لیزر در پزشکی ۱۴۰۲/ دوره ۲۰ / شماره (۱) / صفحات ۱۳-۵.

مقاله پژوهشی

چینش سامانه تصویربرداری نوری طیفی مورد استفاده در تلفن همراه هوشمند و کمی‌سازی ضایعه بافت پوست مدل‌شده به‌منظور کاربری بالینی

زیبا حیدری[۱]
الهه نحوی‌فرد[۲*]
افشان شیرکوند[۳*]
عزالدین مهاجرانی[۴]

۱. کارشناسی ارشد - گروه فیزیک-دانشکده علوم پایه - دانشگاه بین‌المللی امام خمینی(ره) قزوین - ایران
۲. استادیار فیزیک- گروه فیزیک-دانشکده علوم پایه- دانشگاه بین‌المللی امام خمینی(ره) قزوین - ایران
۳. استادیار بیوفوتونیک/فیزیک پزشکی، گروه پژوهشی فتودینامیک- سازمان جهاد دانشگاهی علوم پزشکی تهران- تهران- ایران
٤. استاد فوتونیک- پژوهشکده لیزر و پلاسما- دانشگاه شهید بهشتی- تهران- ایران

نویسندگان مسئول: دکتر افشان شیرکوند - دکتر الهه نحوی‌فرد

پست الکترونیکی:
shirkavand@acecr.ac.ir
شماره تماس: ۰۹۱۲۲۹۱۱۱۰۴

nahvifard@sci.ikiu.ac.ir
شماره تماس: ۰۹۱۲۶۸۲۳۳۲۵

چکیده

اهداف: در سال‌های اخیر برخی روش‌های غیرتهاجمی برای ارزیابی وضعیت مشکلات (بیماری) پوستی و بافت‌ها ایجاد شده‌اند. ارزیابی بیماران بعد از لیزردرمانی برای بهبود بیماری‌های پوستی، به‌صورت بصری و براساس تجربه پزشکان انجام می‌شود. این نوع بررسی غیر خطی بوده و امکان خطای انسانی وجود دارد، لذا استفاده از روش‌های کمی و ابزاری در کنار ارزیابی بصری وابسته به پزشک، پیشنهاد می‌شود. این پژوهش با هدف ارائه یک سیستم اپتیکی بر پایه طیف‌سنجی و استفاده از موبایل جهت بررسی تمایز میان بافت سالم و ناسالم به‌منظور برای پایش و بررسی روند بیماری پوستی طراحی می‌شود.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش از روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی و تصویربرداری بر پایه طیف استفاده شده است. درواقع با استفاده از تحلیل داده‌های طیف‌سنجی از یک ضایعه شبیه‌سازی‌شده عروق خونی بر روی پوست به عنوان کیس مورد مطالعه، یک روش تصویربرداری برپایه طیف‌سنجی ارائه می شود.

یافته‌ها: داده‌های طیفی از پوست مورد بررسی قرار گرفت، با تحلیل داده‌های طیفی بازتابی پخشی، تمایز میان قله جذبی پوست سالم و پوست دارای ضایعه (شبیه‌سازی‌شده) مشخص شد. در ادامه با استفاده از این تمایز میان قله‌های جذب در طیف بازتابی پخشی، سیستم تصویربرداری برای ثبت تصویر همزمان پوست و ضایعه پیشنهاد شد. این سیستم تصویربرداری یک چیدمان اپتیکی اولیه جهت دستیابی به تصویر بدون بازتاب آینه‌ای و همچنین حذف عوامل محیطی مانند نور محیط می‌باشد. در واقع با مشخص‌کردن طول موج شاخص از تحلیل طیف‌سنجی باززتابی پخشی و انتخاب منبع نور مطابق با طول موج شاخص و نوردهی به ضایعه، می‌توان تمایز بهتری از آن ضایعه و ناحیه سالم اطراف را نشان داد. همچنین در این سیستم از دوربین موبایل به عنوان دتکتور استفاده شده است.

نتیجه‌گیری: پس از ثبت تصویر از پوست سالم و ضایعه شبیه‌سازی‌شده روی پوست به‌صورت همزمان، به پردازش تصویر و کمی‌سازی تصویر ثبت‌شده که با طول موج شاخص نوردهی‌شده، به تشخیص و بررسی پوست و ضابعه شبیه‌سازی‌شده پرداخته شد.

کلیدواژه‌ها: تصویربرداری طیفی، طیف‌سنجی بازتابی پخشی، بافت پوست کروموفور، درماسکوپی، کمی‌سازی

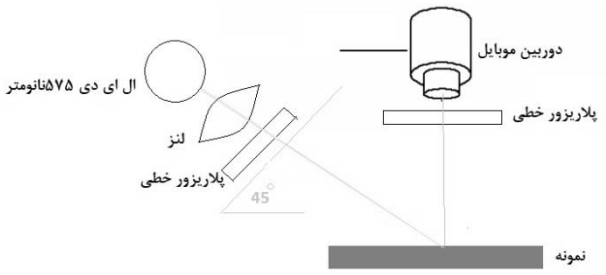
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]

مقــدمه

تشخیص ضایعات پوستی، بررسی پیشرفت بیماری و یا پاسخ آن به درمان مبتنی‌بر معاینات شهودی پزشک است. روش‌های استاندارد مانند بیوپسی (نمونه‌برداری) تهاجمی، پرهزینه و زمان‌بر می‌باشد(۱). لذا بکارگیری تکنیک‌های اپتیکی جهت تشخیص و بررسی پیشرفت بیماری به‌دلیل غیرتهاجمی‌بودن این روش‌ها و عدم ایجاد تغییر مخرب در بافت زیستی می‌تواند بسیار کارامد باشد(۲و۳). در تکنیک‌های اپتیکی روش‌های مختلف طیف‌سنجی همچون بازتابی پخشی، رامان، و فلورسانس وجود دارد(٤و٥). روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی در بازه طول موج مرئی یک روش کارآمد می‌باشد که بر پایه جذب و پراکندگی بافت عمل می‌کند. گرچه این روش در ناحیه مرئی اطلاعات بسیار خوبی در ارتباط با میزان رنگدانه‌های موجود در بافت، وضعیت خونرسانی و ناهنجاری‌های ایجادی بر سطح پوست (مانند اسکار)، پورپورا، کبودی یا اثرات سوختگی پس از لیزر را به پزشک می‌دهد، اما نیاز به شرایط آزمایشگاهی خاص برای چینش آن وجود دارد (۲). همچنین به‌دلیل بررسی نقطه به نقطه موضع، ثبت و تحلیل اطلاعات می‌تواند زمان‌بر باشد. روش‌های دیگر مانند تصویربرداری هایپراسپکترال و مولتی‌اسپکترال نیز وجود دارند(۵). در این روش‌های تجهیزات بسیار پیچیده، سنگین و گران هستند. همچنین تحلیل اطلاعات برمبنای روش‌های ذکرشده نیز زمانبر و نیازمند سیستم‌های پیچیده برای تحلیل و بررسی اطلاعات ثبت‌شده می‌باشد (٦-8). ثبت تصاویر برپایه طیف‌سنجی بازتابی یک روش دقیق و سریع است که قابلیت تحلیل بافت در بررسی‌های روند درمان یک ضایعه را با دقت مناسب و زمان سریع فراهم می‌کند(۵). همچین استفاده از تصویربرداری طیفی با کمترین پیچیدگی و هزینه، جهت تشخیص بیماری و بررسی پیشرفت آن امکان‌پذیر است(۹-۱۰). در این پژوهش هدف کمی‌سازی مشخصه بافت با استفاده از تکنیک تصویربرداری طیفی، تشخیص قابل قبولی برای مشخصه‌یابی بافت‌های زیستی می‌باشد. با استفاده از تکنیک طیف‌سنجی بازتابی، می‌توان تمایز میان بافت سالم و ناسالم را تشخیص داد. طیف بازتابی پخشی، از نوری که چندین مرتبه درون نمونه پراکنده‌شده، ایجاد می‌شود. خصوصیات طیفی نوری که از بافت به صورت پخشی بازتاب شده است، به ویژگی‌های پراکندگی و جذبی آن بستگی دارد. طیف‌سنجی بازتابی پخشی تغییرات این خواص اپتیکی را در اثر بیماری یا درمان، مطالعه می‌کند. در ادامه با استفاده از این تمایز می‌توانیک چیدمان اپتیکی تصویربرداری مبتنی بر همین روش، برای تشخیص سریع و دقیق ضایعه‌ای را ساخت. در این بررسی، ضایعه پوستی همانژیوم به عنوان کیس مورد مطالعه انتخاب شد. توزیع رنگدانه ابزارهای مفیدی برای ارزیابی شدت ناهنجاری‌های پوستی و نظارت بر بهبود پوست و سایر فعل و انفعالات هستند. بررسی این توزیع با استفاده از یک ابزار اپتیکی ساده می‌تواند در بسیاری از موارد کارآمد باشد. این مطالعه با هدف بررسی تمایز میان بافت سالم و ناسالم با استفاده از نتایج طیف‌سنجی بارتابی پخشی به منظور ارائه یک روش ساده، سریع و در دسترس برای تشخیص بیماری پوستی طراحی می‌شود.

مواد و روش‌ها

با مروری بر متون در زمینه چیدمان‌های تصویربرداری چندطیفی و فراطیفی و همچنین درماسکوپی، که قابل ذکر است تجهیزات پیچیده، سنگین و پرهزینه‌ای دارند، به بررسی و تست چیدمان‌های مختلف برای چیدمان تصویربرداری را ازمایش نمودیم (۱۱-۱٦). چیدمان نهایی تصویربرداری طیفی در شکل ۱ نمایش داده شده است.



شکل ۱- چیدمان اپتیکی مورد استفاده در طراحی تصویر برداری طیفی

ابتدا نور از ال.ای.دی با طول موج ۵۷۵ نانومتر که درناحیه سبز قرار دارد، استفاده شد. علت انتخاب این طول موج آن است که طبق آزمایشات انجام‌شده در کیس‌های بالینی ضایعه همانژیوم، در این

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]

ناحیه بیشترین جذب وجود دارد (۱۷). نور ال.ای.دی با زاویه ٤٥ درجه تابیده می‌شود. تابش نور با زاویه ۹۰ درجه موجب ایجاد بازتاب‌های آینه‌ای و در نتیجه خطا در تصویر ثبت‌شده، می‌شود. این نور در مسیر، ابتدا از یک عدسی رد می‌شود تا به‌صورت موازی درآید. سپس ازطریق یک قطبشگر، نور پراکنده قطبیده‌شده و به موضع می‌رسد. سپس بازتاب آینه‌ای سطح و نور پراکنده بازگشتی از داخل بافت بازتابیده می‌شوند. همان‌طورکه گفته شد نور پراکنده بازگشتی شامل اطلاعات مربوط به ساختارهای درونی پوست مانند میزان تجمع رنگدانه‌ها، التهاب پوست و... است. نور تابیده‌شده قطبیده است، لذا نور بازگشتی به سمت دوربین تا حدودی قطبیده است، اما نکته‌ای که وجود دارد بافت ناهمگن است و بازتاب‌های پراکنده نیز باید قبل از رسیدن به دوربین قطبیده شوند. در این صورت ما یک تصویر بدوت بازتاب آینه با اطلاعات از ساختارهای درونی پوست خواهیم داشت. پس از ثبت تصاویر به تحلیل و کمی‌سازی آن با استفاده از نرم‌افزار متلب پرداخته شد.

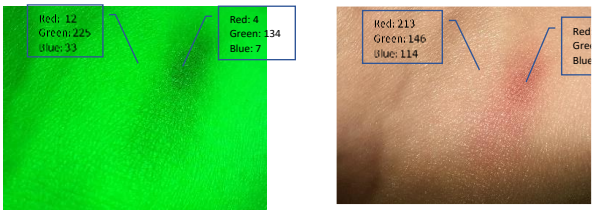
یافته‌ها

برای مقایسه میان عملکرد ال.ای.دی سفید که در دستگاه‌های درماسکوپ وجود دارند، و ال.ای.دی با طول موج مشخص از هر دو آنها برای نوردهی یک موضع و ثبت تصاویر استفاده کردیم. بنابراین یکبار با منبع نور سفید در بازه مرئی و یکبار با منبع نور سبز در بازه ۵۷۵ نانومتر از ضایعه شبیه‌سازی‌شده و پوست سالم اطراف آن تصویر گرفته شد. همان‌طورکه توضیح داده شد اینکه از ال.ای.دی سبز (بازه ۵۷۵ نانومتر) استفاده شود به‌علت پاسخ ضایعه همانژیوم به تابش نور در بازه مرئی در بررسی‌های طیف‌سنجی بازتابی پخشی بود. در واقع ناحیه‌ای که همانژیوم در آن بیشترین جذب در طیف‌سنجی بازتابی پخشی را دارد. در ادامه، در هر تصویر دو پیکسل مشابه (در واقع موقعیت مکانی مشابه) یکی در ناحیه همانژیوم شبیه‌سازی‌شده و دیگری در ناحیه سالم پوست انتخاب شد. با استفاده از نرم‌افزار متلب شدت آن نقطه بررسی شد. همان‌طورکه در تصویر می‌بینید میزان شدت کانال‌های RGB در هر تصویر به صورت کمی مورد بررسی قرار گرفت. همان‌گونه‌که در شکل مشخص است، اختلاف شدت کانال G میان پیکسل‌های انتخابی در تصویر با LED سبز بسیار بیشتر از اختلاف شدت کانال G میان پیکسل‌های انتخابی در تصویر با LED سفید می‌باشد. مشخص است اگر کانال‌های RGB تصاویر را مورد بررسی قرار دهیم، اختلاف میان دو تصویر (شکل ۲) مشهود است.

Green LED: G chan.SKIN - G chan.LESSION= 225-134= 91

With LED: G chan.SKIN - G chan.LESSION= 146-136= 10

همین مساله گویاست که فرض ما در رابطه اینکه تصویربرداری با نورپردازی طبق نتایج طیف‌سنجی، تمایز بهتری را از موضع مورد نظر به ما نمایش می‌دهد.



شکل ۲- مقایسه تصویر ثبت‌شده با ال.ای.دی سبز و ال.ای.دی سفید

در ادامه با استفاده از ستاپ اپتیکی بسته‌شده (طبق آنچه که در بخش روش اجرا شرح داده شد) از پوست با ضایعه مدل‌شده ایجادشده تصویر ثبت شد. برای نمایش بهتر عملکرد ستاپ مذکور، ابتدا یک تصویر بدون پلاریزور ثبت کردیم (شکل۳).



شکل۳- تصویر ثبت‌شده بدون پلاریزور

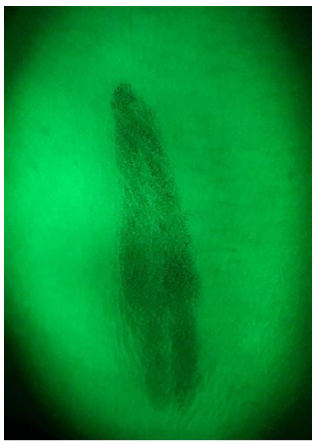
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]

همان‌طورکه قابل رویت است قسمت زیادی از این تصویر به علت بازتاب‌های آینه‌ای موجود در آن، اطلاعات زیادی را در اختیار کاربر قرار نمی‌دهد. بازتاب‌های آینه‌ای باعث ازدست‌رفتن اطلاعات مورد نیاز از این تصویر شده‌اند. در مرحله بعد یک پلاریزور در مقابل منبع نور انتخابی مطابق با ضایعه شبیه‌سازی‌شده، قرار دادیم.



شکل ٤- تصویر ثبت‌شده با چیدمان دارای یک پلاریزور

همان‌طورکه در تصویر ٤ قابل مشاهده است، نسبت به تصویر قبلی که بدون پلاریزور ثبت شده بود، اطلاعات بیشتری در اختیار قرار می‌دهد. اما اگر در این تصویر دقیق شویم، باز هم در بخش‌هایی از آن بازتاب‌های آینه‌ای از سطح را مشاهده می‌کنیم. با توجه به اینکه پوست یک بافت ناهمگن است و پس از بازتاب نور قطبیده‌شده روی سطح ناهمگن بازتاب‌های پراکنده از این سطح ناهمگن را به سمت اشکارساز که همان دوربین موبایل است را داریم. به‌همین‌علت برای حل این مساله لازم است یک پلاریزور دیگر در مقابل دوربین موبایل قرار دهیم تا این بازتاب‌ها را حذف کنیم. تصویر نهایی ثبت‌شده توسط ستاپ نهایی به شکل زیر است.

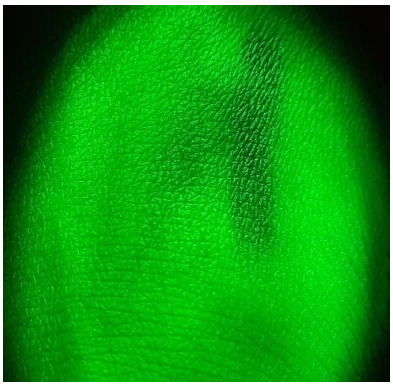


شکل ٥- تصویر ثبت‌شده با چیدمان دارای دو پلاریزور (چیدمان نهایی)

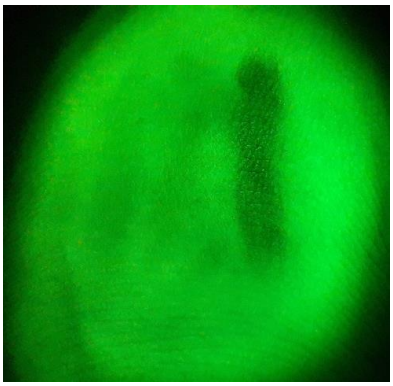
در تصویر شماره ٥ مشاهده می‌شود که هیچ بازتاب آینه‌ای از سطح وجود ندارد. در واقع نور بازتابیده‌شده از سطح روی پوست نیست و لایه پایین‌تر آن یعنی درم پوست است. چرا که بازتاب‌های سطح حذف شده‌اند و تنها بازتاب‌های لایه زیری‌تر توسط دوربین موبایل جمع‌آوری شده‌اند.در تصویر ثبت‌شده، اختلاف عددی پوست سالم و ضایعه، در واقع اختلاف شدت پیکسل‌ها در تصویر گرفته‌شده به‌صورت همزمان از ضایعه و پوست سالم است. این کار از نظر تکنیکی مشابه آن است که یک نقطه از ضایعه انتخاب و طیف آن را ثبت کنیم، سپس یک نقطه از پوست را انتخاب کرده و طیف آن را نیز ثبت کنیم و درنهایت اختلاف دو نمودار را بدست آوریم. این کار زمان‌بر و پیچیده‌تر از تصویربرداری است. همچنین امکان ثبت ضایعه و پوست سالم به‌صورت یکجا و همزمان وجود ندارد.

تکرارپذیری چیدمان اپتیکی بر روی موضع‌های دیگر شبیه‌سازی‌شده نیز بررسی گردید. به این شکل که یکبار با پلاریزور در ستاپ اپتیکی و یکبار هم بدون پلاریز، از از موضع دیگری تصویر ثبت گردید.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]

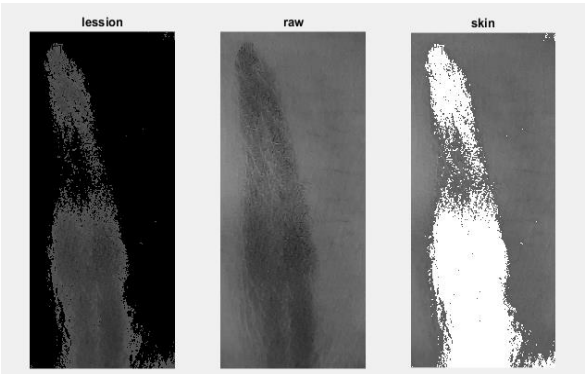


شکل ٦- بدون پلاریزور



شکل ۷- با پلاریزور

پس‌از بدست‌آوردن میانگین شدت پیکسل‌های ضایعه و پوست سالم، تصاویر ضایعه و پوست سالم را نیز از هم تفکیک و اختلاف عددی را بدست می‌آوریم. نتیجه در شکل ۸ قابل مشاهده می‌باشد



شکل ۸- میانگین گیری از پیکسل‌های ضایعه و ناحیه سالم

برای کمی سازی تصویر ثبت شده، ابتدا پیکسل با مکزیمم شدت و همچنین با مینیمم شدت را فراخوانی کرده، سپس از هر دوی آن ها میانگین گیری انجام شد.

در پردازش تصویر ثبت‌شده در متلب، از تمام پیکسل‌ها میانگین‌گیری شده است. ابتدا آرایه‌های افقی و عمودی در هم ضرب شده‌اند. حد آستانه در تصویر را از فرمول (minf+mfrs)/2 بدست آمده است، که مقدار آن ۸۸ است. این مقدار در واقع میانگین بالاترین و پایین‌ترین شدت پیکسل در میان پیکسل‌ها است. در ادامه با استفاده از حد آستانه، پیکسل‌های ضایعه و ناحیه سالم از هم تفکیک شدند. سپس از پیکسل‌های ناحیه ضایعه میانگین‌گیری شد (sx). از پیکسل‌های ناحیه سالم نیز میانگین‌گیری شد (sn). با این کار می‌توان اختلاف شدت میان ناحیه ضایعه و ناحیه سالم را به‌صورت کمی‌سازی‌شده، بدست آورد.

Workspace

Name	Value
ax	1025
axay	476625
ay	465
g	465
h	1025
k	1025x465 uint8
k1	1025x465 uint8
k2	1025x465 uint8
mfrs	29
minf	147
sn	21.8282
sx	150.4867
ther	88

بحث و نتیجه‌گیری

همان‌طورکه گفته شد، تشخیص ضایعات پوستی، بررسی پیشرفت بیماری و یا پاسخ آن به درمان، وابسته به تشخیص بصری و تجربی پزشک می‌باشد. این روش غیرخطی است، لذا از دقت و اطمینان در روند بررسی‌ها می‌کاهد. همچنین روش‌های تهاجمی مانند نمونه‌برداری پرهزینه و زمان‌بر می‌باشد. بنابراین استفاده از تکنیک‌های اپتیکی برای تشخیص و بررسی پیشرفت بیماری می‌تواند کارآمد

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]

باشد. در بیماری‌های پوستی بخشی از پوست که درگیر ضایعه باشد، دچار تغییراتی می‌شود. بدیهی این تغییرات در برهم کنش نور با بافت نسبت به بافت نرمال نیز دیده می‌شود. درواقع ما یک تمایز میان رفتار اپتیکی بافت سالم نسبت به بافت ضایعه‌دار را در طیف بازتابی پخشی ثبت‌شده، می‌بینیم(۵).

زمانی‌که یک موضع داشته باشیم که بخشی از آن با بخش اطراف متفاوت باشد، اگر هر دو قسمت آن موضع را طول موج‌های مختلف طیف‌سنجی کنیم، شدت بازگشت نور از موضع در طول‌های موج‌های مختلف متفاوت خواهد بود. اگر در طول موج‌های مختلف شدت نور جذبی بررسی شود، وجود تمایز در آن موضع میان دو نقطه انتخابی وجود خواهد داشت. براین‌اساس، برای دستیابی به هدف این پژوهش، به جای بررسی نقطه به نقطه موضع، منبع نور را یک‌جا به موضع مورد نظر تابانده و اطلاعات بازتاب نور از آن موضع نیز یک‌جا ثبت شد. تنها تفاوت در اینجا این است که به‌جای آن‌که یک بازه گسترده طول موج نور به آن تابش شود، با استفاده از بررسی‌های مرتبط قبلی در مطالعات بالینی طیف‌سنجی بازتابی پخشی، طول موج خاصی انتخاب شد که در آنها اختلاف ویژه‌ای بین ضایعه و بافت نرمال پوست وجود داشت. زمانی که یک طول موج خاص جهت تابش بر روی یک موضع خاص انتخاب می‌شود، در واقع اطلاعات بهتری از آن موضع دریافت خواهد شد.

درحال‌حاضر تجهیزات تصویربرداری چندطیفی و فراطیفی برای ثبت تصاویر طیفی یا طول موج‌های دقیق در بازه طیف مرئی موجود هستند. این تجهیزات گران، پیچیده و سنگین هستند. همچنین برای استفاده ملاحظات آزمایشگاهی خاصی دارند و دسترسی به آنها سهل نیست. به‌علاوه زمانی‌که یک ضایعه مطالعه شود و شاخص‌های آن مشخص شود، نیازی به طول موج‌های زیاد نیست چرا که می‌دانیم اطلاعات اصلی در چه طول موج‌هایی بدست می‌آید. به‌همین‌علت چیدمان تصویر برداری طیفی مبنی‌بر تحلیل نتایج طیف‌سنجی از یک ضایعه و پوست اطراف آن کاربردی و دقیق است. دستگاه‌های درموسکوپی که در بازار نیز موجود هستند و توسط بسیاری از پزشکان مورد استفاده قرار می‌گیرند، تنها دارای منبع نور سفید هستند که این مساله دقت بررسی را کاهش می‌دهد. همچنین در اغلب این ابزارهای دستی امکان ثبت و کمی‌سازی اطلاعات وجود ندارد. در این پژوهش، ابتدا ضایعه همانژیوم که یکی از بیماری‌های پوستی است به عنوان کیس مورد مطالعه انتخاب شد. براساس اینکه این ضایعه عروقی در طول موج ۵۷۵ اختلاف معناداری با پوست سالم اطراف ضایعه داشت، برای بررسی کمی یک ضایعه شبیه به همانژیوم مدلسازی شد. یکبار با منبع نور سفید و یکبار با منبع نور سبز ۵۷۵ نانومتر نور تابش داده و تصاویر حاصل ثبت شد. اختلاف پیکسل‌ها در نقاط مشابه در عکس بیانگر آن است که انتخاب نوردهی یک موضع بسیار حائز اهمیت می‌باشد. نتیجه حاصل، اختلاف شدت دو پیکسل یکی در محل ضایعه شبیه‌سازی‌شده و دیگری در ناحیه سالم در نوردهی با منبع نور ۵۷۵ نانومتر بسیار بیشتر از نور دهی با منبع نور سفید می‌باشد. همین مساله به ما کمک می‌کند تا تمایز بهتری را از یک موضع ثبت و اطلاعات دقیق‌تری بدست آوریم. در ادامه کار به موضع مورد نظر با منبع نور ۵۷۵ نانومتر نور با زاویه ٤٥ درجه تاباندیم و تصویر آن را با دوربین موبایل ثبت کردیم. نوردهی با زاویه ۹۰ درجه باعث ایجاد بازتاب‌های آینه‌ای و ازدست‌رفتن اطلاعات صحیح از پیکسل‌های تصویر ثبت‌شده، می‌شود. پس از ثبت تصویر به بررسی‌شدن هر پیکسل پرداخته و مقادیر را کمی‌سازی کردیم که اطلاعات دقیق و مهمی را از ضایعه شبیه‌سازی‌شده بدست آوردیم. درنتیجه در هر موضعی، یک مساله غیرطبیعی و متفاوت وجود داشته باشد، می‌توان با بررسی نتایج طیف‌سنجی آن در دو نقطه از آن ضایعه، طول موج خاص برای چیدمان تصویربرداری طیفی انتخاب و اطلاعات موضع را به‌صورت تصویر ثبت‌کرده، سپس کمی‌سازی و تحلیل را انجام داد. این روش کم‌هزینه، دقیق‌تر از تشخیص چشمی، دردسترس و سهل است. همچنین به‌دلیل استفاده از تلفن هوشمند به عنوان آشکارساز، امکان ذخیره‌سازی، آرشیو و حتی ارسال اطلاعات ثبت‌شده موجود است.امکان تعمیم نتایج این تحقیق با مطالعات جامع برای کاربری تشخیصی ضایعات پوستی دیگر همچون ویتیلگو، پسوزیاریس،... قابل پیگیری خواهد بود.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]

محدودیت‌های این طرح در دسترسی به بیماران دارای ضایعه همانژیوم بود که بتوانیم این چیدمان را با کیس‌های بالینی نیز مورد بررسی قرار دهیم. از پیشنهادات این طرح این است که با ثبت تعداد زیاد از کیس‌های بالینی همانژیوم، امکان تحلیل و پردازش اطلاعات به‌صورت ماشین لرنینگ وجود دارد.

امکان تطبیق این ستاپ با بیماری‌های پوستی دیگر مانند ویتیلگو، پسوزیاریس و... و یا خالکوبی با تایپ‌های پوستی مختلف وجود دارد. بدین صورت که باید اطلاعات طیفی بیماری و یا موضع مورد نظر بررسی، سپس منبع نور مناسب برای ثبت تصاویر طیفی انتخاب شود. اپلیکیشن موبایل به‌صورت تخصصی به‌منظور پردازش تصاویر ساخته شود تا استفاده از اطلاعات تصاویر طیفی ثبت‌شده با موبایل آسان‌تر باشد.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]

References

1. LevyJL, PonsF, AgopianL, BessonR,Subjective Evaluation and Objective Measurement Methods in Cosmetic Dermatology,Medical Laser Application 2004,19(4), 223-229, https://doi.org/10.1078/1615-1615-00146.
2. Babadi M, Mohajerani E, Ataie-Fashtami L, Zand N, Shirkavand A. Quantitative Analysis of Skin Erythema Due to Laser Hair Removal: A Diffusion Optical Spectroscopy Analysis. J Lasers Med Sci. 2019 Spring;10(2):97-103. doi: 10.15171/jlms.2019.16. Epub 2019 Feb 25. PMID: 31360377; PMCID: PMC6499568.
3. Shirkavand A, Sarkar S, Ataie fashtami L, Mohammadreza H, Detection of Melanoma Skin Cancer by Elastic Scattering Spectra: A Proposed Classification Method, Iranian Journal of Medical Physics, 2017, 14(3), 162-166, DOI: 10.22038/ijmp.2017.21367.1203
4. Jang Ah Kim and Dominic J Wales and Guang-Zhong Yang,Optical spectroscopy for in vivo medical diagnosis—a review of the state of the art and future perspective,Progress in Biomedical Engineering 2020,2(4), doi:0.1088/2516-1091/abaaa3.
5. Allahdadi E, Shirkavand A, Mohajerani E, Mansouri P, Almasi A, Sherafat SJ. Optimizing parameters of the Pulsed Dye Laser (PDL, 585-nm) for hemangioma treatment using diffuse reflectance spectroscopy. J Cosmet Dermatol. 2022 Dec;21(12):6798-6804. doi: 10.1111/jocd.15430. Epub 2022 Oct 31. PMID: 36181704.
6. Carpenter DJ, Sajisevi MB, Chapurin N, Brown CS, Cheng T, Palmer GM, Stevenson DS, Rao CL, Hall RP, Woodard CR. Noninvasive optical spectroscopy for identification of non-melanoma skin cancer: Pilot study. Lasers Surg Med. 2018 Mar;50(3):246-252. doi: 10.1002/lsm.22786. Epub 2018 Jan 13. PMID: 29331035; PMCID: PMC6407423.
7. Adão T, Hruška J, Pádua L, Bessa J, Peres E, Morais R, Sousa JJ. Hyperspectral Imaging: A Review on UAV-Based Sensors, Data Processing and Applications for Agriculture and Forestry. Remote Sensing. 2017; 9(11):1110. https://doi.org/10.3390/rs9111110
8. Geldof F, Dashtbozorg B, Hendriks BHW, et al. Layer thickness prediction and tissue classification in two-layered tissue structures using diffuse reflectance spectroscopy. Sci Rep 12, 1698 (2022). https://doi.org/10.1038/s41598-022-05751-5
Analysis of optical absorption of photoaged human skin using a high-frequency illumination microscopy analysis system_2023.
9. AggarwaPl, PapayFA, Applications of multispectral and hyperspectral imaging in dermatology, experimental dermatology, 2022, https://doi.org/10.1111/exd.14624
10. Lu G, Fei B. Medical hyperspectral imaging: a review. J Biomed Opt. 2014 Jan;19(1):10901. doi: 10.1117/1.JBO.19.1.010901. PMID: 24441941; PMCID: PMC3895860.
11. Marghoob NG, Liopyris K, Jaimes N. Dermoscopy: A Review of the Structures That Facilitate Melanoma Detection. J Am Osteopath Assoc. 2019 Jun 1;119(6):380-390. doi: 10.7556/jaoa.2019.067. PMID: 31135866.
12. Boulvert F, Boulbry B, BrunGLe, JeuneBLe, Rivet S, Cariou J. A Comparison of entropy and polarization memory rate behaviors through a study of weakly-anisotropic depolarizing biotissues. Optics Communications, 2007, 272(2), 534-538, https://doi.org/10.1016/j.optcom.2006.11.067

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]

13. Yaroslavsky AN, FengX, Neel VA, Polarization Optical Imaging of Skin Pathology and Ageing Author links open overlay panel, Chapter 22, Imaging in Dermatology, 2016, Pages 291-325, Academic Press.

14. Hunt B, Ruiz A, Pogue B. Smartphone-based imaging systems for medical applications: a critical review. J Biomed Opt. 2021 Apr;26(4):040902. doi: 10.1117/1.JBO.26.4.040902. PMID: 33860648; PMCID: PMC8047775.

15. Rabha D, Sarmah A, Nath P. Design of a 3D printed smartphone microscopic system with enhanced imaging ability for biomedical applications. J Microsc. 2019 Oct;276(1):13-20. doi: 10.1111/jmi.12829. Epub 2019 Sep 22. PMID: 31498428.

16. Phillips ZF, D'Ambrosio MV, Tian L, Rulison JJ, Patel HS, Sadras N, Gande AV, Switz NA, Fletcher DA, Waller L. Multi-Contrast Imaging and Digital Refocusing on a Mobile Microscope with a Domed LED Array. PLoS One. 2015 May 13;10(5): e0124938. doi: 10.1371/journal.pone.0124938. PMID: 25969980; PMCID: PMC4430423.

17. Ehsan Allahdadi 1, Afshan Shirkavand 2, Ezeddin Mohajerani 1, Parvin Mansouri 2, Ali Almasi 1, Somayeh Jahani Sherafat. Optimizing parameters of the Pulsed Dye Laser (PDL, 585-nm) for hemangioma treatment using diffuse reflectance spectroscopy. 2022 Oct 31. DOI: 10.1111/jocd.15430.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-24]