویز از تصویر الف) تصویر اصلی ب) حذف مو، چشم و ابرو از تصویر اصلی

پس از این مراحل تصویر را به‌علت قابلیت تشخیص تفاوت رنگ قرمز در این مؤلفه و تفاوت پوست با پلاک‌ها در رنگ قرمز به مؤلفهٔ A فضای رنگی CIELAB انتقال می‌دهیم. در شکل ۵ نمونه‌ای از این انتقال مشاهده می‌شود.

الف ب

شکل ۵: الف) تصاویر اصلی ب) تصاویر در به مؤلفه A فضای رنگیCIELAB (تصاویر جهت مشاهده روشن شده‌اند)

در ادامه، روش ما بر مبنای الگوریتم تشخیص لبهٔ Canny است که به تفصیل توسط جان کنی به آن پرداخته شده است[۱۲]. این الگوریتم با توجه به مقایسهٔ انجام شده توسط رامان ماینی و همکاران دارای بهترین کارآیی نسبت به بقیه در نقاطی که نویز وجود دارد، می‌باشد و عیب آن کندی این روش است[۱۳]. این روش را با توجه به نیاز خود انطباق می‌دهیم. مراحل الگوریتم Canny برطبق مطالعات جان کنی به‌ترتیب زیر است:

۱. صاف کردن تصویر با فیلتر گاوسی
۲. محاسبهٔ مشتق تصویر فیلتر شده
۳. پیداکردن اندازه و جهت شیب
۴. اعمال سرکوب غیرحداکثری
۵. اعمال آستانه‌گیری دوگانه

در اولین مرحله برای صاف کردن تصویر از فیلتر گاوسی استفاده می‌شود. در صورت انجام این مرحله به علت بلورکردن تصویر، باعث یکپارچگی تصویر و ادغام بعضی از پلاک‌ها به‌عنوان نویز با پوست و حذف آن می‌شود. این مرحله از الگوریتم حذف می‌شود و به‌جای آن از فیلتر میانگین با اندازهٔ پنجرهٔ ۱۳×۱۳ استفاده می‌کنیم [۱۴]. که استفاده از این فیلتر باعث کاهش و حذف اثر نویز مو از بدن می‌شود. در شکل ۶ نمونه‌ای از این تبدیل را مشاهده می‌کنیم.

الف ب

[1] .Hue
[2] .Chroma

[Downloaded from icml.ir on 2025-08-28]

شکل۶: الف) تصویر در مؤلفهٔ A فضای رنگیCIELAB ب) تصویر پس از اعمال فیلتر میانه (تصاویر جهت مشاهده روشن شده‌اند)

مرحلهٔ دوم این روش محاسبهٔ مشتق تصویر به‌دست آمده با استفاده از ماتریس سوبل ارائه شده در شکل ۷ است که عیناً اعمال می‌شود[۱۲].

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

$$|G| = |G_x| + |G_y|$$

شکل ۷: ماتریس سوبل و رابطهٔ شیب

که تصویر پس از اعمال این مرحله و اعمال سرکوب غیرحداکثری به‌صورت شکل زیر به‌دست می‌آید (شکل ۸).

الف ب

شکل ۸: الف)تصویر فیلتر میانه ب) تصویر پس از اعمال ماتریس و سرکوب غیرحداکثری(تصاویر جهت مشاهده روشن شده‌اند)

در مرحلهٔ سرکوب غیرحداکثری همسایگی یک پیکسل پس از اعمال فیلتر درنظر گرفته می‌شود و تمام پیکسل‌های کوچک‌تر از آن در همسایگی آن حذف می‌شود که شرح این عملیات در [۱۲] آمده است. استفاده از این کار باعث حذف لبه‌های نادرست از تصویر می‌شود. در روش پیشنهادی مرحلهٔ پیداکردن اندازه و جهت شیب و اعمال آستانه‌گیری دوگانه به‌علت نیاز به محاسبهٔ مساحت پلاک موجود و نه مشخص کردن لبه، حذف می‌شود و به‌جای آن مرحلهٔ آستانه‌گیری دستی اعمال شده است. نتیجهٔ به‌دست آمده از اجرای این الگوریتم در شکل ۹ نمایش داده شده است.

الف ب

شکل ۹: الف) تصویر پس از اعمال ماتریس و سرکوب غیرحداکثری ب) تصویر پس از آستانه‌گیری

نتیجهٔ اجرای روش پیشنهادی برروی صورت در شکل ۱۰ آورده شده‌است.

شکل ۱۰: الف) تصویر اصلی ب) تصویر نهایی پس از اجرای روش

بررسی دقت روش پیشنهادی

تا اینجا ناحیهٔ بدن انسان و پس‌زمینه و پس از آن ناحیه‌های پوستی و پلاک‌های پوستی از هم تفکیک شدند. تصاویر به‌دست آمده از نوع سیاه و سفید هستند. در تصاویر به‌دست آمده در تفکیک اولیه برای به‌دست آوردن ناحیهٔ ROI، رنگ سفید نشان‌دهندهٔ ناحیهٔ ROI و رنگ سیاه نشان دهندهٔ پیکسل‌های پس‌زمینه است. در پردازش بعدی یعنی به‌دست آوردن پلاک‌ها رنگ سفید مربوط به پلاک‌های پوستی است و رنگ سیاه مربوط به پس‌زمینه و پوست سالم است بنابراین می‌توانیم تعداد پیکسل‌های پلاک و سطح بدن را داشته باشیم و درصد پوشش پلاک‌ها را مشخص کنیم سپس براساس جدول ۱ میزان PASI در سطح که عددی بین ۱تا۶ است، به‌دست می‌آید. روش ذکرشده برروی تصویر از بیمار آزمایش شده‌است. نتایج به‌دست‌آمده با تصاویر مرجع که پلاک‌ها به‌صورت دستی در آن جدا شده‌اند، مقایسه شده و پس از آن دقت و صحت کار به‌دست آمده‌است. در نهایت، دقت و صحت به‌دست آمده در یک جدول با روش‌های گذشته مقایسه شده است.

این پژوهش یکی از پارامترهای PASI، سطح پلاک‌های پوستی را اندازه‌گیری می‌کند. برای محاسبهٔ سطح در استاندارد PASI ابتدا باید تعداد پیکسل‌های ناحیهٔ مورد علاقه و سپس تعداد پیکسل‌های پلاک‌های پوستی را به‌دست آوریم. بعد از آن با توجه به رابطهٔ (۴-۱) درصد پوشش پلاک‌های پوستی برروی بدن را با استفاده از رابطهٔ (۶) به‌دست می‌آوریم [۴].

$$\text{درصد پوشش} = \frac{\text{تعداد پیکسلهای پلاک پوستی}}{\text{ناحیه مورد علاقه}} \quad (۶)$$

برای به‌دست آوردن دقت و صحت انجام کار باید مقادیر زیر را به‌دست آورد:

- مثبت درست: تعداد پیکسل‌هایی که مربوط به پلاک‌های پوستی هستند و به‌صورت درست انتخاب شده‌اند.

[Downloaded from icml.ir on 2025-08-28]

- منفی درست: تعداد پیکسل‌هایی که مربوط به پوست هستند و به‌صورت درست انتخاب شده‌اند.
- مجموع مثبت: تعداد پیکسل‌های پلاک‌های پوستی که از روی تصویر مرجع به‌دست می‌آید.
- مجموع منفی: تعداد پیکسل‌های پوست که از روی تصویر مرجع به‌دست می‌آید.

پس از محاسبهٔ مقادیر بالا با توجه به رابطهٔ (۷) صحت کار به‌دست می‌آید [۴،۱۵و۱۶].

$$\text{صحت کار} = \frac{\text{منفی درست}+\text{مثبت درست}}{\text{مجموع منفی}+\text{مجموع مثبت}} \quad (۷)$$

صحت کار به‌دست آمده از ۲۰ تصویر انتخابی از پایگاه داده‌ها در جدول ۲ آورده شده است.

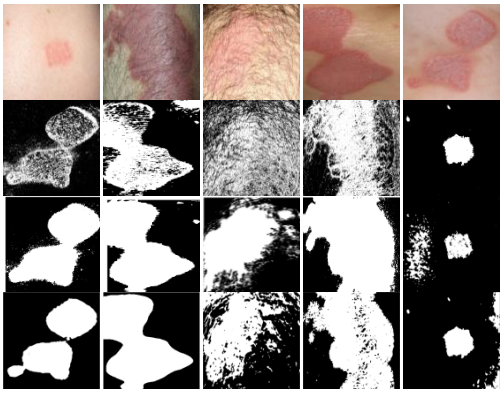
جدول۲: جدول ارزیابی

صحت(درصد)	منطقه	بیمار	حالت پوست
۸۰/۷۸	سر	۱	بدن با نویز کم
۹۳/۲۴	کمر	۱	
۹۲/۴۷	سینه	۱	
۹۲/۱۵	دست‌ها	۱	
۹۱/۲۳	پاها	۱	
۸۹/۴۷	سر	۲	
۹۶/۸۹	کمر	۲	
۹۴/۴۵	سینه	۲	
۹۶/۵۸	کمر	۳	بدن‌های دارای نویز
۹۱/۱۷	سینه	۳	
۹۲/۱۴	دست‌ها	۳	
۹۲/۴۵	کمر	۴	
۹۳/۲۱	سینه	۴	
۷۹/۱۲	سر	۵	
۸۰/۲۱	سینه	۵	
۸۶/۱۲	دست‌ها	۵	
۸۹/۱۲	پاها	۵	
۹۲/۲۰	کمر	۶	
۹۶/۴۹	پاها	۶	
۸۹/۹۲	پاها	۶	

جدول ۲ نتایج به‌دست آمدهٔ صحت کار با استفاده از رابطهٔ ۸ را برروی تصویر بیماران نشان می‌دهد. در جدول ۲ قسمت دوم مربوط به بدن‌هایی است که دارای نویز از قبیل مو می‌باشند. همان‌طور که در جدول ۲ دیده می‌شود، دقت به‌دست آمده برای تصویر بیشتر ۹۰ درصد است و برای سه تصویر دیگر نیز از ۸۰ درصد بیشتر است. این دقت بالا بیانگر این است که این روش می‌تواند به‌عنوان یک ابزار قابل اعتماد برای اندازه‌گیری پارامتر سطح در استاندارد PASI مورد استفاده قرار گیرد.

مزایای روش پیشنهادی شامل حذف نویز و مو از تصاویر، کاملاً خودکار بودن، مستقل بودن از تصویر، دارای روش الگوریتمی، قابلیت اطمینان برای تشخیص درجهٔ PASI و دارا بودن میزان خطای قابل قبول در اطراف پلاک‌های پوستی می‌باشد.

نتایج مقایسهٔ این روش با روش‌های انجام شده در کارهای قبلی برروی پایگاه دادهٔ مورد بررسی در این مقاله در زیر آمده است. از مقایسهٔ روش‌های ارائه شده در برخی نمونه‌های بررسی‌شده نتایج شکل ۱۱ حاصل شده است. روش [۴] در تشخیص تصاویر مودار و پلاک‌های پوستی دچار مشکل است و توانایی تشخیص دقیق ناحیهٔ پوستی را دارا نیست. روش ارائه شده در [۸] نسبت به روش‌های دیگر برای درمان پلاک‌های پوستی و نواحی مودار دارای بهبود بیشتری است ولی به‌علت آنکه روش ارائه‌شده در آن از پرکردن نواحی تصویر برای تعیین پلاک‌های پوستی استفاده می‌کند در جاهایی که داخل ناحیهٔ آسیب دیده پلاک نباشد و پوست باشد آن را به علت قرار گرفتن در ناحیهٔ بیماری به‌عنوان بیماری محسوب می‌کند و همچنین برخی نواحی پوستی را به‌عنوان بیماری درنظر می‌گیرد. روش پیشنهادی توانایی تشخیص مرز را دارا است و در پوست‌های مودار نیز به درستی عمل می‌کند و همچنین توانایی تشخیص پوست‌های احاطه شده در پلاک‌ها را به‌عنوان پوست دارا است. این روش دارای قابلیت تشخیص پلاک می‌باشد. در جدول ۳ نتایج مقایسهٔ ارزیابی صحت روش انجام‌شده با روش ارائه‌شده در [۴] نشان داده شده است.



شکل ۱۱: مقایسه با روش‌های دیگر الف)تصاویر اصلی.ب)روش [۴] ج)روش [۸] د) روش پیشنهادی

جدول۳:جدول ارزیابی روش پیشنهادی با روش ارائه شده در[۸]

عکس اصلی	مقاله ارائه شده در[۸]	روش پیشنهادی
نمونهٔ ۱	۸۹/۵۴	۹۹/۳۳
نمونهٔ ۲	۶۱/۵۲	۷۸/۷۷

[Downloaded from icml.ir on 2025-08-28]

نمونهٔ ۳	۷۹/۳۰	۹۴/۵۶
نمونهٔ ۴	۸۴/۱۵	۸۶/۲۳
نمونهٔ ۵	۵۰/۷۶	۷۸/۱۶
نمونهٔ ۶	۷۸/۸۸	۸۱/۳۰
نمونهٔ ۷	۶۲/۶۹	۷۶/۷۶
نمونهٔ ۸	۷۷/۴۳	۹۰/۴۹
نمونهٔ ۹	۸۹/۷۲	۹۰/۲۶
نمونهٔ ۱۰	۹۴/۰۵	۹۵/۰۹
نمونهٔ ۱۱	۸۷/۹۱	۹۲/۵۹
نمونهٔ ۱۲	۶۶/۵۸	۸۹/۱۷
نمونهٔ ۱۳	۸۶/۳۵	۸۶/۷۸
نمونهٔ ۱۴	۸۷/۹۳	۹۲/۴۷
نمونهٔ ۱۵	۹۷/۸۶	۹۳/۶۹

نتیجه‌گیری

در این مقاله روشی برای اندازه‌گیری یکی از پارامترهای PASI سطح پلاک‌های پوستی ارائه شده است. برای انجام این تحقیق ابتدا تصاویر پایگاه داده در بیمارستان امام خمینی(ره) تهران توسط متخصص پوست تهیه و تفکیک شده‌اند. این تصاویر از قسمت‌هایی از بدن بیماران که دارای ضایعهٔ پسوریازیس بودند، تهیه شده‌است. پس‌زمینه در زمان تصویربرداری به رنگ آبی انتخاب شده است. باتوجه به نحوهٔ شبیه‌سازی، استقلال از فرمت تصویر در این روش وجود دارد ولی تمام محاسبه‌ها در فرمت‌های مختلف تصویر به صورت پیکسل به پیکسل و به فرمت بیت نگاشت صورت می‌گیرد. با این نحوهٔ خواندن تصاویر، تمام تصاویر در شبیه‌سازی توسط سه مؤلفهٔ فضای رنگی RGB مورد بررسی قرار می‌گیرند و درواقع تصویر به فضای RGB نگاشت می‌شود. با داشتن پارامترهای RGB به‌راحتی می‌توان مقادیر را در فضای رنگی CIELAB به‌دست آورد. در این پژوهش برای استخراج اطلاعات از تصاویر از فضای رنگی CIELAB استفاده شده است. در این فضای رنگی از مؤلفهٔ A استفاده شده است.

یکی از مزایای مهم این پژوهش حذف خودکار موی سر، چشم و نویزهای موجود است. ولی در بعضی از موارد مانند نوک سینه که شباهت زیادی به بیماری دارد باید به‌صورت دستی عمل نمود که مشابه با روش‌های ارائه‌شده در بقیهٔ کارها می‌باشد که می‌توان با تشخیص رنگدانه‌های پوستی نیز آن‌ها را تشخیص داد. از این تصاویر سطح خاکستری می‌توان برای استخراج اطلاعات از تصویر استفاده نمود. در این پژوهش به‌علت وجود تفاوت در رنگ قرمز در پوست از پارامتر قرمز A در این فضای رنگی استفاده شده است. پس از به‌دست آوردن تصویر سطح خاکستری نوبت به استخراج ویژگی‌های تصویر و به‌دست آوردن اطلاعات و اجزای تصویر به‌صورت جداگانه است. برای تشخیص قسمت‌های مختلف تصویر و جداسازی از روش الگوریتم تشخیص لبهٔ Canny تغییر یافته استفاده شده است با استفاده از این روش بافت‌نگار تصویر برای تشخیص لبه بهبود می‌یابد. در نهایت، قسمت‌های تشخیص داده‌شدهٔ تصویر به‌دست آمده برای محاسبهٔ تصویر بهینه‌سازی می‌شود.

نتایج به‌دست آمده از این روش بر مبنای روش تشخیص لبه است که در مراحل مختلف دچار تغییرات تا حدی اساسی شده‌است. می‌توان با بهبود تصویربرداری و رعایت استانداردهای خاصی برای تصویربرداری مانند محیط تصویربرداری، حذف نورهای زاید، تراشیدن موی بدن، استفاده از چشم‌بند مشکی در تصاویر و کلاه مشکی برروی سر، استفاده از پشت‌زمینهٔ ثابت با رنگ مشخص تا حد زیادی نتایج به‌دست آمده را بهبود بخشید. باتوجه به مشخص بودن لبهٔ بیماری از پوست و وابستگی رنگ نوع پلاک‌ها به رنگ پوست می‌توان با مطالعهٔ جامع‌تر در زمینهٔ پزشکی و پوست به اطلاعات کامل‌تری از آن دست یافت. پس از بررسی تصاویر بیماران با این روش در ۶۵ درصد موارد دقت تشخیص تصویر بالای ۹۰ درصد، در ۳۰ درصد ببن ۸۰ تا ۹۰ درصد و در ۵ درصد بین ۷۰ تا ۸۰ درصد می‌باشد. این روش در مقایسه با روش ارائه شده در [۸] از ۱۵ نمونهٔ مورد بررسی در ۱۴ مورد دقت بیشتری را دارا می‌باشد.

References

1. Menter A, Korman NJ, Elmets CA, Feldman SR , Gelfand JM, Gordon KB, Gottlieb A, Koo JYM, Lebwohl M, Lim HW. VanVoorhees AS, Beutner KR, Bhushan R, Guidelines of care for the management of psoriasis and psoriatic arthritis: Section 5. Guidelines of care for the treatment of psoriasis with phototherapy and photochemotherapy. Journal of the American Academy of Dermatology 2010; 62(1): 114-35.
2. James WD, Berger T. Andrews' Diseases of the Skin: Clinical Dermatology. Saunders W.B, 10th edition, 2006.
3. OKUN Martin M. Psoriasis Area and Severity Index : Nuts and bolts of measuring disease severity in psoriasis"Clinics in dermatology ISSN 0738-081X, Immunology Development, vol. 26, pp. 653-656, Abbott Laboratories, Abbott Park, IL 60064-6149, ETATS-UNIS,2008.
4. Ihtatho D, Fadzil MHA. Automatic PASI Area Scoring., International Conference on Intelligent and Advanced Systems, Kuala lampur 2007; 819-22.
5. Fadzil MHA, Ihtatho D, Affandi AM, Fadzil SHH, Area assessment of psoriasis lesions for PASI scoring. Journal of Medical Engineering & Technology 2009; 33(6): 426 –36.
6. Gomez DD, Jensen TK, Darkner S, Carstensen JM. Automated visual scoring of psoriasis, Informatics and Mathematical Modelling 2002: 1-8.
7. Röning J, Jacques R, Kontinen JU. Area Assessment of Psoriatic Lesions based on Variable

[Downloaded from icml.ir on 2025-08-28]

Thresholding and Subimage Classification, Vision Interface, Canada 1999: 303-11.
8. ZarehBidaki E, Zargari F, Mansori P, Malekian A, Najafizadeh P. Assessment of PASI in psoriasis with image processing. laser in medicine spring 2010; 7(1 (35)): 14-9.
9. Ohno Y. CIE Fundamentals for Color Measurements, in IS&T NIP16 Conference, 2000: 540-5.
10. Fadzil MHA, Ihtatho D, Affandi AM, Hussein SH. Objective assessment of psoriasis erythema for PASI scoring. Engineering in Medicine and Biology Society 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, 2008: 4070 –3.
11. Nallaperumal K, Ravi SRK, Selvakumar A, Lenin F, SeldevChristopher C, NelsonKennedy B, Vinsley SS. Skin Detection Using Color Pixel Classification with Application to Face Detection: A Comparative Study, ICCIMA 2007: 436-41.
12- Canny J. A computational approach to edge detection. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, PAMI. 1986; 8(6):679–98.
13. Maini R, Aggarwal H. Study and Comparison of Various Image Edge Detection Techniques, International Journal of Image Processing 2009; 3(1): 1 – 11.
14. Dutta S, Chaudhuri BB. A Color Edge Detection Algorithm in RGB Color Space. artcom, International Conference on Advances in Recent Technologies in Communication and Computing 2009; 337-40.
15. Chai D, Bouzerdoum A. A Bayesian Approach to Skin Color Classification in YCbCr Color Space, In Proc Of IEEE Region Ten Conference 1999; 2: 421-4.
16. Fawcett T. An introduction to ROC analysis, Pattern Recognition Letters 2006; 27: 861-74.

[Downloaded from icml.ir on 2025-08-28]