

## چینش سامانه تصویربرداری نوری طیفی مورد استفاده در تلفن همراه هوشمند و کمی سازی ضایعه بافت پوست مدل شده به منظور کاربری بالینی

### چکیده

زیبا حیدری<sup>۱</sup>  
الهه نحوی فرد<sup>۲\*</sup>  
افشان شیرکوند<sup>۳\*</sup>  
عزالدین مهاجرانی<sup>۴</sup>

**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، به صورت 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 به منظور برای پیش 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. در واقع با استفاده از تحلیل داده‌های طیف‌سنجی از یک ضایعه شبیه‌سازی شده عروق خونی بر روی پوست به عنوان کیس مورد مطالعه، یک روش تصویربرداری برپایه طیف‌سنجی ارائه می‌شود.

**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 (شبیه‌سازی شده) 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 مشخص کردن طول موج شاخص از تحلیل طیف‌سنجی بازتابی 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 شبیه‌سازی شده روی پوست به صورت همزمان، به پردازش تصویر و کمی سازی تصویر ثبت شده که با طول موج شاخص نوردهی شده، به تشخیص و بررسی پوست و ضایعه شبیه‌سازی شده پرداخته شد.

**کلیدواژه‌ها:** تصویربرداری طیفی، طیف‌سنجی بازتابی پخشی، بافت پوست کروموفور، در ماسک‌کپی، کمی سازی

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
۴. استاد فوتونیک- پژوهشکده لیزر و پلاسما- دانشگاه شهید بهشتی- تهران- ایران

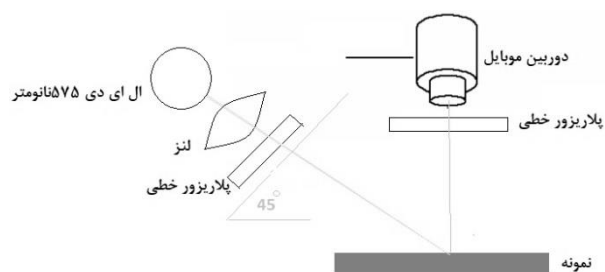
نویسندگان مسئول: دکتر افشان شیرکوند - دکتر الهه نحوی فرد  
پست الکترونیکی: shirkavand@accr.ac.ir  
شماره تماس: ۰۹۱۲۲۹۱۱۱۰۴  
nahvifard@sci.ikiu.ac.ir  
شماره تماس: ۰۹۱۲۶۸۲۳۳۲۵

## مقدمه

مرتب به درون نمونه پراکنده شده، ایجاد می شود. خصوصیات طیفی نوری که از بافت به صورت پخشی بازتاب شده است، به ویژگی های پراکندگی و جذبی آن بستگی دارد. طیفسنجی بازتابی پخشی تغییرات این خواص اپتیکی را در اثر بیماری یا درمان، مطالعه می کند. در ادامه با استفاده از این تمایز می توانیک چیدمان اپتیکی تصویربرداری مبتنی بر همین روش، برای تشخیص سریع و دقیق ضایعه ای را ساخت. در این بررسی، ضایعه پوستی همانژیوم به عنوان کیس مورد مطالعه انتخاب شد. توزیع رنگدانه ابزارهای مفیدی برای ارزیابی شدت ناهنجاری های پوستی و نظارت بر بهبود پوست و سایر فعل و انفعالات هستند. بررسی این توزیع با استفاده از یک ابزار اپتیکی ساده می تواند 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 می شود.

## مواد و روش ها

با مروری بر متون در زمینه چیدمان های تصویربرداری چندطیفی و فراطیفی و همچنین در ماسکوپ، که قابل ذکر است تجهیزات پیچیده، سنگین و پرهزینه ای دارند، به بررسی و تست چیدمان های مختلف برای چیدمان تصویربرداری را آزمایش نمودیم (۱۱-۱۶). 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 در ناحیه سبز قرار دارد، استفاده شد. علت انتخاب این طول موج آن است که طبق آزمایشات انجام شده در کیس های بالینی ضایعه همانژیوم، در این

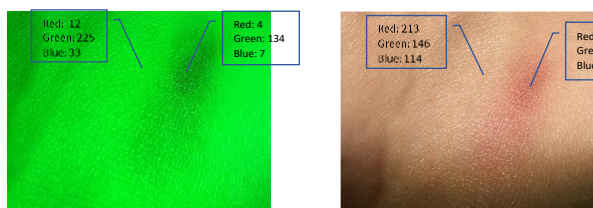
تشخیص ضایعات پوستی، بررسی پیشرفت بیماری و یا پاسخ آن به درمان مبتنی بر معاینات شهودی پزشک است. روش های استاندارد مانند بیوپسی (نمونه برداری) تهاجمی، پرهزینه و زمان بر می باشد (۱). لذا بکارگیری تکنیک های اپتیکی جهت تشخیص و بررسی پیشرفت بیماری به دلیل غیرتهاجمی بودن این روش ها و عدم ایجاد تغییر مخرب در بافت زیستی می تواند بسیار کارآمد باشد (۲ و ۳). در تکنیک های اپتیکی روش های مختلف طیفسنجی همچون بازتابی پخشی، رامان، و فلورسانس وجود دارد (۴ و ۵). روش طیفسنجی بازتابی پخشی در بازه طول موج مرئی یک روش کارآمد می باشد که بر پایه جذب و پراکندگی بافت عمل می کند. گرچه این روش در ناحیه مرئی اطلاعات بسیار خوبی در ارتباط با میزان رنگدانه های موجود در بافت، وضعیت خونرسانی و ناهنجاری های ایجادی بر سطح پوست (مانند اسکار)، پورپورا، کبودی یا اثرات سوختگی پس از لیزر را به پزشک می دهد، اما نیاز به شرایط آزمایشگاهی خاص برای چینش آن وجود دارد (۲). همچنین به دلیل بررسی نقطه به نقطه موضع، ثبت و تحلیل اطلاعات می تواند زمان بر باشد. روش های دیگر مانند تصویربرداری هایپراسپکترا و مولتی اسپکترا نیز وجود دارند (۵). در این روش های تجهیزات بسیار پیچیده، سنگین و گران هستند. همچنین تحلیل اطلاعات بر مبنای روش های ذکر شده نیز زمان بر و نیازمند سیستم های پیچیده برای تحلیل و بررسی اطلاعات ثبت شده می باشد (۶-۸). ثبت تصاویر بر پایه طیفسنجی بازتابی یک روش دقیق و سریع است که قابلیت تحلیل بافت در بررسی های روند درمان یک ضایعه را با دقت مناسب و زمان سریع فراهم می کند (۵). همچنین استفاده از تصویربرداری طیفی با کمترین پیچیدگی و هزینه، جهت تشخیص بیماری و بررسی پیشرفت آن امکان پذیر است (۹-۱۰). در این پژوهش هدف کمی سازی مشخصه بافت با استفاده از تکنیک تصویربرداری طیفی، تشخیص قابل قبولی برای مشخصه یابی بافت های زیستی می باشد. با استفاده از تکنیک طیفسنجی بازتابی، می توان تمایز میان بافت سالم و ناسالم را تشخیص داد. طیف بازتابی پخشی، از نوری که چندین

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:  $G \text{ chan. SKIN} - G \text{ chan. LESSION} = 225 - 134 = 91$

With LED:  $G \text{ chan. SKIN} - G \text{ chan. LESSION} = 146 - 136 = 10$

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 ایجاد شده تصویر ثبت شد. برای نمایش بهتر عملکرد ستاپ مذکور، ابتدا یک تصویر بدون پلاریزور ثبت کردیم (شکل ۳).

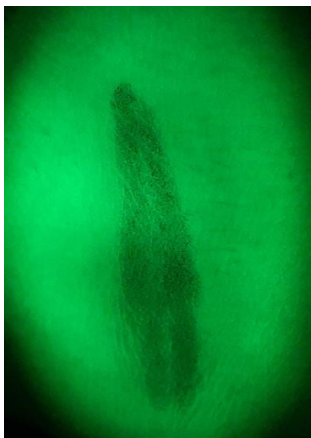


شکل ۳- تصویر ثبت‌شده بدون پلاریزور

ناحیه بیشترین جذب وجود دارد (۱۷). نور ال.ای.دی با زاویه ۴۵ 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 به صورت موازی درآید. سپس از طریق یک قطبشگر، نور پراکنده قطبیده شده و به موضع می‌رسد. سپس بازتاب آینه‌ای سطح و نور پراکنده بازگشتی از داخل بافت بازتابیده می‌شوند. همان‌طور که گفته شد نور پراکنده بازگشتی شامل اطلاعات مربوط به ساختارهای درونی پوست مانند میزان تجمع رنگدانه‌ها، التهاب پوست و... است. نور تابیده شده 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 بدون 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 شبیه‌سازی شده و پوست سالم اطراف آن تصویر گرفته شد. همان‌طور که توضیح داده شد اینکه از ال.ای.دی سبز (بازه ۵۷۵ نانومتر) استفاده شود به علت 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 شبیه‌سازی شده و دیگری در ناحیه سالم پوست انتخاب شد. با استفاده از نرم‌افزار متلب شدت آن نقطه بررسی شد. همان‌طور که در تصویر می‌بیند میزان شدت کانال‌های RGB در هر تصویر به صورت کمی مورد بررسی قرار گرفت. همان‌گونه که در شکل مشخص است،



شکل ۵- تصویر ثبت شده با چیدمان دارای دو پلاریزور (چیدمان نهایی)

در تصویر شماره ۵ مشاهده می شود که هیچ بازتاب آینه ای از سطح وجود ندارد. در واقع نور بازتابیده شده از سطح روی پوست نیست و لایه پایین تر آن یعنی درم پوست است. چرا که بازتاب های سطح حذف شده اند و تنها بازتاب های لایه زیری تر توسط دوربین موبایل جمع آوری شده اند. در تصویر ثبت شده، اختلاف عددی پوست سالم و ضایعه، در واقع اختلاف شدت پیکسل ها در تصویر گرفته شده به صورت 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 در نهایت اختلاف دو نمودار را بدست آوریم. این کار زمان بر و پیچیده تر از تصویربرداری است. همچنین امکان ثبت ضایعه و پوست سالم به صورت یکجا و همزمان وجود ندارد.

تکرار پذیری چیدمان اپتیکی بر روی موضع های دیگر شبیه سازی شده 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.

همان طور که قابل رویت است قسمت زیادی از این تصویر به علت بازتاب های آینه ای موجود در آن، اطلاعات زیادی را در اختیار کاربر قرار نمی دهد. بازتاب های آینه ای باعث از دست رفتن اطلاعات مورد نیاز از این تصویر شده اند. در مرحله بعد یک پلاریزور در مقابل منبع نور انتخابی مطابق با ضایعه شبیه سازی شده، قرار دادیم.



شکل ۴- تصویر ثبت شده با چیدمان دارای یک پلاریزور

همان طور که در تصویر ۴ قابل مشاهده است، نسبت به تصویر قبلی که بدون پلاریزور ثبت شده بود، اطلاعات بیشتری در اختیار قرار می دهد. اما اگر در این تصویر دقیق شویم، باز هم در بخش هایی از آن بازتاب های آینه ای از سطح را مشاهده می کنیم. با توجه به اینکه پوست یک بافت ناهمگن است و پس از بازتاب نور قطبیده شده روی سطح ناهمگن بازتاب های پراکنده از این سطح ناهمگن را به سمت اشکارساز که همان دوربین موبایل است را داریم. به همین علت برای حل این مساله لازم است یک پلاریزور دیگر در مقابل دوربین موبایل قرار دهیم تا این بازتاب ها را حذف کنیم. تصویر نهایی ثبت شده توسط ستاپ نهایی به شکل زیر است.

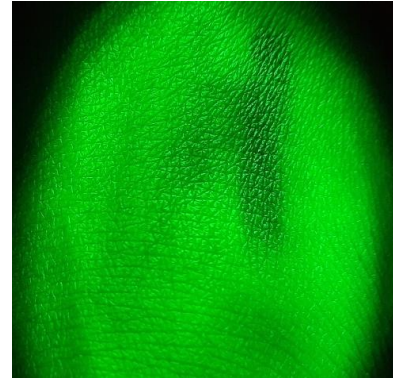
برای کمی سازی تصویر ثبت شده، ابتدا پیکسل با مکزیمم شدت و همچنین با مینیمم شدت را فراخوانی کرده، سپس از هر دوی آن‌ها میانگین گیری انجام شد.

در پردازش تصویر ثبت شده در متلب، از تمام پیکسل‌ها میانگین گیری 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 به صورت کمی سازی شده، 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

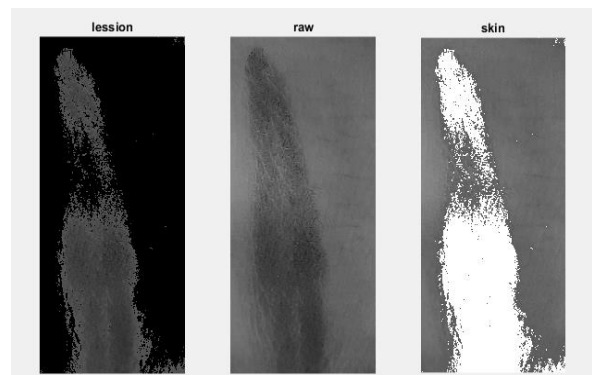


شکل ۶- بدون پلاریزور



شکل ۷- با پلاریزور

پس از بدست آوردن 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

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. در واقع ما یک تمایز میان رفتار اپتیکی بافت سالم نسبت به بافت ضایعه‌دار را در طیف بازتابی پخش‌شده، می‌بینیم (۵).

زمانی که 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. براین اساس، 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 به جای آن‌که یک بازه گسترده طول موج نور به آن تابش شود، با استفاده از بررسی‌های مرتبط قبلی در مطالعات بالینی طیف‌سنجی بازتابی پخش‌شده، 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.

در حال حاضر 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 زمانی که 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. به‌همین علت چیدمان تصویر برداری طیفی مبنی بر 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 ۴۵ درجه تابانندیم 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 بررسی شدن هر پیکسل پرداخته و مقادیر را کمی‌سازی کردیم که اطلاعات دقیق و مهمی را از ضایعه شبیه‌سازی‌شده بدست آوردیم. در نتیجه 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 ثبت کرده، سپس کمی‌سازی و تحلیل را انجام داد. این روش کم‌هزینه، دقیق‌تر از تشخیص چشمی، در دسترس 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 ویتیلیگو، پسوریازیس،... قابل پیگیری خواهد بود.

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 ویتیلیگو، پسوریازیس 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.

## References

1. Levy JL, Pons F, Agopian L, Besson R. 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. Aggarwal PI, Papay FA. 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, Brun G Le, Jeune B Le, 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>

13. Yaroslavsky AN, Feng X, 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.