مقاله پژوهشی

لیزرپزشکی؛ ۱۳۸۷، دوره ۵، شماره ۲: صفحات ۳۵-۲۶.

مقایسه مرزبندی تصاویر درماتوسکوپی از ضایعه ملانوما با فیلتر پلاریـزه و بدون آن به کمک شبیه سازی

محمد حسین میران بیگی [۱]
منصور فاتح [۲]
پژمان قاسمی [۳]
دکتر پروین منصوری [٤]

[۱] عضو هیأت علمی دانشگاه تربیت مـدرس، دانـشکده فنـی مهندسی
[۲] دانشجوی مقطع کارشناسی ارشد، دانشگاه تربیت مـدرس، دانشکده فنی مهندسی
[۳] دانشجوی مقطع دکترا، دانشگاه تربیـت مـدرس، دانـشکده فنی مهندسی
[۴] هیات علمی دانشگاه علـوم پزشـکی تهـران، رئـیس بخـش پوست بیمارستان امام خمینی

نویسنده مسئول: محمدحسین میران‌بیگی، گروه مهندسی پزشکی، بخش برق، دانشکده فنی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
تلفن: ۸۲۸۸۳۳۷۰-(۰۲۱)۹۸+
پست الکترونیکی: miranbmh@modares.ac.ir

خلاصه

زمینه و هدف: ملانوما یکی از شایع‌ترین انواع سرطان پوست می‌باشـد کـه تـشخیص آن در پـاره‌ای از مواقـع بـرای پزشکان مشکل است. برای مشاهده و تشخیص نـوع سـرطان پوسـت از روش غیـر تهـاجمی درماتوسـکوپی اسـتفاده می‌گردد. از آنجا که روش مذکور مبتنی بر استنتاج چشمی می‌باشد، تشخیص ملانومـا بخـصوص در مراحـل ابتـدایی بیماری برای متخصصین پوست مشکل است. مرزبندی دقیق بین ضایعه و زمینه، تشخیص ملانومـا را بـرای پزشـکان آسان می‌نماید. از این رو در این مقاله به دنبال روشی هستیم که به مرزبندی دقیق بین ضایعه و زمینه بپردازد.

روش بررسی: در این مقاله اهمیت استفاده از فیلتر پلاریزه به منظور مرزبندی دقیق‌تر بین ضایعه و زمینه با استفاده از شبیه‌سازی نشان داده شده است. بدین منظور فیلتر پلاریزه شبیه‌سازی‌شده با زوایای مختلف بر روی تصویر اعمـال می‌گردد تا بهترین تصویر حاصل شود. این تکنیک، شیوه‌ای جدید برای پیش پردازش تصاویر ضـایعات ملانوسـیتی و بالا بردن کنتراست ضایعه با زمینه از طریق حذف نویزهای مخرب و سایه را فراهم می‌سازد. سپس الگوریتم مرزبندی بر روی بهترین تصویر اعمال می‌شود تا دقیق‌ترین مرزبندی بین ضایعه و زمینه ایجاد گردد. پس از مرزبنـدی، تـصویر در اختیار پزشک قرار می‌گیرد تا تشخیص ملانوما برای پزشک آسان‌تر گردد.

یافته ها: با استفاده از فیلتر پلاریزه پیش از مرزبندی تصویر، نویز تا حد ممکن کاهش می‌یابـد. یکـی از ایـن عوامـل نویزی در تصویر، مو است. مو به عنوان عامل مزاحم و نویزی، تکنیک‌های مرزبندی را با مشکل مواجه می‌سازد، که بـا کمک فیلتر پلاریزه اثر این عامل تا حد ممکن کم می‌گردد. مرزبندی مناطقی از زمینه و عـدم مرزبنـدی منـاطقی از ضایعه از مشکلات تکنیک‌های معمول مرزبندی است که با تکنیک مورد استفاده در این مقاله به بهبود این مورد نیـز پرداخته شده است.

نتیجه‌گیری: با کمک فیلتر پلاریزه که پیش پردازشی قوی است به مرزبندی دقیق‌تری از ضایعه پرداختـه شـد. مـرز بین ضایعه و زمینه یکی از مهمترین موارد در تشخیص ملانوما توسط متخصصان پوسـت اسـت. از ایـن رو مرزبنـدی دقیق بین ضایعه ملانوما و زمینه، تشخیص این بیماری را برای متخصص آسان‌تر می‌نماید. در این تحقیـق مرزبنـدی دقیق‌تری از ضایعات پوستی انجام پذیرفت. با توجه بنظـر متخصـصان پوسـت، نتـایج بدسـت آمـده در ایـن تحقیـق تشخیص ملانوما را نسبت به گذشته آسان‌تر می‌نماید.

واژه‌های کلیدی: ضایعات ملا نوسیتی، فیلتر پلاریزه، مرزبندی تصویر، ملانوما

مقدمه

ملانوما به عنوان یکی از سرطان‌های پوست مسئول ۵۰٪ از مـرگ و میرهای مرتبط با سرطان‌های پوست می باشد [۱]. منشأ این بیماری در لایه‌های اپیـدرم و درم پوسـت مـی باشـد. ایـن بیمـاری از تجمـع دانه‌های ملانـین و سـرایت آن بـه خـارجی‌تـرین لایـه پوسـت شـکل می‌گیرد. از آنجا که تعیین میزان گسترش ضایعه و به نـوعی اسـتخراج مرز دقیق بین ضایعه و زمینه یکی از پارامترهـای بـسیار تأثیرگـذار در روش‌های کلینیکی تشخیص سرطانی بودن ضایعه می‌باشـد، لـذا ارائـه روش‌های پیش پردازش جدید که امکان مرزبندی دقیـق‌تـر ضـایعه را فراهم می‌آورد از درجه اهمیت بسیاری برخوردار است. در این تحقیـق استفاده از فیلتر پلاریزه بعنـوان روشـی جدیـد در افـزایش کنتراسـت ضایعه با زمینه از طریق حذف نویزهای مخرب و سایه معرفی می‌گـردد و در ادامه نتایج بدسـت آمـده از کـاربرد تکنیـک پیـشنهادی در ایـن تحقیق با روش‌های متداول مقایسه خواهد شد.

اولین بار شخصی به نام گلدمن دستگاه درماتوسکوپ را ابداع کـرد و توسط آن به ارزیابی تغییرات رنگدانه‌های پوستی در شـرایط بیمـاری پرداخت [۲]. در ادامه متخصصان پوست از این دستگاه بعنوان ابـزاری مناسب و غیر تهاجمی جهت مشاهده ضایعات پوستی استفاده نمودنـد. با توسعه و پیشرفت علـم در سـال‌هـای اخیـر، دسـتگاه درماتوسـکوپ دیجیتـال بـا قابلیـت اخـذ و ذخیـره تـصاویر پوسـتی، جـایگزین درماتوسکوپ‌های معمـولی شـده اسـت [۳ و۴]. بنـابراین امکـان ارائـه بسته‌های نرم‌افزاری تجاری برای کمک بـه تـشخیص برخـی ضـایعات پوستی، ایجاد بانک‌های اطلاعاتی، ساخت رزومه درمانی برای هـر یـک از بیماران فراهم شده است.

مطالعات نشان می‌دهد که تأثیرگذارترین گام در پـردازش تـصاویر درماتوسکوپی از ضایعات ملانوسـیتی، مرزبنـدی ضـایعه اسـت [۵]. در واقع میزان گستردگی ضایعه، شکل مرز، میزان تزاریس موجود در حـد فاصل ضایعه با زمینه بعنوان پارامترهای کلیدی در تـشخیص سـرطان

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]

بشمار می‌روند [۵]. از آنجا که تشخیص چشمی مرز دقیق ضایعات بویژه در مراحل ابتدایی بروز بیماری بسیار سخت و در برخی از موارد غیرممکن است و از طرفی آغاز به موقع پروسه درمان تأثیر مستقیم در کاهش مرگ و میر ناشی از سرطان پوست دارد، لذا تکنیک‌های پردازشی که به بهبود مرزبندی کمک می‌کنند، همواره از موضوعات مورد توجه در تحقیقات اخیر می‌باشند.

مسأله پیش‌رو در این تحقیق ارائه روشی جدید به منظور افزایش کارایی الگوریتم‌های مرزبندی است. در درماتوسکوپی از نور معمولی غیر پلاریزه استفاده می‌گردد. از آنجا که طبق «روابط فرزنل» انعکاس نور از سطح ماده و لایه‌های زیرین آن و طبق «قانون می و ریلی» باز پراکندگی از سطوح ناهموار و زبر متأثر و تابعی از حالت پلاریزاسیون نور می‌باشد. بنابراین می‌توان با استفاده از فیلتر مناسب به حذف برخی از نورهای منعکس و یا بازپراکنده شده مزاحم و مخرب پرداخت [۶]. در این تحقیق با استفاده از شبیه‌سازی، نتایج حاصل از بکارگیری فیلتر پلاریزه با زوایای پلاریزاسیون متفاوت و اثر آن در افزایش کنتراست، کاهش نویزهای مخرب و حذف سایه آورده شده است.

به جهت برخی محدودیت‌ها در شبیه‌سازی، ارائه الگوریتم جامع برای شبیه‌سازی تمام خواص یک فیلتر پلاریزه واقعی که می‌تواند بر روی درماتوسکوپ تعبیه گردد امکان‌پذیر نیست [۷]. در روش پیشنهادی سعی شده است با شبیه‌سازی یک فیلتر پلاریزه نمونه، به حذف بازتابش نور از سطح ضایعه (ناشی از وجود مواد روغنی)، کاهش تأثیر نویز نور محیطی، حذف اثر مخرب ناشی از وجود مو در تصویر و همچنین کاهش سایه پرداخته شود.

باید توجه داشت که کلیه تصاویر موجود در این مقاله از پایگاه‌های اینترنتی و مورد اعتماد متخصصین پوست می‌باشد. تومورال و یا غیرتومورال بودن ضایعات در این تصاویر توسط بیوپسی تأیید شده است [۸و ۹]. در این تحقیق از تصاویری استفاده شده است که متخصصین پوست جهت تشخیص تومورال یا غیر تومورال بودن آن دچار شک و تردید می‌شوند و رأی به بیوپسی می‌دهند. از آنجا که هدف از این مقاله ارایه یک روش مناسب و غیرتهاجمی جهت پرهیز از روش تهاجمی بیوپسی است، نشان داده‌ایم که با استفاده از فیلتر پلاریزه می‌توان پزشک را در تشخیص اولیه نوع ضایعه یاری نمود.

روش بررسی

بررسی اثر فیزیکی فیلترهای پلاریزه در تصویربرداری درماتوسکوپی به منظور شبیه‌سازی و ارائه الگوریتمی با عملکرد مشابه، امری لازم و اجتناب‌ناپذیر است. تابش نور پلاریزه بر روی ضایعات پوستی منجر به تغییر در رنگ می‌گردد بدین صورت که رنگ‌های گرم (طیف قرمز، نارنجی و زرد) آشکارتر و رنگ‌های سرد (طیف آبی، بنفش و رنگ‌های نزدیک آن) تاریک‌تر خواهند گردید [۴]. از آنجا که در برخی از ضایعات پوستی درصد زیادی از ضایعه از رنگ‌های گرم تشکیل شده‌اند لذا این اثر نور پلاریزه در بهبود رنگ تصویر در این نوع از ضایعات مؤثر است. از طرف دیگر حذف بازتابش‌های اضافی ناشی از وجود مواد روغنی بر روی ضایعه و نیز حذف نویز نور محیطی و سایه توسط فیلتر پلاریزه منجر به ارتقاء سطح کیفی تصویر و کاهش نویز می‌گردد [۶ و ۱۰].

هنگامی که نور پلاریزه به سطح پوست تابیده می‌شود نور بازتاب شده از لایه‌های بالایی پوست حالت پلاریزاسیون خود را تا حد زیادی حفظ می‌نمایند ولی هرچه عمق نفوذ نور بیشتر می‌گردد بدلیل پدیده تفرق از میزان درجه پلاریزاسیون کاسته می‌شود. در یک تحقیق جمعی نشان داده شده است که جهت حذف پرتوهای ناشی از بازتابش سطحی (پرتوهای فاقد اطلاعات ارزشمند) می‌توان از یک فیلتر پلاریزه با حالت پلاریزاسیون ۹۰ درجه نسبت به نور تابشی استفاده نمود. در این صورت به ثبت پرتوی بازگشتی از لایه‌های عمیق (بین اپیدرم و درم) که مکان شکل‌گیری اولیه سرطان پوست است، پرداخته می‌گردد [۷]. همچنین نشان داده شده است که اگر از فیلتر پلاریزه با حالت پلاریزاسیون صفر درجه نسبت به نور تابشی استفاده گردد پرتوهای بازگشتی از لایه‌های سطحی‌تر پوست ثبت می‌گردد که این موضوع نشان‌گر حداکثر تغییر در تصویر ثبت شده به ازای فیلتر پلاریزه با حالت پلاریزاسیون ۹۰ درجه نسبت به نور تابشی است. در تحقیق انجام شده قبلی که مبتنی بر یک روش سخت‌افزاری است منبع نور نیز پلاریزه است و فیلتر پلاریزه بر روی پرتوهای واقعی اعمال می‌گردد از آنجا که در تحقیق این مقاله منبع نور غیرپلاریزه می‌باشد و فیلتر پلاریزه بصورت شبیه‌سازی شده بر روی تصویر اعمال می‌گردد، لزومی ندارد فیلتر پلاریزه ۹۰ درجه استفاده شود. کاربر می‌تواند نوع زاویه پلاریزه را به دلخواه و در جهت بدست آوردن بهترین نتیجه انتخاب نماید.

روش تصویربرداری درماتوسکوپی دیجیتال متداول‌ترین شیوهٔ تصویربرداری در تشخیص ملانوما است. در این روش نور هالوژن به پوست تابانده می‌شود و سپس تصویر شفافی از آن ارائه می‌گردد. در درماتوسکوپ‌های دیجیتال تصویر توسط یک یا چند دوربین CCD ثبت می‌گردد و یا توسط اسکنرهایی از ضایعه اسلاید تهیه می‌گردد.

روش‌های جدید تصویربرداری، خطاهای کلینیکی متداول را تا ۵۰٪ کاهش داده است [۱۲،۱۱ و۱۳]. نمونه ای از تصویر یک ضایعه ملانوسیتی در شکل شماره ۱ آمده است.

شبیه سازی فیلتر پلاریزه

پس از تحلیل درماتوسکوپ‌های مجهز به منبع نور پلاریزه و نیز فیلتر پلاریزه و آشنایی با تأثیر اینگونه سیستم‌ها بر تصاویر اخذ شده، می‌توان الگوریتم شبیه‌سازی فیلتر پلاریزه را به صورت یک روش نرم‌افزاری ارائه نمود. در روشی که در این تحقیق برای شبیه‌سازی فیلتر پلاریزه استفاده نمودیم با تحت تأثیر قرار دادن رنگ‌های تصویر

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]



شکل ۱- تصویر ضایعه ملانوسیتی

دیجیتال سعی گردید که نتیجه تا حد مطلوب همان نتیجه‌ای باشد که با اعمال فیلتر پلاریزه واقعی در تصویربرداری ایجاد می‌گردد.

تصویر دیجیتال تعدادی از پیکسل‌ها است که هر یک از پیکسل‌ها درجه رنگ و شدت روشنایی خاصی دارند. الگوریتم‌هایی که برای تنظیم به کار می‌روند شامل تنظیم کنتراست، تنظیم اشباع و تنظیم شدت می‌باشند. با اعمال این روش به حذف برخی از بازتاب‌های اضافی، حذف نور نامطلوب محیط، ساخت رنگ‌ها و تنظیم کنتراست، پرداخته می شود.

در این روش ابتدا ماتریس ورودی از روی تصویر ورودی بدست می‌آید و سپس این ماتریس در اولین حافظه ذخیره می‌گردد. پس از آن بر روی ماتریسی که در اولین حافظه ذخیره گردیده است فیلتر پلاریزه اعمال می‌گردد و در نتیجه ماتریس خروجی در دومین حافظه قرار می‌گیرد. سپس در گام دوم به منظور تنظیم کنتراست بین رنگ‌های سیاه و سفید، افزایش محدوده دینامیکی و تنظیم شدت درخشندگی تصویر، پردازش مناسبی صورت می‌گیرد و بعد از آن نتیجه به صورت تصویر خروجی نشان داده می‌شود. الگوریتم شبیه‌ساز فیلتر پلاریزه در شکل شماره ۲ نشان داده شده است.

تنظیم کنتراست بین رنگ های گرم و سرد

در این روش از مدل رنگ RGB استفاده شده است بنابراین درخشندگی میانگین یا مؤلفه شدت (h) به صورت زیر محاسبه می‌گردد [۳، ۴ و ۱۴]:

$$h = (I_{xy,r} + I_{xy,g} + I_{xy,b})/3 \qquad (۱)$$

$I_{xy,r}$ درخشندگی مربوط به رنگ قرمز، $I_{xy,g}$ درخشندگی مربوط به رنگ سبز و $I_{xy,b}$ درخشندگی مربوط به رنگ آبی می‌باشد.

همانطور که بیان گردید فیلتر پلاریزه به گونه‌ای عمل می کند که کنتراست بین رنگ‌های گرم (رنگ قرمز و رنگ های نزدیک آن) و رنگ‌های سرد (رنگ آبی و رنگ های نزدیک آن) افزایش می‌یابد یعنی درخشندگی پایین‌تر برای رنگ‌های سرد و درخشندگی بالاتر برای رنگ‌های گرم بوجود می‌آید.

در طراحی فیلتر پلاریزه باید اثر تغییر زاویه پلاریزاسیون توسط یک پارامتر حساس به زاویه شبیه‌سازی گردد. همانطور که اشاره گردید این پارامتر به ازای زاویه ۹۰ درجه از حداکثر تغییر در تصویر برخوردار است. برای ساده سازی درخشندگی مربوط به رنگ قرمز با h' جایگزین می شود [۳ و۱۴]:

$$h' = I_{xy,r} \qquad (۲)$$

پس از اعمال فیلتر درخشندگی هر پیکسل به میزان خاصی تغییر می‌یابد اگر این پارامتر با Δ نشان داده شود درخشندگی‌ها پس از اعمال فیلتر به صورت زیر بیان می‌گردند [۴ و ۳]:

$$\begin{aligned} P,r &= I_{xy,r} + \Delta \\ P,g &= I_{xy,g} + \Delta \\ P,b &= I_{xy,b} + \Delta \end{aligned} \qquad (۳)$$

P,r درخشندگی جدید رنگ قرمز، P,g درخشندگی جدید رنگ سبز و P,b درخشندگی جدید رنگ آبی می‌باشد.

در این تحقیق و بر اساس نتایج قبلی Δ به گونه‌ای انتخاب گردید که به ازای زاویه پلاریزاسیون صفر درجه تغییرات اندک (نزدیک به صفر) و به ازای زاویه پلاریزاسیون ۹۰ درجه بیشترین تغییرات را داشته باشد. برای برآورده نمودن این مطلب باید پارامتری در Δ باشد که به زاویه وابسته باشد و با توجه به زاویه صفر درجه، Δ را صفر نماید و با توجه به زاویه ۹۰ درجه، Δ را در بالاترین مقدار خود قرار



شکل ۲- الگوریتم شبیه ساز فیلتر پلاریزه

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]

دهد پس این پارامتر ضریبی از Δ می‌باشد و اگر این ضریب از صفر تا ۱ تغییر نماید می تواند Δ را از صفر تا ماکزیمم تغییر دهد. از آنجا که بازه زوایا از صفر تا ۱۸۰ درجه می‌باشد و خصلت فیلتر پلاریزه برای بازه زوایا صفر تا ۹۰ درجه همانند بازه زوایای ۱۸۰ تا ۹۰ درجه می‌باشد از پارا متر زیر استفاده می‌گردد [۳ و۴]:

$$\alpha = 1/90 * (90 - |\theta - 90|) \quad (۴)$$

θ زاویه پلاریزاسیون می‌باشد.

باید توجه داشت که اگر زاویه از صفر تا ۹۰ درجه می‌بود پارامتر $\alpha = 1/90 * \theta$ جوابگوی نیاز مسئله بود و نظر به اینکه θ، ۹۰ درجه مؤثر دارد از اسکیل بندی ۹۰ تایی استفاده شده است.

همانطور که گفته شد در فیلتر پلاریزه کنتراست بین رنگ‌های گرم و رنگ های سرد افزایش می‌یابد یعنی پارامتر دیگری نیز در Δ تأثیرگذار است که درخشندگی رنگ گرم را افزایش و درخشندگی رنگ سرد را کاهش می‌دهد [۳ و ۱۴]:

$$\lambda_1 = I_{xy,r} - I_{xy,b} \quad (۵)$$ کنتراست

رنگ‌های گرم در مقابل دیگر رنگ‌ها از جمله رنگ سبز نیز افزایش می‌یابد:

$$\lambda_2 = I_{xy,r} - I_{xy,g} \quad (۶)$$

حاصل افزایش کنتراست با جمع دو عبارت ۵ و ۶ بدست می‌آید:

$$\lambda = \lambda_1 + \lambda_2 = 2I_{xy,r} - I_{xy,b} - I_{xy,g} \quad (۷)$$

پارامتر λ عددی بین صفر تا ۲۵۵ است و از آنجا که سه رنگ وجود دارد از اسکیل‌بندی ۳ تایی استفاده می‌گردد تا پارامتر λ از ۲۵۵ افزون نگردد یعنی λ به صورت زیر تغییر می‌یابد [۳]:

$$\lambda = 1/3 * (2 * I_{xy,r} - I_{xy,b} - I_{xy,g}) \quad (۸)$$

همان گونه که بیان گردید دو پارامتر α و λ در میزان Δ تأثیرگذارند یعنی در واقع $\Delta = \alpha * \lambda$ است.

به ازای رنگ‌های گرم $I_{xy,r}$ بیشتر از $I_{xy,b}$ و $I_{xy,g}$ می‌باشد و در نتیجه $\Delta \succ 0$ است و درخشندگی بالاتری برای رنگ‌های گرم حاصل می‌گردد.

به ازای رنگ های سرد $I_{xy,b}$ بیشترین مقدار می‌باشد و در نتیجه $\Delta \prec 0$ است و درخشندگی پایین‌تری برای رنگ‌های سرد ایجاد می‌گردد.

می‌توان روابط را به گونه‌ای که در ادامه توضیح داده می‌شود ساده‌سازی نمود.

ابتدا به ساده سازی λ و سپس به ساده سازی Δ پرداخته می‌شود.

(۹)

$$\lambda = I_{xy,r} - 1/3 * (I_{xy,r} + I_{xy,g} + I_{xy,b})$$

$$\lambda = h' - h \quad (۱۰)$$

$$\Delta = \alpha * \lambda$$

$$\Delta = 1/90 * ((90 - |\theta - 90|) * h' + |\theta - 90| * h) - h$$

برای آنکه رابطه به شکل ساده تری در آید:

$$h'' = 1/90 * ((90 - |\theta - 90|) * h' + |\theta - 90| * h)$$

گرفته می شود پس:

$$\Delta = h'' - h \quad (۱۱)$$

رابطه ۱۱ در رابطه ۳ جایگذاری می‌شود:

$$P,r = I_{xy,r} + h'' - h$$

$$P,g = I_{xy,g} + h'' - h \quad (۱۲)$$

$$P,b = I_{xy,b} + h'' - h$$

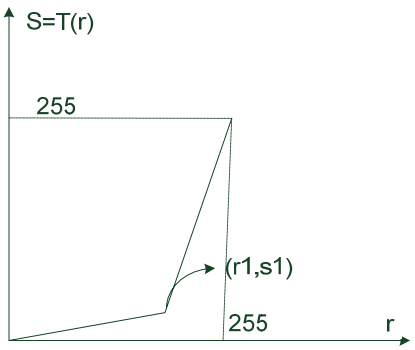
تنظیم کنتراست بین رنگ های سیاه و سفید

داده های رابطه ۱۲ در ۳ ماتریس ذخیره می شود و سپس تکنیک‌های پردازش تصویر برای ارتقای تصویر استفاده می‌گردند. اولین گام در مرحله ارتقای تصویر تنظیم کنتراست تصویر است برای این منظور رنگ‌های سیاه و نزدیک سیاه، سیاه‌تر و رنگ‌های سفید و نزدیک سفید، سفیدتر می گردند. برای آنکه هم تمایز تصویر بیشتر گردد و هم ترتیب سطوح خاکستری دست نخورده باقی بماند از روش کشش تمایز استفاده می‌گردد در این روش که در شکل شماره ۳ نشان داده شده است با استفاده از ۱ یا چند نقطه (تابع تبدیل با ۱ نقطه کنترل نشان داده شده است) شکل تابع تبدیل کنترل می‌شود. تبدیل یک تابع خطی است که هیچ تغییری در سطوح خاکستری ایجاد نمی‌کند.

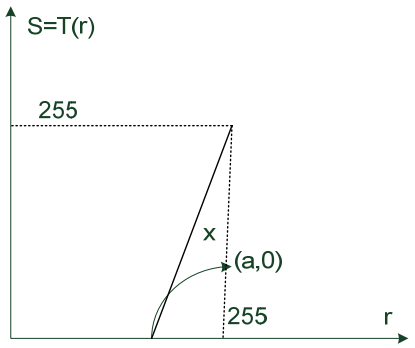
در اشکال شماره ۳ و ۴، r نشانه سطح خاکستری و S=T(r) تابع تبدیل می‌باشند.

در روش کشش تمایز با حفظ ترتیب سطوح خاکستری از ایجاد نواقص در شدت تصویر ممانعت می شود به دلیل آنکه در این روش تنها با مقدار شدت کار می شود، روال این است که هر یک از صفحه تصویرها به طور مستقل تحت این تابع تبدیل قرار گیرند.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]



شکل ۳- تابع تبدیلی با نقطه کنترل (r1,s1)



شکل ۴- تابع تبدیل با نقطه کنترل $(a,0)$ متناسب با فیلتر پلاریزه که x شیب خط است.

تابع تبدیل متناسب با فیلتر پلاریزه نیز دارای یک نقطه کنترل می‌باشد و برای راحتی کار نقطه کنترل روی محور افقی قرار دارد که در شکل ۴ نشان داده شده است. این تابع تبدیل روی هر ۳ صفحه رنگ به طور جداگانه اعمال می‌گردد.

در شکل ۴ با تعیین معادله خط رابطه بین ورودی و خروجی تعیین می‌گردد:

$$S-0=x(r-a)$$
$$S=x*r-x*a \qquad (۱۳)$$

y=x*a در نظر گرفته می شود. x عددی بین ۱ تا ۱/۲ و y عددی بین ۵ تا ۱۵ انتخاب می‌گردد.

رابطه ۱۳ به هر ۳ صفحه رنگ اعمال می‌گردد:

$$p',r=(p,r*x)-y$$
$$p',g=(p,g*x)-y \qquad (۱۴)$$
$$p',b=(p,b*x)-y$$

p',r درخشندگی جدید رنگ قرمز، p',g درخشندگی جدید رنگ سبز و p',b درخشندگی جدید رنگ آبی می‌باشد.

افزایش محدوده دینامیکی

با یک تبدیل خطی محدوده دینامیکی سطوح افزایش پیدا می‌کند [۳،۳]:

$$g(x,y)=w*\left[f(x,y)-L\right]+L$$
$$L=1/3*(I_{xy,r}+I_{xy,g}+I_{xy,b}) \qquad (۱۵)$$
$$1\prec w\prec 1/4$$

$f(x,y)$ تابع دلخواه دو متغیره و $g(x,y)$ تابع دو متغیره پس از اعمال تبدیل خطی می‌باشد.

اگر رابطه ۱۵ برای هر ۳ صفحه رنگ به طور جداگانه اعمال گردد افزایش محدوده دینامیکی در تصویر ایجاد می‌شود و شدت رنگ‌ها به صورت رابطه ۱۶ توصیف می گردند:

$$p'',r=(p',r-L)*w+L$$
$$p'',g=(p',g-L)*w+L$$
$$p'',b=(p',b-L)*w+L$$
$$L=1/3*(p',r+p',g+p',b)$$
$$1\prec w\prec 1.4 \qquad (۱۶)$$

p'',r درخشندگی جدید رنگ قرمز، p'',g درخشندگی جدید رنگ سبز و p'',b درخشندگی جدید رنگ آبی می‌باشد.

تنظیم شدت درخشندگی تصویر

در مرحله نهایی به تنظیم شدت پرداخته می شود. تنظیم شدت بر روی تغییرات تصویر انجام می‌گردد یعنی تفاوت شدت تصویر نهایی از تصویر اولیه محاسبه می‌گردد و سپس با ضریبی این میزان تفاوت تغییر پیدا می‌کند. در نهایت این شدت به شدت تصویر اولیه اضافه می‌گردد. چون ۳ شدت رنگ وجود دارد این روش روی هر ۳ صفحه رنگ به طور جداگانه اعمال می‌گردد.

با اعمال ضریب بر روی شدت نهایی نیز می توان شدت تصویر را تغییر داد اما با اعمال ضریب روی تغییرات شدت، در زمانی که تصویر تغییری پیدا نمی‌کند میزان تغییرات صفر می‌باشد و ضریب روی مقدار صفر اعمال می‌گردد و در تصویر هیچ تغییری رخ نمی‌دهد. در صورتی که اگر این ضریب روی شدت نهایی اعمال گردد حتی در مواردی که در تصویر هیچ تغییری به وجود نمی‌آید می توان تصویر نهایی را تغییر داد که این موردی نامطلوب است. همچنین با اعمال ضریب روی تغییرات می توان بازه بزرگتری برای ضریب در نظر گرفت اما برای اعمال ضریب بر روی تصویر نهایی می‌توان بازه کوچکتری برای ضریب در نظر گرفت تا تصویر به اشباع نرود. در واقع با اعمال ضریب روی تغییرات تصویر قدرت مانور روی ضریب افزایش می‌یابد.

ضریب تنظیم شدت با i نشان داده می‌شود و میزان آن از صفر تا ۲۰۰٪ می‌باشد. با اعمال تنظیم شدت در مرحله نهایی شدت‌های خروجی به صورت رابطه ۱۷ ارائه می‌گردند:

$$I'_{xy,r}=(p'',r-I_{xy,r})*i+I_{xy,r}$$
$$I'_{xy,g}=(p'',g-I_{xy,g})*i+I_{xy,g}$$
$$I'_{xy,b}=(p'',b-I_{xy,b})*i+I_{xy,b} \qquad (۱۷)$$

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]

بعد از اجرای مراحل فوق تصویر همانند تصویری است که از میان فیلتر پلاریزه عبور داده شده است. در اشکال شماره ۵ و ۶ تصویر ضایعه در شکل شماره ۱ بعد از اعمال فیلتر پلاریزه نشان داده شده است.

با مقایسه اشکال ۵ و ۶ با شکل شماره ۱ مشاهده می‌گردد که اشکال شماره ۵ و ۶ کنتراست و شدت درخشندگی بالاتری نسبت به شکل شماره ۱ دارند. همچنین در اشکال ۵ و ۶ زمینه تصویر نسبت به شکل شماره ۱ یکنواخت‌تر می‌باشد.

مرزبندی تصویر

برای مرزبندی تصویر از روش های معمول پردازش تصویر استفاده می‌گردد:

۱- ابتدا تصویر رنگی اخذ شده به حوزه شدت روشنایی برده می‌شود. با استفاده از این واقعیت که در تمام تصاویر درماتوسکوپی تغییر شدت روشنایی از ضایعه به زمینه و برعکس دیده می‌شود، اصول مرزبندی پایه گذاری می‌شود. تغییرات از ضایعه به زمینه و از زمینه به ضایعه مهم است.

با اعمال پنجرهٔ یکنواخت‌کننده مقدار میانگین شدت روشنایی هر پیکسل با پیکسل‌های همسایه در آن پیکسل قرار می‌گیرد. تفاوت‌های شدت روشنایی موجود درون ضایعه و نیز زمینه کاهش می‌یابند. این



شکل ۵-مرزبندی ضایعه ملانوما با استفاده از فیلتر پلاریزه ۹۰ درجه



شکل ۶- تصویر ضایعه در شکل ۱ بعد از اعمال فیلتر پلاریزه ۴۵ درجه

پروسه می تواند چندین مرتبه انجام شود.

از شدت روشنایی چهار گوشهٔ تصویر برای تخمین میزان روشنایی زمینه استفاده می‌شود. ۴ پنجره ۱۰*۱۰ در چهار گوشهٔ تصویر در نظر گرفته می‌شوند. مقدار شدت روشنایی این ۴ پنجره ثبت شده و سپس مقدار میانهٔ آنها محاسبه می‌شود (به نوعی فیلترگذاری میانه‌ای انجام می‌گیرد). استفاده از فیلتر میانه بدلیل حذف اثر نویز ضربه‌ای است. یکی از اصلی‌ترین عوامل ایجادکنندهٔ نویز ضربه‌ای در تصاویر درماتوسکوپی، مو می‌باشد که بعنوان یک المان با شدت روشنایی بسیار کم در زمینه با شدت روشنایی بالا ظاهر می‌شود و وجود مو در هر یک از ۴ پنجرهٔ انتخابی می‌تواند روی نتیجهٔ نهایی تأثیر مخرب داشته باشد. بنابراین برای تشکیل تصویر مرجع، بجای میانگین‌گیری روی مقادیر پنجره‌ها از میانهٔ آن‌ها استفاده می‌گردد. با تفاضل تصویر مرجع از تصویر اصلی، تصویری با ضایعهٔ روشن‌تر و زمینهٔ تیره‌تر بوجود می‌آید.

۲- در مرحله بعد به کاهش تغییرات و بازیابی لبه پرداخته می‌شود برای کاهش تغییرات از تابع گوسی که بصورت رابطهٔ ۱۸ تعریف می‌شود استفاده می‌گردد [۱۴]:

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-x^2/2\sigma^2} \qquad (۱۸)$$

σ انحراف معیار و σ^2 واریانس می‌باشد.

از روی این تابع، تابع $F(x)$ بدست می‌آید که برای بازیابی لبه ها مناسب است[۱۴]:

$$F(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} - G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}}(1 - e^{-x^2/2\sigma^2}) \qquad (۱۹)$$

در نهایت برای کاستن از تنوع شدت روشنایی درون ضایعه با زمینه، یکنواخت‌سازی انجام می‌شود.

۳- در مرحله سوم به استخراج لبه پرداخته می‌شود در این مرحله از الگوریتم‌های مرسوم مانند الگوریتم‌های گرادیان استفاده می‌گردد. البته قبل از انجام این مرحله با روش آستانه‌گذاری تصویر شکل باینری می‌گردد. برای محاسبهٔ مقدار آستانه، بدلیل آنکه جزئیات مربوط به بافت پوست و نیز المان مخربی چون مو با گرادیان بالا ظاهر می‌شوند میانگین شدت پیکسل‌های با بیشترین گرادیان روشنایی محاسبه می‌شود. از آنجایی که در مرحلهٔ بخشبندی اطلاعی از اندازهٔ ضایعه در اختیار نیست، بهترین مقدار قابل انتخاب نیست و همواره از تقریب آن استفاده می‌گردد.

در مرحله آخر مرز استخراج شده بر روی تصویر اصلی قرار می‌گیرد تا تصویر اصلی به همراه مرز ضایعه برای تشخیص بهتر

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]



شکل ۷- تصویر مرز بندی شده با کمک فیلتر پلاریزه ۴۵ درجه

بیماری در اختیار پزشک قرار گیرد. نتیجه نهایی این تحقیق در شکل شماره ۷ برای فیلتر پلاریزه ۴۵ درجه نشان داده شده است.

در مقایسه شکل شماره ۷ با شکل شماره ۶ مشاهده می‌گردد که شکل شماره ۷ همان شکل شماره ۶ است و تنها مرز ضایعه به شکل شماره ۶ اضافه شده است. همانگونه که در شکل شماره ۷ مشاهده می‌گردد مرز ضایعه به گونه‌ای است که اصل ضایعه را در بر می‌گیرد و مقداری از التهاب دور ضایعه را در بر نمی‌گیرد.

مقایسه مرزبندی تصاویر درماتوسکوپی از ضایعه ملانوما با فیلتر پلاریزه و بدون آن

قانون ABCD مهمترین روش جهت آنالیز آسیب‌های رنگ دانه‌ای پوست است که در این روش پزشکان بر مبنای تقارن، لبه، رنگ و قطر ضایعه نوع آن را مشخص می‌نمایند. از این رو اگر روشی اتخاذ گردد که هر یک از خواص ABCD شفاف‌تر گردد تشخیص نوع ضایعه آسان‌تر می‌گردد. در این مقاله اثر فیلتر پلاریزه بر روی لبه بررسی شده است هر چند که ممکن است بر روی خواص دیگر نیز اثر داشته باشد. با استنتاج چشمی در مورد بهبود تصویر می‌توان دریافت که در این مورد نظر پزشکان مجرب از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. با توجه به نظر پزشک متخصص پوست اطمینان حاصل گردید که با استفاده از فیلتر پلاریزه در برخی از تصاویر ضایعات پوستی بهبود قابل توجهی حاصل می‌گردد.

اولین مطلبی که در مرزبندی تصاویر درماتوسکوپی از ضایعه ملانوما حائز اهمیت است کم کردن نویز به هر روش ممکن است در روش‌های مرزبندی که با کمک الگوریتم‌های پردازش تصویر در تحقیقات گذشته انجام شده است نویز به میزان قابل توجهی در تصاویر موجود بوده است که موجب گردید محققان در پی روشی برای کم نمودن نویز در این تصاویر باشند. در این تحقیق نشان داده‌ایم که از جمله روش‌هایی که برای کم کردن میزان نویز در این تصاویر می‌تواند استفاده گردد اعمال فیلتر پلاریزه شبیه سازی شده بر روی تصاویر درماتوسکوپی می‌باشد. با اعمال زوایای مختلفی از فیلتر پلاریزه روی تصویر، در یک زاویه خاص، نویز در تصویر به کمترین میزان خود می‌رسد که این مطلب، مرزبندی هر چه بهتر تصاویر ملانوما را ممکن می‌سازد.

در شکل شماره ۸ مرزبندی ضایعه ملانوما بدون استفاده از فیلتر پلاریزه و با الگوریتم‌های پردازش تصویر متداول نشان داده شده است.

همانطور که پیش‌تر نشان داده شد شکل شماره ۷ مرزبندی ضایعه ملانوما با کمک فیلتر پلاریزه شبیه‌سازی شده با زاویه ۴۵ درجه را نشان می‌دهد. مقایسه دو شکل شماره ۸ و ۷ اثر فیلتر پلاریزه را در کاهش نویز تصویر نشان می‌دهد.

در شکل شماره ۸ در مرزبندی تصویر قسمت هایی که جزء ضایعه نبوده‌اند مرزبندی شده‌اند و نیز در داخل ضایعه مرزبندی‌های کوچکی انجام شده است که اینگونه مرزبندی‌ها به عنوان عاملی نویزی برای تشخیص مرز دقیق ضایعه به حساب می‌آیند. در شکل شماره ۷ با اعمال فیلتر پلاریزه ۴۵ درجه این نویزها کاهش یافته‌اند و این موضوع نشان‌گر بهبود مرزبندی تصویر با کمک فیلتر پلاریزه است.

در اشکال شماره ۹ و ۱۰ بترتیب مرزبندی با فیلترها پلاریزه صفر و ۹۰ درجه نشان داده شده است.

همانگونه که در شکل شماره ۹ مشخص است با استفاده از فیلتر پلاریزه صفر درجه کمترین مقدار تغییر در تصویر رخ داده است و عوامل نویزی به مقدار بسیار اندکی کاهش یافته‌اند.

در شکل شماره ۱۰ با استفاده از فیلتر پلاریزه ۹۰ درجه بیشترین مقدار تغییر در تصویر رخ داده است و عوامل نویزی به میزان قابل توجهی کاهش یافته‌اند اما عامل نامطلوب در مرزبندی ضایعه این است که قسمتی از ضایعه در خارج از مرز ضایعه قرار گرفته است.

با توجه به نتایج فوق اینطور استنباط می‌گردد که علی‌رغم ماکزیمم تغییرات تصویر به ازای فیلتر پلاریزه ۹۰ درجه، بهترین نتیجه که عوامل نامطلوب مؤثر در مرزبندی ضایعه را نیز حذف می‌نماید توسط فیلتر پلاریزه ۴۵ درجه بدست می‌آید. علت این امر این است که زاویه ۴۵ درجه در فیلتر پلاریزه معمولاً بهترین جواب برای مرزبندی تصاویر را می‌دهد، زیرا این فیلتر پلاریزه تا حدودی خواص فیلتر پلاریزه ۹۰ درجه و تا حدودی خواص فیلتر پلاریزه صفر درجه را دارا



شکل ۸- مرزبندی ضایعه ملانوما بدون استفاده از فیلتر پلاریزه

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]



شکل ۹- مرزبندی ضایعه ملانوما با استفاده از فیلتر پلاریزه صفر درجه



شکل ۱۰- مرزبندی ضایعه ملانوما با استفاده از فیلتر پلاریزه ۹۰ درجه

می‌باشد. از این رو در شکل شماره ۶ برای مرزبندی تصویر از فیلتر پلاریزه ۴۵ درجه استفاده شده است.

همچنین از ۴ شکل شماره ۷، ۸، ۹ و ۱۰ می‌توان نتیجه گرفت که در روش مرزبندی با الگوریتم‌های متداول پردازش تصویر امکان اینکه برخی از مناطقی که جزء ضایعه نبوده‌اند مرزبندی گردند وجود دارد که با اعمال فیلتر پلاریزه با زاویه مناسب می‌توان این نقیصه را بهبود بخشید.

با توجه به مطالب بالا معلوم گردید که بسته به نوع ضایعه، پزشک می‌تواند جهت دستیابی به بهترین نتیجه زاویه پلاریزاسیون دلخواه خود را انتخاب نماید. بسته به ماهیت تصویر و رفتار آن در برابر نور پلاریزه می‌توان بهترین زاویه پلاریزاسیون را انتخاب نمود. زاویه پلاریزاسون ۴۵ درجه معمولاً موجب بهترین مرزبندی در ضایعات پوستی می‌گردد. از این رو در تصاویر بعدی از فیلتر پلاریزه صفر درجه و ۹۰ درجه استفاده نمی‌شود.

در شکل شماره ۱۱ مرزبندی ضایعه ملانوما بدون استفاده از فیلتر پلاریزه نشان داده شده است. در این تصویر مناطقی که جزء ضایعه بوده‌اند مرزبندی نشده‌اند و نیز در حالی که مناطقی از تصویر قسمتی از ضایعه بوده‌اند بصورت جدا از ضایعه مرزبندی شده‌اند. این موضوع یک مشکل بزرگ در مرزبندی با الگوریتم‌های متداول پردازش تصویر است.

در شکل ۱۲ شماره پیش از اعمال الگوریتم مرزبندی، فیلتر پلاریزه شبیه سازی شده به تصویر اعمال گردیده است و سپس به مرزبندی تصویر پرداخته شده است همان‌گونه که مشاهده می‌شود مرزبندی ضایعه بطور کامل و پیوسته انجام شده است و نویز تصویر نزدیک به صفر است.

از مهمترین مزایای استفاده از فیلتر پلاریزه این است که حتی در تصاویر با نویز فراوان (از جمله تصاویر پوستی که مو در آن به عنوان نویز می‌باشد) مرزبندی ضایعه با دقت بالا امکان‌پذیر است که این موضوع می‌تواند راه گشای مسائلی باشد که نویز به عنوان پارامتری مزاحم در تصویر کار محقق را مختل می‌کند. به دلیل تیره بودن مو و نزدیکی کنتراست آن با ضایعه ممکن است برخی از موها مانند ضایعه مرزبندی می‌گردند که نتایج نامطلوب را بهمراه خواهد داشت.

در شکل شماره ۱۳ استخراج مرز ضایعه ملانوما با وجود نویز زیاد با فیلتر پلاریزه شبیه‌سازی‌شده نشان داده شده است. در این شکل مقدار زیادی مو در تصویر به عنوان عامل مزاحم وجود دارند و نیز شکل و رنگ ضایعه در قسمت چپ با قسمت راست متفاوت است که این مطالب می‌تواند پزشک را در تشخیص نوع ضایعه دچار مشکل سازد اما با کمک فیلتر پلاریزه مرزبندی ضایعه به طور نسبی با دقت خوبی انجام گرفته است و مرزبندی ضایعه بطور کامل و پیوسته و نیز با کمترین مقدار نویز انجام گرفته است.



شکل ۱۱- مرزبندی ضایعه ملانوما بدون استفاده از فیلتر پلاریزه



شکل۱۲- تصویر مرز بندی شده با کمک فیلتر پلاریزه ۴۵ درجه

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]

در شکل شماره ۱۴ مرزبندی تصویر با الگوریتم‌های متداول پردازش تصویر نشان داده شده است. در این شکل مرزبندی ضایعه با گسستگی انجام گرفته است. همچنین در این شکل به دلیل وجود مو و نزدیکی کنتراست مو با ضایعه برخی از موها به عنوان ضایعه مرزبندی شده‌اند. این مطالب موجب شده است که در شکل شماره ۱۴ مرزبندی نامطلوبی از ضایعه ملانوما مشاهده گردد.

با توجه به مطالبی که در این بخش گفته شد به وضوح تأثیر فیلتر پلاریزه و زاویه آن در بهبود تصاویر و مرزبندی آن‌ها مشخص می‌گردد.

بحث و نتیجه گیری

شبیه‌سازی فیلتر پلاریزه و اعمال آن بر روی تصاویر پوستی از جمله جدیدترین و مؤثرترین تکنیک‌های پردازشی است که موجب وضوح مناسنب تصاویر ملانوما می‌گردد و تشخیص نوع ملانوما را آسان‌تر می‌نماید. با کمک این تکنیک مرزبندی دقیقتری از ضایعات ملانوما انجام می‌پذیرد. در آنالیز ضایعات پوستی و تشخیص نوع آن، تفکیک دقیق ضایعه از زمینه از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در این مقاله با کمک فیلتر پلاریزه و روش‌های معمول پردازش تصویر به مرزبندی دقیق‌تری از تصاویر پرداخته شده است و تا حد ممکن اثر عواملی مانند مو که به عنوان عوامل مزاحم از آن یاد می‌گردد کاهش یافته است. در این مقاله با مقایسه مرزبندی با و بدون فیلتر پلاریزه، ارزش استفاده از فیلتر پلاریزه در تصاویر پوستی آشکار گردید.

در این مقاله نشان داده شد که پس از اخذ تصویر توسط درماتوسکوپ فیلتر پلاریزه شبیه‌سازی شده با زوایای مختلف بر روی تصویر اعمال گردید تا بهترین تصویر حاصل شود. پس از آن تصویر، مورد پردازش اولیه قرار می‌گیرد و پس از چند پیش پردازش دیگر



شکل ۱۳- مرزبندی ضایعه با فیلتر پلاریزه ۴۵ درجه



شکل ۱۴- مرزبندی ضایعه بدون فیلتر پلاریزه

بازیابی و استخراج لبه در حوزه شدت روشنایی انجام می‌شود. در نهایت مرز، روی تصویر اصلی قرار می‌گیرد تا پزشک ضایعه مورد نظر را بهتر و مناسب تر تشخیص دهد.

منابع

1. Dancey AL, Mahon BS, Rayatt SS. A review of diagnostic imaging in melanoma. J Plast Reconstr Aesthet Surg 2008; 61: 1275-83.
2. http://en.wikipedia.org/wiki/dermatoscopy
3. Kokemohr N. Digital polarization filter. Patent Application Publication 2007; ppl.no.10/250,438.
4. Pompl R, Bunk W, Horsch A, Abmayer W, Morfill G, Braurer W, Stolz W. Computer vision of melanocytic lesions using MELDOQ in proc. 6th Congress Int. Soc. Skin Imaging, London 1999; Skin Research and Technology, 5:150.
5. Green A, Martin N, Pfitzer J, Quintarelli F, ourke M, Knight N. Computer image analysis in the diagnosis of melanoma. J Am Acad Dermatol 1994; 31(6): 958-964.
6. Antonio AT, Chuh Zawar V. Demonstration of residual perifollicular pigmentation in localized vitiligo a reverse and novel application of digital epiluminescence dermoscopy. Elsevier Ltd 2004; 28.
7. Glen EM. Filters can make all the difference 2003. www.thelightsrightstudio.com
8. http://tray.dermatology.uiowa.edu/ImageBase.htm
9. http://www.aocd.org/skin/dermatologic_diseases/melanoma.html
10. Benvenuto-Andrade C, Dusza W, Agero C, Scope A, Rajadhyaksha M, Halpern C, Marghoob A. Differences between polarized light Dermoscopy and Immersion contact dermoscopy for the evalution of skin lesions. Arch Dermatol 2007; 143: 329-38.
11. Pehamberger H, Steiner A, Wolff K .In vivo epiluminescence microscopy of pigmented skin

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]

lesions. I.Pattern analysis of pigmented skin lesions. J Am Acad Dermatol 1987; 17(4): 571-83.

12. Nachbar F, Stolz W, Merkle T, Cognetta A, Vogt T, Landthaler M, Bilek P, Braun-Falco O, Plewig G. The ABCD rule of dermatoscopy: High prospective value in the diagnosis of doubtful melanocytic skin lesions. J Am Acad Dermatol 1994; 30(4): 551-9.

13. Ambaugh S.E, Moss R.H, Stoecker W.V, Hance G.A. Automatic color segmentation Algorithms: With application to skin tumor feature identification. IEEE Eng Med Biol Mag 1993; 12(3): 75-82.

14. Gonzalez R.C, Woods R.E. Digital Image Processing.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-22]