مقاله پژوهشی

لیزرپزشکی؛ ۱۳۸۹، دوره ۷، شماره ۱، صفحات: ۲۷-۲۰.

توسعه یک سیستم تصویربرداری اپتیکی بر مبنای نور قطبیده و پلاریزاسیون جهت ارزیابی ضایعات پوستی

امید صراف زاده [۱]
محمد حسین میران بیگی [۲]
پروین منصوری [۳]
پژمان قاسمی [٤]

[۱]دانشجوی مهندسی پزشکی، کارشناسی ارشد، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
[۲]عضو هیأت علمی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
[۳]عضو هیئت علمی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، رئیس بخش پوست بیمارستان امام خمینی (ره)
[۴]دکتری مهندسی پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

نویسنده مسئول: امید صراف زاده
پست الکترونیک: o.sarrafzade@gmail.com

خلاصه

مقدمه: بخشی از نور قطبیده خطی که به پوست تابانده می‌شود، توسط لایه‌های سطحی متفرق شده و به سرعت توسط فیبرهای کلاژن و ذرات تفرق‌دهنده موجود در پوست، دپلاریزه می‌شود. تفکیک چنین نور تفرق سطحی از کل نور انعکاسی امکان‌پذیر است.

روش بررسی: برای این منظور دو تصویر توسط سیستمی که شامل یک پلارایزر خطی در مقابل دوربین (آنالایزر) و یک پلارایزر خطی در مقابل منبع نور است، اخذ می‌شود. تصویر اول Ipar است که در تشکیل آن، جهت پلارایزر با آنالایزر موازی می‌باشد.

یافته‌ها: تصویر دوم Iper است که در تشکیل آن، جهت پلارایزر عمود بر جهت آنالایزر است. تصویر Pol=(Ipar- Iper) / (Ipar+ Iper) که بر مبنای نسبت پلاریزاسیون است تشکیل می‌شود.

نتیجه گیری: نشان داده شده است که تصویر Pol امکان استخراج مرز ضایعات را با خطای کمتری فراهم می‌آورد. و همچنین تفسیر کیفی آن در ارزیابی بیماری‌های پوستی و بررسی روند درمان مفید است.

واژه های کلیدی: سیستم تصویربرداری نوری، پلاریزاسیون، نور قطبیده، ضایعات پوستی.

مقدمه

در سال‌های اخیر مطالعات نشان می‌دهند که نور قطبیده ما را قادر به فراهم آوردن ابزارهای غیرتهاجمی برای تشخیص آسیب‌های پوستی از قبیل ضایعات رنگدانه‌ای و غیر رنگدانه‌ای بدخیم می‌سازد [۲،۳ و ۱].

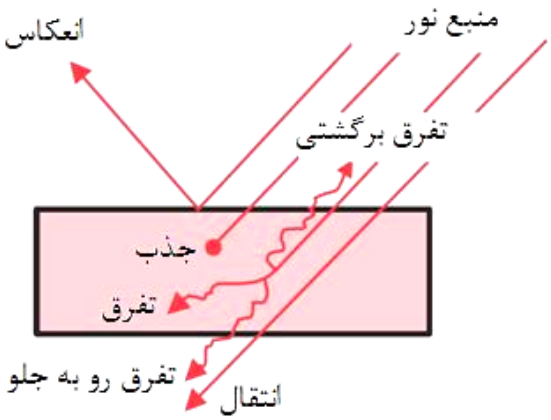
وقتی یک پرتوی نور با پوست برخورد می‌کند، درصد کمی از آن توسط لایه‌های خارجی منعکس شده و بقیه پرتو در بافت نفوذ می‌کند که توسط آب، هموگلوبین و ملانین جذب یا پراکنده می‌شود و نهایتاً بخشی از نور قادر به عبور از میان پوست خواهد بود [۴]. این برهم‌کنش‌ها را می‌توانید در شکل شماره ۱ مشاهده کنید.

برای یک بافت مشخص، سهم متناسب با این پدیده‌های مختلف، توسط طول موج پرتوی تابشی کنترل می‌شود. در حقیقت به ازای جذب بیشتر، نفوذ کمتر نور به درون پوست را داریم. شکل شماره ۲ نشان می‌دهدکه انتخاب طول موج، در عمق نفوذ پرتوهای نوری که وارد پوست می‌شوند تأثیر می‌گذارد [۴].

درموسکوپی تکنیکی غیرتهاجمی برای بررسی ساختارهای آناتومیک رنگدانه‌ای اِپی‌دِرم، پیوند درم با اپی‌درم، پاپیلاری دِرم (سطحی از درم که دقیقاً زیر اِپی‌دِرم قرار گرفته است) و غیره می‌باشد که با چشم غیرمسلح قابل رؤیت نیست[۵]. همچنین ابزاری غیرتهاجمی که به روش درموسکوپی به مطالعه آسیب‌های پوستی می‌پردازد، درماسکوپ نام دارد. از درموسکوپی به نام‌های دیگری از جمله درماتوسکوپی، ذره بینی سطح پوست، ذره بینی اپی‌لومینانس و ذره بینی نور تابشی نیز در متون یاد می‌شود.

درموسکوپی در تشخیص آسیب‌های رنگدانه‌ای و غیررنگدانه‌ای پوست، با افزایش صحت و اطمینان پزشکان در تشخیص‌های بالینی، به عنوان یک ابزار ارزشمند شناخته شده است. تا سال‌های اخیر، درماسکوپ‌ها تنها از منابع نور غیرقطبیده برای پرتوافکنی به پوست استفاده می‌کردند؛ که مستلزم استفاده از واسط مایع و تماس مستقیم با پوست بین پوست و میدان دید است. با این روش، میزان نور انعکاسی، انکساری و تفرقی در سطح پوست کاهش می‌یابد که بدین طریق به ناظر اجازه می‌دهد تا ساختارهای زیر لایه شاخی اپی‌درم را تجسم کند. درماسکوپ‌های با نور غیرقطبیده، استانداردی برای دوره‌های آموزشی درموسکوپی و همچنین اخذ تصاویر درموسکوپی برای کتب درسی و نسخه‌های چاپی است [۶]. با این وجود، درماسکوپ‌های جدید تجاری که به‌تازگی معرفی شده‌اند، ویژگی‌های نور قطبیده متقاطع را بکار می‌گیرند. درموسکوپی با نور قطبیده بر خلاف درموسکوپی با نور غیرقطبیده، امکان به تصویر کشیدن

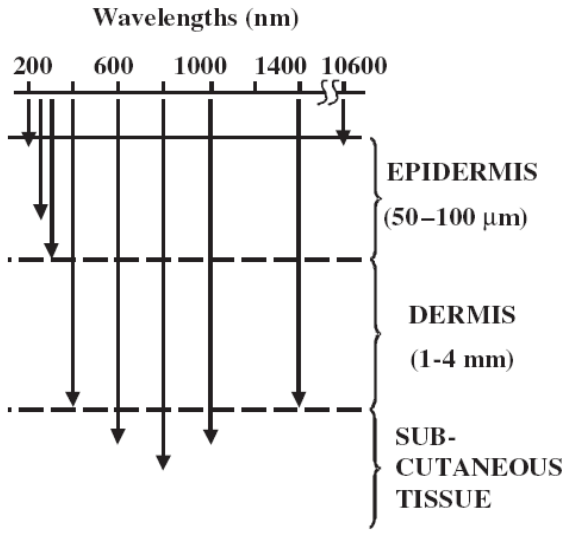
[Downloaded from icml.ir on 2026-10-31]



شکل ۱- پدیده‌های نوری ناشی از برهمکنش بافت با منبع نور

ساختارهای عمقی پوست بدون نیاز به واسط مایع و تماس مستقیم پوست با دستگاه را فراهم می‌آورد. درماسکوپ‌هایی که از نور قطبیده استفاده می‌کنند، قابلیت مشاهده پوست با (در درموسکوپی تماسی با نور قطبیده) یا بدون (در درموسکوپی غیرتماسی با نور قطبیده) واسط مایع و تماس مستقیم با پوست را دارند.

تحت شرایط نرمال به دلیل بزرگتر بودن ضریب شکست نوری لایه خارجی اِپی‌درم (۱/۵۵) نسبت به هوا (۱/۰)، اکثر نوری که به سطح پوست برخورد می‌کند منعکس می‌شود. در روش درموسکوپی با نور غیرقطبیده، این نور منعکس شده را توسط واسط مایع بین پوست و درماسکوپ کاهش می‌دهند. این واسط مایع، از نظر نوری، ضریب شکست قاب شیشه‌ای درماسکوپ (۱/۵۲) را با ضریب شکست لایه خارجی اپی‌درم تطبیق می‌دهد [۷]. با حذف لایه هوا بین پوست و درماسکوپ، مقدار نور انعکاسی از لایه خارجی اپی‌درم کاهش یافته (شکل شماره ۳، خط آبی) و نوری که به عمق پوست نفوذ می‌کند (شکل شماره ۳، خطوط قرمز و مشکی) افزایش می‌یابد. نوری که از



شکل ۲- جذب تابش های نوری توسط پوست [۴]

زیرِ لایه‌ی قرنیه‌گونِ پوست متفرق می‌شود (شکل شماره ۳، خطوط قرمز و مشکی)، امکان مشاهده مستقیم ساختارهای درموسکوپیک لایه‌های زیرین را می‌دهد. درموسکوپی با نور پلاریزه امکان کاهش نور انعکاسی از سطح را با بکارگیری دو پلارایزر با محورهای عبور عمود بر هم (متقاطع با زاویه ۹۰ درجه) فراهم می‌آورد. نوری که از پلارایزر می‌گذرد یک جهته بوده و توسط پلارایزر سمت آشکار ساز حذف می‌شود، مگر اینکه جهت پلاریزاسیونش تغییر کند. از آنجا که نور قطبیده انعکاسی از لایه‌های سطحی پوست (شکل شماره ۳، خطوط آبی و قرمز) جهت پلاریزاسیون اولیه خودش را حفظ می‌کند، توسط پلارایزر آشکارساز به طور کامل حذف می‌شود. نور قطبیده‌ای که در عمق پوست نفوذ می‌کند، قبل از اینکه پلاریزاسیونش تصادفی شود، به طور میانگین دستخوش ۱۰ رویداد تفرق می‌شود (شکل شماره ۳، خط مشکی).

نوری که در عمق بافت انتشار می‌یابد، معمولاً قبل از خروج بارها متفرق شده و تقریباً به‌طور کامل غیر قطبیده می‌شود. برای نوری که از سطح بافت اندکی متفرق شده، انتظار داریم تا جزئی از حالت پلاریزاسیون اولیه خود را حفظ کند. بنابراین با استفاده از تصویربرداری پلاریزاسیون، قادر به نمایش ساختارهای بافت سطحی و سطوح عمقی نیز هستیم.

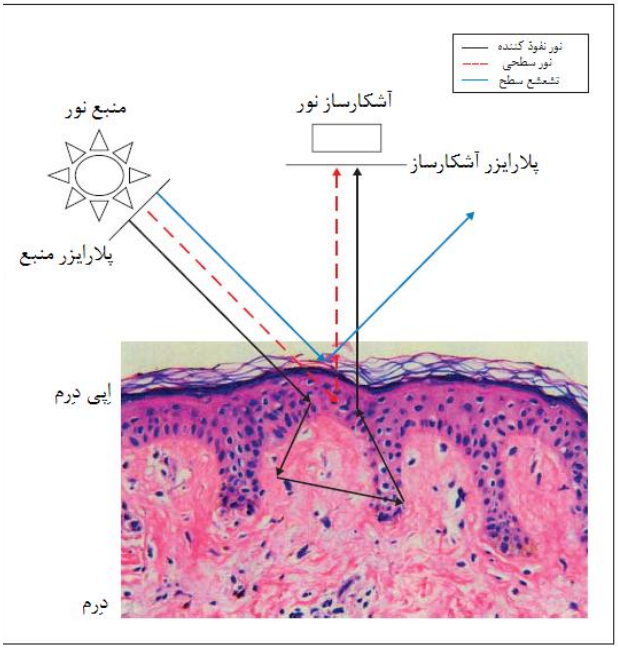
روش بررسی

در این تحقیق به منظور تصویربرداری از پوست با نور قطبیده، ابزاری تهیه شده که ساختار آن در شکل شماره ۴ آمده است. همانطور که در شکل شماره ۴ می‌بینید، منبع نور از ۸ دیود نوری دوار با نور سفید تشکیل شده است که طیف آنها ۵۰۰ تا ۷۰۰ نانومتر می‌باشد. با توجه به شکل شماره ۲، این طول موج برای نفوذ در عمق پوست مناسب است. این دیودها با زاویه نزدیک به صفر درجه نسبت به خط عمود بر سطح پوست پرتوافکنی می‌کنند. یک پلارایزر خطی قابل چرخش در جلوی دیودهای نوری قرار گرفته است که با چرخش آن می‌توان زاویه پلاریزاسیون نور تابشی به پوست را تغییر داد. نور پس از برهمکنش با بافت، به آشکار ساز می‌رسد. در مسیر آشکار ساز ابتدا یک لنز با قابلیت بزرگنمایی ۵۰ و ۲۰۰ برابر وجود دارد که وضوح تصویر به صورت دستی انجام می‌شود. بعد از لنز یک پلارایزر خطی ثابت قرار دارد که به پرتوهایی که جهت پلاریزاسیونشان موازی محور عبور پلارایزر است اجازه عبور می‌دهد و پرتوهایی را که جهت پلاریزاسیونشان عمود بر محور عبور پلارایزر است را حذف می‌نماید. از پلارایزر خطی ثابت که مقابل آشکارساز قرار می‌گیرد با نام آنالایزر هم یاد می‌شود. بعد از آنالایزر یک دوربین CCD[1] قرار گرفته که پرتوهای رسیده به آن را آشکار می‌کند. تصاویر با بزرگنمایی ۵۰ و رزولوشن

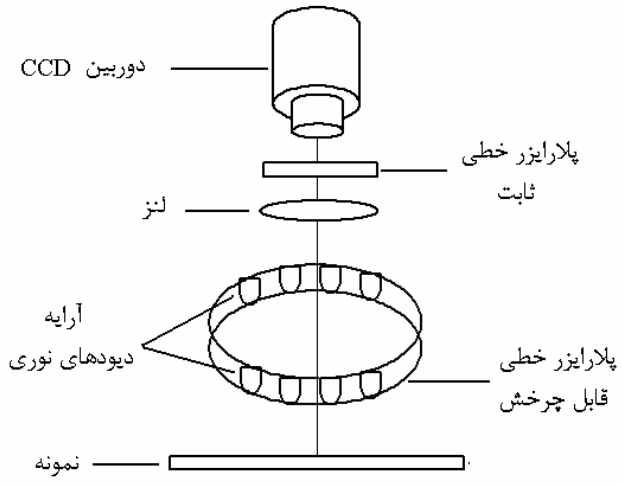
[1] Charge Coupled Device

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-31]

۴۸۰* ۶۴۰ اخذ شده‌اند. اطلاعات بیشتر در مورد سیستم تصویربرداری در [۸] موجود است.



شکل ۳- نور نفوذ کننده، نوری است که چندین بار متفرق شده است؛ نور سطحی نوری است که یکبار متفرق شده است؛ تشعشع سطح، انعکاس سپکولوم است که درخشندگی زیادی دارد.



شکل ۴- سخت افزار مربوط به تصویربرداری با نور قطبیده

پردازش سیگنال

برای پردازش داده‌ها از روش ارائه شده در [۹] با کمی تغییرات استفاده شده است که این تغییرات به دلیل نوع پیکره‌بندی سیستم تصویربرداری می‌باشد. لازم به یادآوری است، نوری که از سطح منعکس شده، حالت پلاریزاسیون نور ورودی را حفظ می‌کند در حالیکه نوری که در عمق نفوذ کرده و متفرق می‌شود تقریباً دپلاریزه می‌شود. لذا نور انعکاسی از سطح، متناسب با جهت آنالایزر، می‌تواند کاملاً عبور کرده و به آشکارساز رسد یا اینکه کاملا حذف شود. چون حالت پلاریزاسیون نوری که دپلاریزه شده است، تصادفی است، تحت هر زاویه‌ی آنالایزر، نیمی از آن از آنالایزر عبور کرده و به آشکارساز می‌رسد. آنالایزر (پلارایزر خطی تحلیلگر قرار گرفته در مقابل دوربین) به صورت موازی با جهت پلاریزاسیون نور ورودی قرار گرفته تا تصویر I_{par} اخذ شود. تصویر I_{par} شامل نور انعکاس سطحی R_s (خط قرمز شکل شماره ۳) بعلاوه تشعشع سطحی R_{sp} (خط آبی شکل شماره ۳) بعلاوه نصف نور تفرق نفوذکننده در عمق پوست R_d (خط مشکی شکل شماره ۳) می‌باشد. هر ملانین لایه اپی‌درم به عنوان یک فیلتر جاذب روی سطح پوست با تابع عبور رفت و برگشت T_{mel} عمل می‌کند (از اثر بقیه جاذبها به دلیل نقطه اثر منطقه‌ای و همچنین ساده‌سازی، صرف نظر می‌شود). لذا تصویر I_{par} به صورت زیر توصیف می‌شود:

$$I_{par}=I_0 T_{mel}(R_s+R_{sp}+½R_d) \quad (۱)$$

حال آنالایزر به صورت عمود بر جهت پلاریزاسیون نور ورودی قرار می‌گیرد تا تصویر I_{per} تشکیل شود. I_{per} نورهای پلاریزه سطحی را حذف می‌کند ولی نیمی از نور نفوذکرده در عمق را می‌پذیرد. تصویر I_{per} به صورت زیر توصیف می‌شود:

$$I_{per}=I_0 T_{mel}½R_d \quad (۲)$$

نسبت پلاریزاسیون (Pol) به صورت زیر محاسبه می‌شود:

(۳)

$$Pol=\frac{I_{par}-I_{per}}{I_{par}+I_{per}}=\frac{I_0T_{mel}\left(R_s+R_{sp}+\frac{1}{2}R_d\right)-I_0T_{mel}\frac{1}{2}R_d}{I_0T_{mel}\left(R_s+R_{sp}+\frac{1}{2}R_d\right)+I_0T_{mel}\frac{1}{2}R_d}=\frac{R_s+R_{sp}}{R_s+R_{sp}+R_d}$$

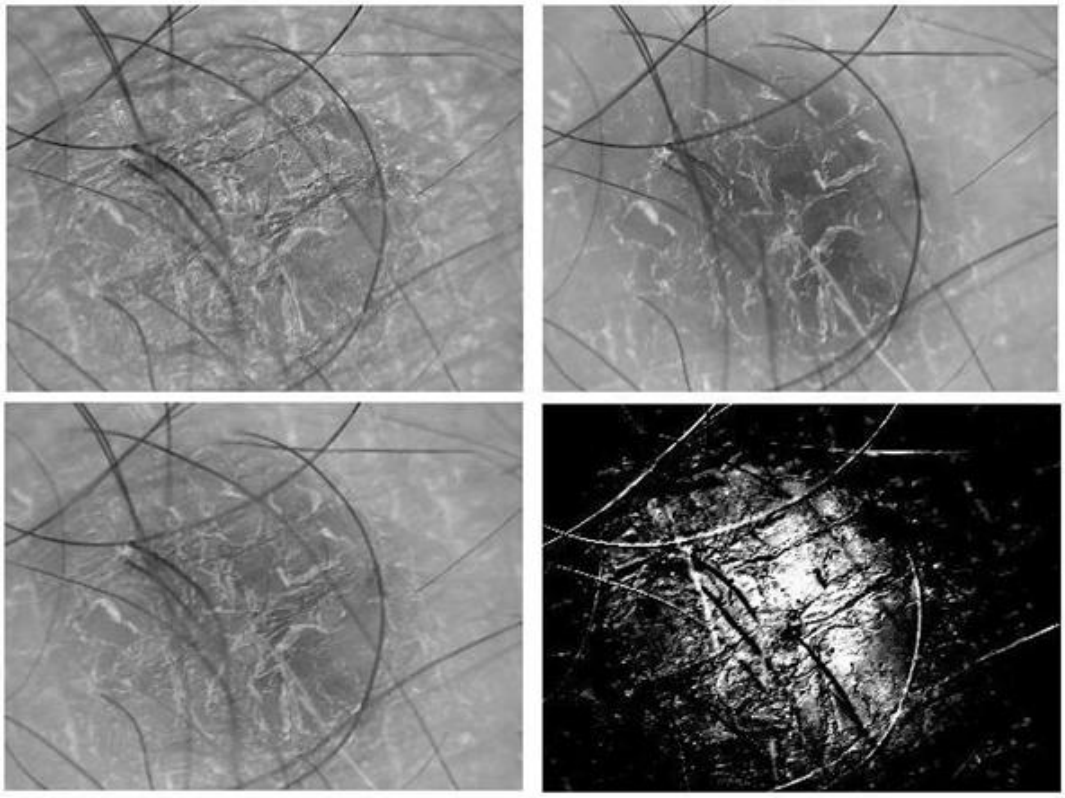
تصویر Pol بر اساس نسبت یک صورت است که بر نور انعکاسی سطحی تأکید دارد و یک مخرج که معرف کل نور انعکاسی است. هنگام محاسبه Pol هرگونه تغییرات مکانی در پرتوی نور ورودی I_0 حذف می‌شود.

نتایج

در این تحقیق برای هر آسیب دو تصویر اخذ شده است. تصویر اول که I_{par} می‌نامیم، در وضعیتی گرفته می‌شود که جهت پلارایزر با آنالایزر موازی باشد. در این حالت محور عبور پلارایزر، موازی صفحه منبع- پوست- دوربین است که موازی محور عبور آنالایزر می‌باشد. انتظار داریم که در تصویر I_{par} سطح اپی‌درم پوست را مشاهده کنیم.

همانطور که اشاره شد در تشکیل این تصویر، انعکاس سطحی و پرتوهایی که تنها یکبار متفرق شده‌اند و حالت پلاریزاسیون پرتوی تابشی را حفظ می‌کنند از آنالایزر عبور کرده و به آشکارساز می‌رسند.

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-31]



شکل الف- تصاویر مربوط به یک خال پیوندی. Ipar (بالا سمت چپ)، Iper (بالا سمت راست)، Ipar+ Iper (پایین سمت چپ) و Pol (پایین سمت راست)

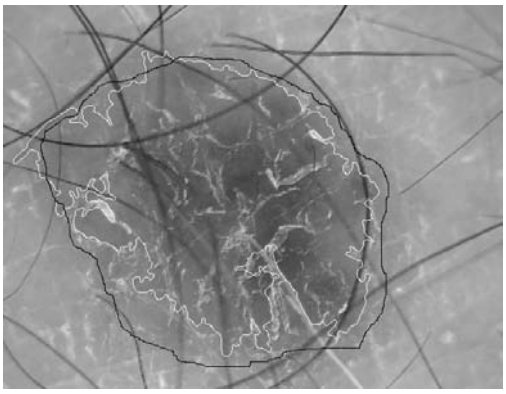
همچنین در تشکیل این تصویر نیمی از پرتوهایی که در عمق پوست نفوذ کرده، دپلاریزه شده و به آشکار ساز می‌رسند شرکت دارند. تصویر دوم که I_{per} می‌نامیم، در وضعیتی گرفته می‌شود که جهت پلارایزر بر آنالایزر عمود باشد. در این حالت محور عبور پلارایزر، عمود بر صفحه منبع-پوست- دوربین است که عمود بر محور عبور آنالایزر می‌باشد. در این تصویر از آنجا که پرتوهای منعکس شده از سطح، پلاریزاسیون نور تابشی را حفظ می‌کنند، توسط آنالایزر حذف می‌شوند. پرتوهایی که در عمق پوست نفوذ کرده، در اثر پدیده تفرق برگشتی تقریباً دپلاریزه شده و نیمی از این پرتوها به آشکارساز می‌رسد. تصاویر مربوط به ضایعات پوستی، در بخش پوست بیمارستان امام خمینی اخذ شده‌اند. طی اخذ دو تصویر که در زمان کوتاهی گرفته می‌شد (حدود یک ثانیه)، از عدم جابجایی ضایعه اطمینان حاصل می‌شد.

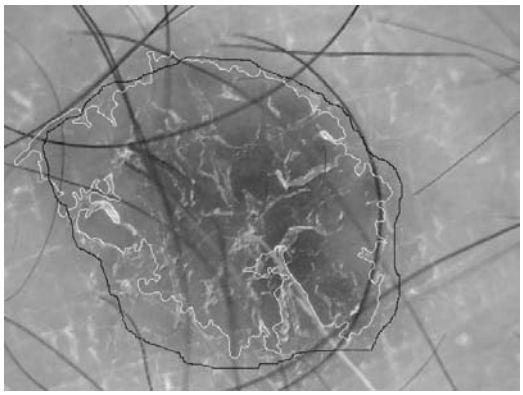
شکل الف، تصاویر مربوط به یک خال پیوندی[۲] است. این ضایعه مربوط به ناحیه ساعد یک فرد ۴۵ ساله می‌باشد. چهار تصویر عبارتند از I_{par}، I_{per}، I_{par+} I_{per} و Pol. در تشکیل تصویر I_{par} هم انعکاسات سطحی و هم تفرق‌های عمقی نقش دارند. لذا I_{par} نسبت به I_{per} روشنتر بوده و بافت سطحی پوست در آن نمایان‌تر می‌باشد. ولی در تشکیل تصویر I_{per} فقط تفرق‌های عمقی نقش دارند و بافت‌های زیرین پوست در آن نمایان‌تر می‌باشد. I_{par+} I_{per} معادل کل انعکاسی است که یک ناظر با چشم مشاهده می‌کند. تصاویر I_{par} ، I_{per} و I_{par+} I_{per} به هم شباهت دارند ولی تصویر Pol متفاوت بوده و تفرقِ نورِ قطبیدهٔ تابشی توسط بافت سطحی، در آن غالب است. توضیح محتملی که راجع به تصویر Pol می‌توان داد این است که فیبرهای کلاژن مربوط به خال پیوندی، به شدت نور قطبیده تابشی را متفرق می‌کنند. البته میزان تفرق به اندازه و شکل فیبرهای کلاژن بستگی خواهد داشت. در تصویر Pol این ضایعه نواحی تاریکی حول غدد مو مشاهده می‌شود که در هیچ یک از سه تصویر دیگر دیده نمی‌شود. در تصویر Pol، ناحیهٔ مربوط به ضایعه به صورت برجسته‌تر مشخص شده است. به منظور ارزیابی کمی، مرز ضایعه را در دو تصویر I_{per} و Pol طبق الگوریتم پیشنهادی در [۱۰] بدست می‌آوریم. نتایج مربوط به مرزبندی در شکل ب مشاهده می‌شود.

به منظور ارزیابی خطا از متخصص پوست خواسته شد تا مرز ضایعه را به طور دستی مشخص کند. مرز دستی و خودکار مطابق پارامتر پیشنهادی در [۱۱] با یکدیگر مقایسه می‌شوند. نحوه محاسبه درصد خطای مرز در رابطه (۴) آمده است.

[۲] Junctional Nevus

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-31]





شکل ب- مرز دستی با رنگ مشکی و مرز خودکار با رنگ سفید مشخص شده است. راست، مرز مشخص شده از روی تصویر Iper؛ چپ، مرز مشخص شده از روی تصویر Pol

(۴)

$$BE = \frac{Area(AB \oplus MB)}{Area(MB)} 100\%$$

در این رابطه BE (Border Error) درصد خطا در آشکارسازی مرز ضایعه می‌باشد. AB (Automatic Border) تصویر باینری مرز ضایعه بدست‌آمده بطور خودکار و MB (Manual Error) تصویر باینری مرز ضایعه بدست‌آمده بطور دستی می‌باشد. $\oplus$ عملگر XOR بوده و پیکسل‌هایی که در آنها مرز خودکار و دستی با یکدیگر تفاوت دارند را مشخص می‌کند. Area(I) معرف تعداد پیکسل‌ها در تصویر باینری I است.

در شکل (ج) نتایج حاصل از مرزبندی برای دو ضایعه‌ی دیگر نمایش داده شده است. تصاویر بالای شکل (ج) خال ملانوسیت[۳] است که روی گونه‌ی یک خانم ۳۳ ساله تشکیل شده است. تصاویر پایین شکل (ج) لیکن پلان[۴] است که روی زانوی یک خانم ۵۷ ساله تشکیل شده است. نتایج مربوط به خطای مرز (BE) ضایعات در جدول شماره ۱ آمده است. با توجه به جدول شماره ۱ ملاحظه می‌شود که درصد خطای مرز برای حالتی که مرز ضایعه از روی تصویر Pol استخراج می‌شود، کمتر از حالتی است که مستقیماً از تصویر I_{per} استخراج می‌شود. لذا برای نیل به خطای کمتر در استخراج ضایعات از تصاویر درموسکپی، می‌توان از تصویر Pol که در آن مرز ضایعات برجسته‌تر است استفاده نمود.

تفسیر کیفی تصویر Pol نیز از نظر درماتولوژی اهمیت دارد. به عنوان نمونه به دو شکل (د) و (ه) توجه کنید. شکل (د) تصاویر مربوط به یک زگیل[۵] است. این ضایعه مربوط به ناحیه کنار مچ یک فرد ۲۵ ساله می‌باشد. این تصاویر در روز هفتم تشکیل ضایعه گرفته شده است. در تصویر Pol ناحیهٔ مربوط به ضایعه به صورت ناحیه‌ای تقریباً سفید با حاشیه خاکستری مشخص شده است. در تصویر Pol، حول ضایعه ساختار بافت مشخص شده است که برای توپوگرافی مفید است. شکل (ه) تصاویر مربوط به بهبود زگیل شکل (د) است. این تصاویر ۲۱ روز بعد از تشکیل ضایعه گرفته شده است که تقریباً محل ضایعه به طور کامل بهبود یافته است.

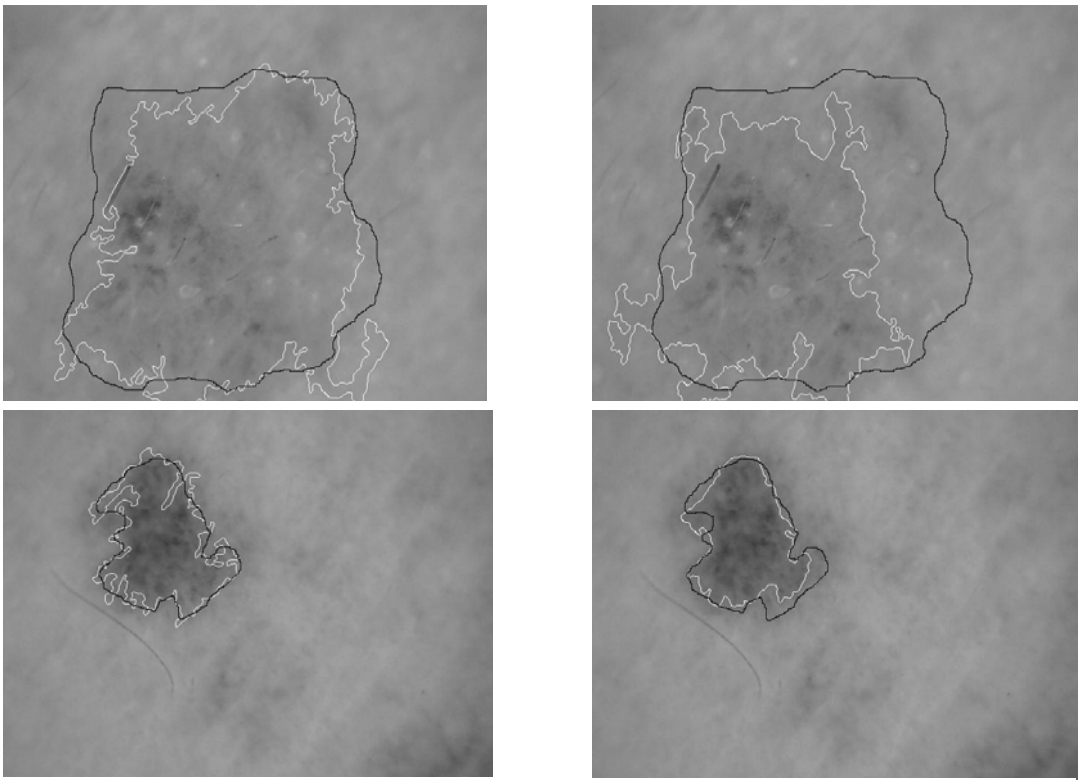
در تصویر Pol، ناحیه‌ای که مربوط به مکان زخم ضایعه است به صورت ناحیه‌ای مجزا مشخص شده است. از ساختاری که در این ناحیه ایجاد می‌شود، می‌توان برای بررسی روند بهبودی آسیب بهره جست. جای زخم در تصویر Pol شکل (ه) خاکستری بوده در حالیکه زخم در تصویر شکل د سفید بوده، ولی دور زخم خاکستری است که با مقایسه با تصویر شکل (ه)، می‌توان رو به بهبودی بودن ضایعه را استنتاج کرد.

جدول ۱- درصد خطای مرز آشکارشده از روی تصاویر I_{per} و Pol

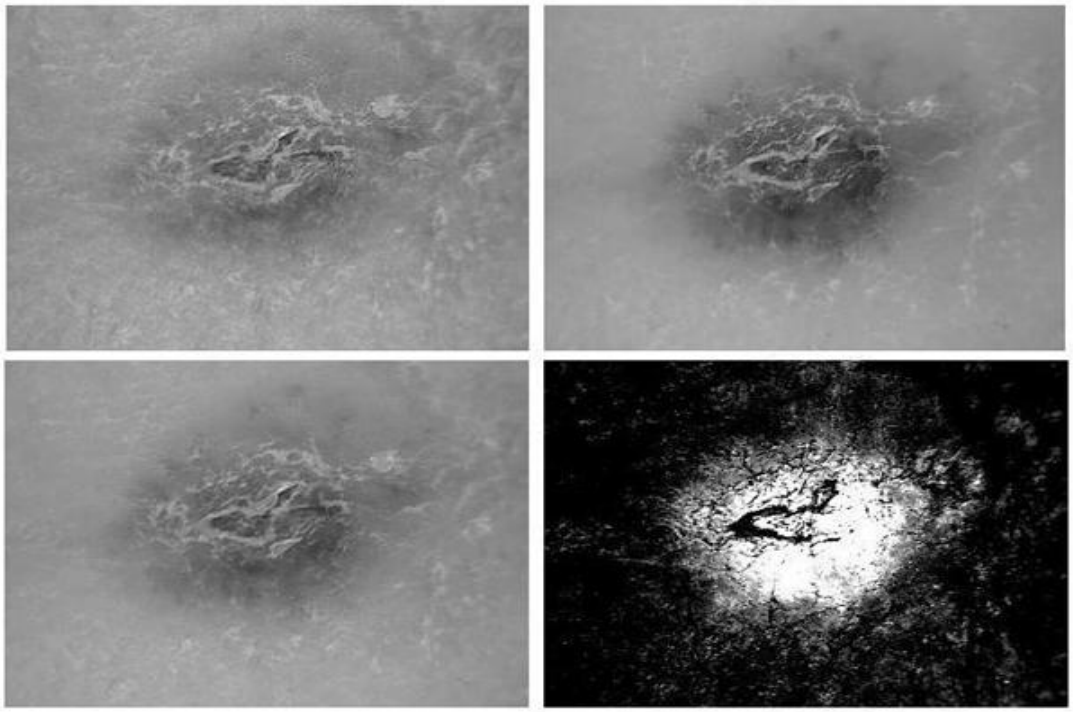
نوع ضایعه	درصد خطا (BE%) برای مرز آشکارشده از روی تصویر I_{per}	درصد خطا (BE%) برای مرز آشکارشده از روی تصویر Pol
خال پیوندی (شکل ج)	۲۶/۹۱	۱۷/۸۷
خال ملانوسیت (شکل د بالای تصویر)	۴۶/۵۳	۲۰/۸۳
لیکن پلان (شکل د پایین تصویر)	۱۷/۶۳	۱۲/۵۳

[۳] Melanocyte Nevus
[۴] Lichen Planus
[۵] Wart

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-31]

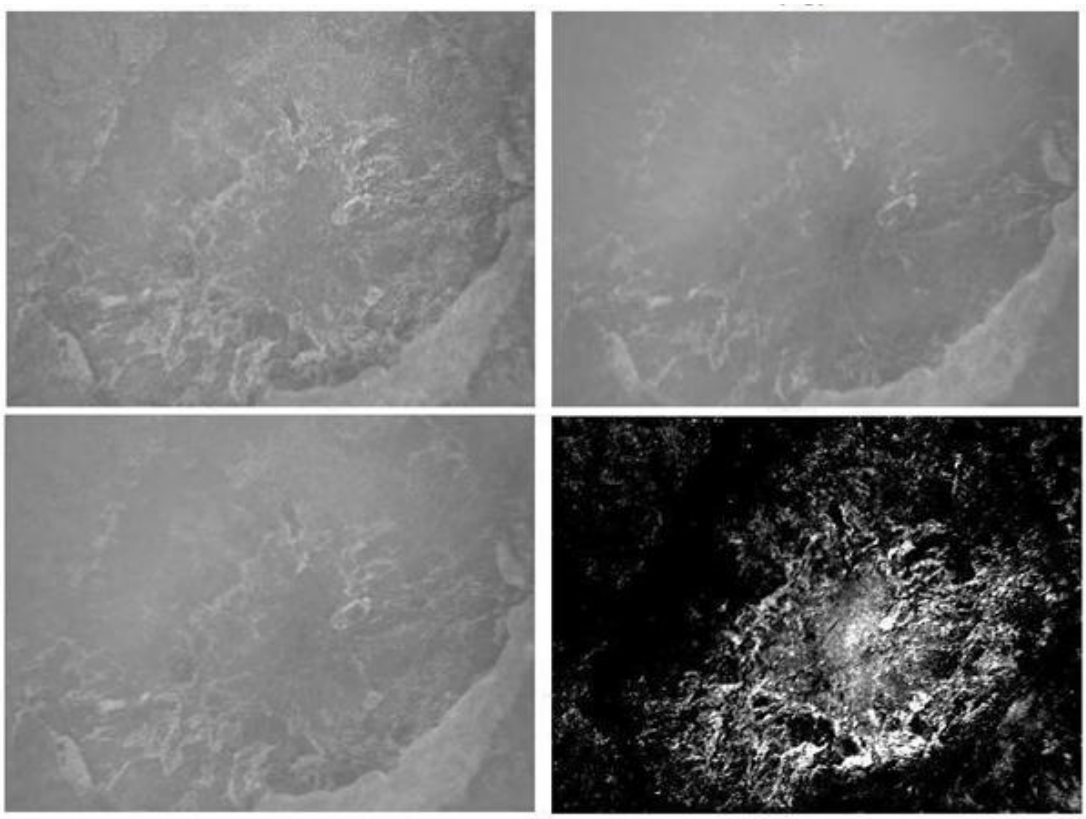


شکل ج- مرز دستی با رنگ مشکی و مرز خودکار با رنگ سفید مشخص شده است. (راست): مرز مشخص شده از روی تصویر Iper؛ (چپ): مرز مشخص شده از روی تصویر Pol.



شکل د- تصاویر مربوط به یک زگیل. Ipar (بالا سمت چپ)، Iper (بالا سمت راست)، Ipar+Iper (پایین سمت چپ) و Pol (پایین سمت راست)

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-31]



شکل ه- تصاویر مربوط به بهبود زگیل شکل ج. Ipar (بالا سمت چپ)، Iper (بالا سمت راست)، Ipar +Iper (پایین سمت چپ) و Pol (پایین سمت راست)

نتیجه گیری

در این تحقیق ابزاری برای تصویربرداری از ضایعات پوستی با نور قطبیده معرفی شد که قابلیت اخذ دو تصویر I_{par} و I_{per} را دارد. سپس از روی این دو تصویر، تصویر Pol که بر مبنای نسبت پلاریزاسیون است را تشکیل دادیم. در تشکیل تصویر Pol فوتون‌های برگشتی از سطح پوست غالب بوده و برای ارزیابی کیفی و کمی ضایعات مفید است. نشان دادیم که در تصویر Pol مرز ضایعات برجسته بوده و با درصد خطای کمتر می‌توان مرز ضایعات را از روی این تصویر استخراج کرد. همچنین می‌توان با تفسیر کیفی تصویر Pol، روند بهبود ضایعات را مورد بررسی قرار داد.

تشکر و قدردانی

از اعضای محترم بخش پوست بیمارستان امام خمینی(ره) به جهت حمایت و مساعدت در انجام این طرح پژوهشی سپاسگزاریم.

منابع

1. Boulbry B, B. Germer TA, Ramella-Roman JC. Hemispherical imaging of skin with polarized light. Proc SPIE 2007; 6535, 65350U.
2. Morgan SP, Stockford IM, Crowe JA, Hayes-Gill BR. Optical imaging and spectroscopy of superficial tissue. JIOHS 2008; 1: 85-93.
3. Bassoli S, Seidenari S. Benefits of polarized versus nonpolarized dermoscopy. Expert Review of Dermatology 2010; 5:17-21.
4. Boulvert F, Boulbry B, Brun GLe, Jeune BLe, Rivet S, Cariou J. Analysis of the depolarizing properties of irradiated pig skin. Journal of optic 2005; 7:21-8.
5. Bafounta M, Beauchet A, Aegerter P, Saiag P. Is Dermoscopy (Epiluminescence Microscopy) Useful for the Diagnosis of Melanoma?. ARCH DERMATOL 2001; 137:1343-50.
6. Cristiane B, Stephen D, Liza AA, Alon S, Milind R, Allan H, Ashfaq M. Differences

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-31]

between polarized light dermoscopy and immersion contact dermoscopy for the evaluation of skin lesions. ARCH DERMATOL 2007; 143:329-38.

7. Pan Y, Gareau D, Scope A, Rajadhyaksha M, Mullani N, Marghoob A. Polarized and nonpolarized dermoscopy: the explanation for the observed differences. ARCH DERMATOL 2008; 144:828-9.
8. http://bigc.com/products/handheld/AM413ZT.php
9. Jacques SL, Ramella-Roman JC, Lee K. Imaging skin pathology with polarized light.Journal of Biomedical Optics 2002, 7(3): 329-40.
10. Sarrafzade O, Miran Baygi MH, Ghassemi P. Skin Lesion Detection in Dermoscopy Images Using Wavelet Transform and Morphology Operations. In Proc. Conf. Biomedical engineering. ICBME 2010.
11. Hance GA, Umbaugh SE, Moss RH, Stoecker WV. Unsupervised Color Image Segmentation with Application to Skin Tumor Borders. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 1996; 15(1):104-11.

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-31]