

مطالعه کاربردی طیف‌سنجی بازتابی پخشی در ارزیابی کمی وضعیت اریتمای پوست به دنبال فرآیند تابش لیزر موهای زائد

خلاصه

مقدمه: لیزر موهای زائد به‌عنوان یک روش درمانی مؤثر تنها با انتخاب بهینه پارامترهای داده‌شده به دستگاه (پهنای زمانی پالس، دانسیته و ...) متناسب با رنگ و نوع پوست امکان‌پذیر است و از این طریق منجر به کاهش خطرات احتمالی از جمله بروز اریتما، سوختگی و ... می‌شود. طیف‌سنجی نوری به‌سبب غیرتهاجمی بودن به‌عنوان یک روش مکمل، امکان بررسی کمی پوست و تأثیر تابش لیزر را فراهم می‌آورد. هدف از این مطالعه مقدماتی ارزیابی کمی وضعیت بروز اریتما در بیماران کاندید لیزر موهای زائد با پارامترهای تابشی بهینه در کلینیک می‌باشد.

روش بررسی: در این پژوهش، طیف بازتابی مرئی ناحیه صورت ۱۹ داوطلب زن با رنگ پوست ۳-۴ و محدوده سنی ۱۴-۴۹ سال قبل و بعد از تابش لیزر اخذ شده که به‌منظور موزدایی از لیزر الکساندرایت با پهنای زمانی پالس بلند در محدوده ۵۰-۴۰ میلی‌ثانیه استفاده شده است. از هر داوطلب ۱۸ طیف، ۹ طیف به‌عنوان مرجع قبل از موزدایی و ۹ طیف پس از تابش جمع‌آوری و میانگین‌گیری شد. با استفاده از نرم‌افزار و بررسی زیرپیک‌ها میزان جذب نور توسط رنگدانه هموگلوبین برای هر بیمار محاسبه و گزارش شده است.

یافته‌ها و نتیجه‌گیری: این مطالعه به شیوه طیف‌سنجی به‌عنوان ابزاری دقیق برای ارزیابی تأثیر بهینه بودن پارامترهای لیزر در به‌کاهش‌رساندن خطرات پوستی پرداخته است. به این منظور با بررسی طیف جذبی اخذشده، میزان تغییرات رنگدانه هموگلوبین در محدوده طیفی ۵۰۰-۶۰۰ نانومتر مشاهده شد. همچنین بررسی زیرپیک‌های جذبی هموگلوبین در این محدوده بیان دقیق‌تری از حداقل تغییرات در این محدوده طیفی است که مقدار بالای ضریب همبستگی طیف تجربی و نمودار اخذشده به این شیوه بیان‌کننده دقت خوب کار است.

واژه‌های کلیدی: لیزر موهای زائد، طیف‌سنجی، اریتم، پهنای زمانی پالس

مژده بابادی^۱

عزالدين مهاجرانی^۱

افشان شیرکوند^{۲،۱}

لیلا عطایی فشمی^{۳،۲}

نسرین زند^۲

۱. پژوهشکده لیزر و پلاسما دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۲. گروه پژوهشی لیزر پزشکی، مرکز تحقیقات لیزر در پزشکی جهاد دانشگاهی واحد علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳. گروه پوست، کلینیک سلول درمانی پژوهشگاه رویان، تهران، ایران

نویسنده مسئول: عزالدين مهاجرانی، تلفن: ۰۲۱۲۹۹۰۲۰۴۰
پست الکترونیک: e-mohajerani@sbu.ac.ir

مقدمه

جذب و پراکندگی چندگانه قرار می‌گیرد و بخشی از این نور نفوذ یافته به سطح پوست بازمی‌گردد که بازتاب پخشی نامیده می‌شود. این تکنیک قادر به ارائه اطلاعاتی از ویژگی موفولوژی و بیوشیمیایی بافت است [۸].

اساس طیف‌سنجی برهم‌کنش پرتوی نور با بافت بیولوژیک است. پدیده‌های غالب در برهم‌کنش نور-بافت عبارت‌اند از: بازتاب، شکست، پراکندگی و جذب. هر یک از این پدیده‌ها اطلاعات بسیار مفید و مؤثری را در ارتباط با بافت بیولوژیک می‌دهند که پراکندگی به سبب وجود اجزای میکرومتری مانند کلاژن‌ها، میکروارگان‌ها و لیپیدها می‌باشد [۹]. این نکته که کدام یک از پدیده‌ها بیشتر اتفاق می‌افتد، به جنس بافت تحت تابش و طول موج باریکه ورودی بستگی دارد. در این رابطه طول موج عامل بسیار مهمی است زیرا ضریب شکست و جذب و پراکندگی به طول موج وابسته است. لذا در درمان با پرتوی لیزر خواص جذب و پراکندگی بافت مورد نظر به منظور حداقل آسیب ضروری است [۱۰].

در بافت پوست جذب عمدتاً به وسیله مولکول‌های آب و ماکرومولکول‌هایی مانند پروتئین‌ها و کروموفورها صورت می‌گیرد که کروموفورها شامل: رنگدانه‌های هموگلوبین، ملانین، بتاکاروتن و بیلی‌روبین است. بیشترین تمرکز ما بر رنگدانه‌های ملانین، هموگلوبین و بیلی‌روبین به منظور تأثیر لیزر بر آن‌ها و جذب بالایی که در ناحیه مرئی دارند، معطوف شده است [۱۱]. رنگدانه ملانین تعیین‌کننده رنگ پوست، مو و چشم است و مطابق با مقیاس فیتزپاتریک، رنگ پوست شامل شش نوع است که رنگ پوست نوع ۳ و ۴ اکثریت جامعه ایران را در بردارد. قله جذب ملانین در ناحیه طیفی ۳۳۵ نانومتر است که تمام ناحیه مرئی را دربرمی‌گیرد [۱۲]. مشخصه جذب خون در ناحیه مرئی طیف، عمدتاً متأثر از هموگلوبین است. آهن موجود در هموگلوبین مسئول رنگ قرمز خون است. علاوه بر این هموگلوبین نقش مهمی در نگهداشتن شکل سلول‌های قرمز خونی دارد. دو نوع هموگلوبین در خون وجود دارد: دی‌اکسی هموگلوبین و اکسی هموگلوبین. اکسی هموگلوبین در طول موج‌های ۴۲۰، ۴۴۲ و ۵۷۷ نانومتر و دی‌اکسی هموگلوبین در طول موج‌های ۴۳۰، ۵۵۵ و ۷۶۰ نانومتر جذب‌کننده نور مرئی هستند. به طور کلی، هموگلوبین هم مانند ملانین در طول موج‌های کوتاه‌تر جذب بیشتری دارد [۱۳ و ۱۴].

هدف از این مطالعه، بررسی رفتار طیفی رنگدانه هموگلوبین پوست افراد پس از تابش لیزر و ارزیابی کمی وضعیت بروز اریتما در بیماران کاندید لیزر موهای زائد با پارامترهای تابشی بهینه می‌باشد. بر این اساس تأثیر پارامترهای لیزر بهینه انتخاب‌شده در بروز میزانی از اریتما در محدوده مرئی طیف الکترومغناطیس با ثبت طیف جذبی بیماران و همچنین زیرپیک‌های مربوط به آن‌ها مورد مطالعه قرار می‌گیرد.

روش بررسی

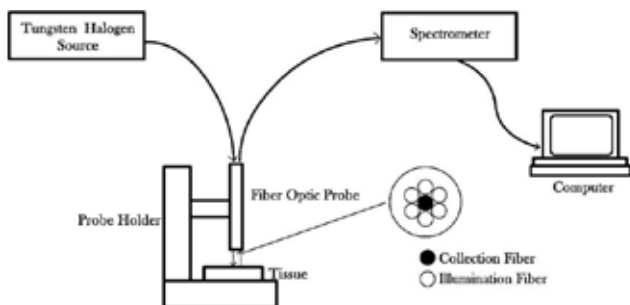
شیوه بررسی در این پژوهش بدین گونه بوده است که با نظر پزشک

پوست بزرگ‌ترین و خارجی‌ترین اندام بدن است [۱]. ارزیابی بصری در تشخیص بیماری‌های پوستی و پاسخ آن به درمان از دیرباز مورد توجه پزشکان بوده است که ارزیابی به این شیوه اطلاعات ناکافی از عارضه می‌دهد. استفاده از شیوه‌های درمانی نوین و هدفمندتر به عنوان روشی مکمل در کنار تشخیص و درمان پزشک می‌تواند بسیار مؤثر باشد. مطالعه پوست و بررسی بیماری‌های پوستی به صورت غیر تهاجمی، دقیق و با حداقل جراحی بزرگ‌ترین مسئله در علم پزشکی است. بر این اساس، تکنیک‌های اپتیکی و طیف‌سنجی در سال‌های اخیر گسترش فراوانی یافته است. طیف‌سنجی بازتابی قادر به ارائه اطلاعاتی از ویژگی مورفولوژی و بیوشیمیایی بافت با هزینه پایین و به صورت غیر مخرب است [۲].

استفاده از لیزر برای نخستین بار در سال ۱۹۹۶ به عنوان ابزاری برای موزدایی به کار برده شد. از آنجاکه افزایش موهای زائد، کیفیت زندگی افراد را به میزان زیادی تحت تأثیر قرار می‌دهد و رسیدگی به این موضوع اعتماد به نفس و حس رضایت را در بیمار افزایش می‌دهد، عدم توجه به اصول و پارامترهای تابشی لیزر مانند: دانسیته انرژی، پهنای زمانی پالس و... و ویژگی اپتیکی بافت از طریق پزشک، منجر به عوارضی مانند سوختگی، سرخی، تغییر رنگدانه و اسکار پس از تابش لیزر می‌شود که عدم رضایت بیمار را به دنبال دارد [۳ و ۴]. بنابراین این پارامترها نقش مهمی را در نتیجه درمان ایفا می‌کنند به این منظور پزشک عمدتاً با تغییر پهنای زمانی پالس و دانسیته انرژی و ثابت در نظر گرفتن پارامترهای دیگر سعی در کاهش آسیب پوست و درمان بهتر بیمار دارد [۵]. اریتما سرخی پوست است که به عنوان یک عارضه جانبی، منجر به افزایش شارش خون یا هایپریمیای مویرگ‌های خونی در لایه‌های زیرین پوست می‌شود. در نتیجه این اتفاق لکه‌های قرمزی در سطح پوست ظاهر می‌گردند. این عارضه به علل مختلف مانند: جراحی، گرما، حشرات، حساسیت به دارو و اپیلاسیون یا موزدایی به روش لیزری و هر آنچه که منجر به گشاد شدن مویرگ‌ها و در نهایت سرخی شود، ایجاد می‌گردد [۶].

از آنجاکه بررسی وضعیت پوست پس از موزدایی با لیزر در اکثر موارد مبتنی بر ارزیابی شهودی پزشک است و روش‌های استاندارد ارزیابی مانند بیوپسی و آزمایش‌های هیستوپاتولوژی زمان‌بر و تهاجمی هستند، نیاز به شیوه‌ای مکمل با حداقل آسیب در ساختار بافت احساس می‌شود که در این مورد تکنیک طیف‌سنجی اپتیکی پیشنهاد می‌گردد [۷] که اساس آن بر تجزیه و تحلیل طیفی و بررسی میزان جذب و پراکندگی پوست است [۸].

تکنیک طیف‌سنجی بر اساس بازتاب پخشی به عنوان روشی ساده، سریع، غیر تهاجمی و دقیق در بررسی بافت‌های بیولوژیکی کاربرد فراوانی دارد. حدود ۹۴ درصد از نور تابیده به سطح بافت به درون آن نفوذ و تحت



شکل ۱: طرح‌واره‌ای از چیدمان طیف‌سنجی بازتابی پخشی

اندازه‌گیری‌ها از یک مرجع روشن (سرامیک سفید رنگ) به‌عنوان طیف استاندارد با بازتاب ۱۰۰ درصد و یک مرجع تیره با حداقل بازتاب استفاده می‌شود.

در این تحقیق از لیزر الکساندرایت با طول‌موج ۷۵۵ نانومتر استفاده شد. پارامترهای متغیر داده‌شده به دستگاه توسط پزشک، متناسب با تراکم و ضخامت مو و رنگ پوست و مو متفاوت است. دانسیته انرژی و پهنای زمانی پالس دو پارامتر مهم هستند و بنا به تشخیص پزشک انتخاب می‌شوند که از پالسی با پهنای زمانی بلند در محدوده ۴۰-۵۰ میلی‌ثانیه به‌منظور کمترین آسیب استفاده شد (شکل ۲). از آنجاکه تکرار پذیری آزمایش در رسیدن به نتایج منطقی و معقول بسیار مهم است، با ثابت نگه‌داشتن پروب فیبرنوری آزمایش چندین بار تکرار شد و در حین نمونه‌گیری از طیف‌های گرفته‌شده میانگین‌گیری به‌عمل آمد.

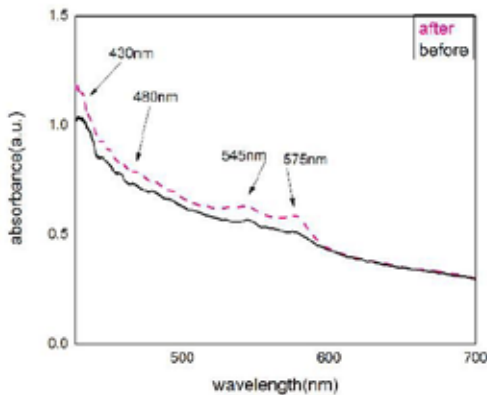
به‌منظور شروع مطالعه ابتدا طیف جذبی افراد اخذ شد و سپس توسط نرم‌افزار Origin مساحت زیر نمودار مربوط به هر کدام از حالت‌های قبل و بعداز تابش لیزر با هم مقایسه شد که به‌دلیل چندلایه بودن و پیچیدگی‌های ساختار درونی پوست و همچنین تأثیر رنگدانه ملانین بر میزان جذب نور در ناحیه مرئی طیف، بررسی کامل از این طریق امکان‌پذیر نیست به‌این‌منظور بررسی زیرپیک‌ها شرایط ارزیابی دقیق‌تر

متخصص، ایمنی اجرای آزمایش طیف‌گرفتن از منطقه مورد درمان با لیزر، برای افراد شرح داده‌شد و شرکت‌کنندگان در این تحقیق با رضایت کامل و اطلاع از نتایج و شیوه کار داوطلب شدند به‌این‌منظور پس‌از اطمینان از کالیبراسیون دستگاه، ۱۹ داوطلب خانم در محدوده سنی ۱۴-۴۹ سال مورد مطالعه قرار گرفت. این اندازه‌گیری از ناحیه صورت آن‌ها در شرایط آزمایشگاهی یکسان انجام شد. همچنین به‌منظور ارزیابی بهتر، افرادی با رنگ پوست نوع ۳ و ۴ مورد بررسی قرار گرفتند. از هر فرد ۱۸ طیف، ۹ طیف قبل از موزدایی به‌عنوان مرجع و ۹ طیف پس‌از آن گرفته شد که هر کدام از این طیف‌ها در حالت قبل و بعداز تابش لیزر، میانگین‌گیری و نتایج با هم مقایسه شدند. طیف اخذشده از همه نمونه‌ها به‌دلیل ساختار یکسان رنگدانه‌های پوستی، W شکل و مشابه است که تنها تفاوت آن‌ها در شدت و میزان جذب نور توسط این رنگدانه‌ها از فردی به فرد دیگر است.

به‌منظور مطالعه طیفی، از یک منبع نور هالوژن-تنگستن در ناحیه طول‌موجی ۷۰۰-۴۰۰ نانومتر استفاده‌شده‌است. نور منبع توسط فیبر نوری به سطح پوست تابیده می‌شود. بخشی از نور نفوذیافته به‌علت ساختار درونی پوست دچار پراکندگی و پخش می‌شود و به سمت نور فرودی برمی‌گردد و از سطح پوست خارج می‌شود. مطابق با شکل ۱ نور بازتابی پخشی توسط یک فیبر نوری بر پایه یک پروب دوطرفه جمع‌آوری می‌شود. پروب بازتابی پخشی شامل هفت فیبرنوری است که در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند. ساختار این پروب در برگیرنده یک فیبر مرکزی که وظیفه جمع‌آوری نور را دارد و شش فیبر منتقل‌کننده نور بر سطح پوست که حول فیبر مرکزی قرار گرفته‌اند. فیبر مرکزی، نور پراکنده‌شده از سطح نمونه را به دستگاه طیف‌سنج (مدل Ocean Optics Inc.;+USB2000) می‌فرستد. اطلاعات از طریق طیف‌سنج به‌منظور بررسی کمی به کامپیوتر ارسال می‌شوند و از این طریق به‌صورت تابعی از طول‌موج قابل پردازش هستند. در تمام



شکل ۲: تصویری از صورت داوطلب قبل و بعد طول‌موج تابش لیزر



شکل ۳: طیف جذب فرد ۳۵ ساله قبل و بعد از موزدایی

لیزر محاسبه شد که درصد تغییرات فشار خون برای هر فرد را نشان می‌دهد. مطابق با جدول ۱ درصد این تغییرات گزارش می‌شود.

باتوجه به مقادیر به‌دست‌آمده در جدول بالا، میزان تغییرات جزئی و کمتر از ۱۰ درصد و در مواردی محدود، بیش‌از این مقدار یا صفر بوده است. به‌دلیل ساختار پیچیده پوست و تأثیر رنگدانه ملانین به‌عنوان یک جاذب قوی در ناحیه مرئی و همچنین بررسی شکل ۳ که عدم وابستگی به رنگدانه ملانین را نشان می‌دهد، ضرورت ما را برآن داشت که به‌منظور حذف این عوامل ناخواسته بر هرکدام از طیف‌های جذبی به‌دست‌آمده منحنی‌های زیرپیک لورنتسی مطابق رابطه ۲، منطبق بر قله‌های جذبی رنگدانه هموگلوبین و بیلی‌روبین رسم شود.

$$y = y_0 + \frac{2A}{\pi} \frac{w}{4(x - x_c)^2 + w^2} \quad (2)$$

که y_0 مقدار مینیمم طیف در راستای محور عمودی، A مساحت زیر نمودار، w نصب پهنای ماکزیمم، x_c مقدار مرکز تابع لورنتسی مربوط به زیر پیک می‌باشند.

بررسی زیرپیک‌ها علاوه بر حذف پیچیدگی‌های ساختار پوست، امکان ارزیابی دقیق رنگدانه هموگلوبین و بیلی‌روبین را که عوامل تأثیرگذار در بخش ابتدایی طیف‌های جذبی اخذشده هستند، فراهم می‌آورد. به‌این منظور زیرپیک‌های طیف جذبی افراد مطابق با شکل ۴ مورد بررسی قرار گرفت که نمودار سمت چپ مربوط به پوست سالم و نمودار سمت راست پس‌از تابش لیزر است.

باتوجه به اینکه بیشترین جذب هموگلوبین در طول‌موج‌های ۴۳۰، ۵۴۵ و ۵۷۵ نانومتر و بیلی‌روبین در طول‌موج ۴۸۰ نانومتر اتفاق می‌افتد، ارتفاع زیرپیک‌ها بیان‌کننده چگونگی تغییرات غلظت این رنگدانه‌ها با حذف اثرات مؤلفه‌های دیگر در ساختار پوست است. به این منظور میزان تغییرات زیرپیک طیف جذبی افراد برای هرکدام از طول‌موج‌ها قبل و پس از تابش لیزر در شکل ۵ مورد ارزیابی قرار می‌گیرد که نمودار مشکی و

را برای رنگدانه هموگلوبین که مؤلفه اصلی در این تحقیق است، فراهم می‌آورد. چهار پیک که مربوط به طول‌موج‌های ۴۳۰، ۵۴۵ و ۵۷۵ نانومتر هموگلوبین و طول‌موج ۴۸۰ نانومتر بیلی‌روبین است، ملاک بررسی زیرپیک قرار می‌دهیم. مقدار بالای ضریب همبستگی طیف تجربی و نمودار اخذشده بیان‌کننده دقت بالای پردازش این بررسی است. محل زیرپیک‌ها مطابق با ناحیه پیک جذبی درنظر گرفته‌شده است و شدت هر زیرپیک بیانی از مقدار نسبی رنگدانه مورد نظر است که مطابق با انتظار، میزان شدت زیرپیک‌ها به‌ویژه زیرپیک‌های مربوط به هموگلوبین در افراد مختلف متفاوت خواهد بود.

یافته‌ها

اصول طیف‌سنجی برپایه میزان جذب در طول‌موج‌های مختلف با شدت‌های متفاوت است و هرگونه تغییر در غلظت مواد منجر به تغییر در میزان جذب می‌شود. به‌علت ساختار ضخیم و پیچیده پوست انسان، امکان ذخیره طیف جذبی به‌طور مستقیم میسر نیست از این‌رو به‌منظور مطالعه رفتار طیفی و میزان جذب رنگدانه‌ها، طیف بازتابی پوست افراد قبل و بعد از تابش لیزر جمع‌آوری شد و با استفاده از رابطه ۱ به طیف جذبی تبدیل شد.

$$A(\lambda) = -\text{Log}R(\lambda) \quad (1)$$

در رابطه ۱، A میزان جذب در طول‌موج λ و R میزان بازتاب در آن طول‌موج است. از آنجاکه میزان جذب به‌طور غیر مستقیم و از طیف بازتابی حاصل‌شده است، بیان‌کننده جذب ظاهری است.

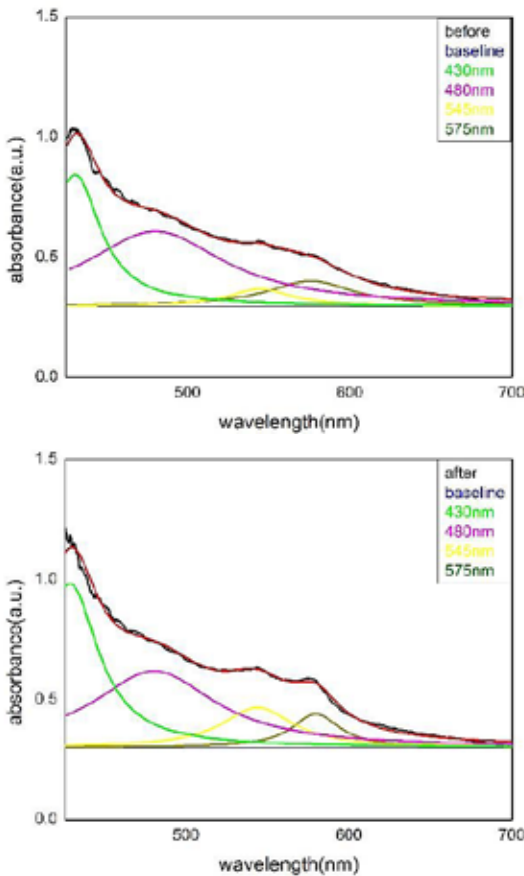
تابش لیزر بر پوست با افزایش گرما همراه است. عروق خونی سطحی پوست وظیفه انتقال و توزیع این حرارت و خنک‌سازی در ناحیه تحت تابش را دارند. در صورت عدم توجه پزشک به ویژگی‌های ظاهری فرد در فرآیند موزدایی، سوختگی‌های شدیدی که بلافاصله قابل تشخیص و مشاهده نیست، ایجاد می‌شود که بررسی رفتار عروق خونی در حین و پس از موزدایی به‌این‌منظور بسیار پراهمیت است. درابتدا، طیف جذبی افراد قبل و بعد از تابش با هم مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. مطابق با شکل ۳ که مربوط به بیمار شماره ۸ (h) است، دو طیف در یک نمودار به هدف بررسی واضح‌تر رسم شده است.

مطابق با شکل ۳ شدت جذب پس‌از موزدایی افزایش یافته است. افزایش جذب از طول‌موج ۴۳۰ نانومتر تا ۶۱۰ نانومتر ادامه دارد که این محدوده طیفی به‌صورت ویژه، دربرگیرنده قله جذب رنگدانه‌های هموگلوبین و بیلی‌روبین است. از آنجاکه رنگدانه ملانین به‌طور یکنواخت کل طیف مرئی را دربرمی‌گیرد، عدم تغییر در دو طیف از ناحیه ۶۱۰ نانومتر به بعد بیان‌کننده عدم تأثیر لیزر بر این رنگدانه است.

برای بررسی تغییرات طیف جذبی، سطح زیر نمودار قبل و پس‌از تابش

جدول ۱: میزان تغییرات سطح زیر نمودار طیف جذبی برای بررسی رفتار رنگدانه هموگلوبین قبل و بعد از لیزر موهای زائد

درصد تغییرات	قبل	بعد	
۱/۵۲	۱۶۳/۹۴	۱۶۶/۴۳	a
۰	۱۲۳/۰۱	۱۲۳/۲۱	b
۶/۱	۱۴۳/۲۲	۱۵۱/۹۴	c
۴/۱۷	۱۴۸/۳۷	۱۵۴/۵۶	d
۳/۷۵	۱۵۴/۴۳	۱۶۰/۲۳	e
۷/۰۲	۱۲۷/۹۷	۱۳۶/۹۶	f
۳/۹	۱۶۸/۳۲	۱۷۴/۸۹	g
۵/۵۷	۱۳۵/۱	۱۴۲/۶۳	h
۰	۱۷۳/۵۹	۱۷۳/۶۴	i
۲۲/۵۲	۱۲۴/۰۸	۱۵۲/۰۳	j
۸/۳	۱۲۱/۳۵	۱۳۱/۴۳	k
۳/۷۵	۱۸۶/۶	۱۹۳/۶۱	l
۱۱/۶۷	۱۹۲/۶۱	۲۱۵/۱	m
۱۲/۶۸	۱۴۲/۷۴	۱۶۰/۸۴	n
۲/۴۳	۱۸۱	۱۸۵/۴۱	o
۲/۰۳	۱۶۰/۴۹	۱۶۳/۷۵	p
۵/۹۹	۱۴۵/۹۱	۱۵۴/۳۶	q
۴/۲۱	۱۵۶/۵۶	۱۶۳/۱۶	r
۲۱/۰۹	۱۴۷/۱۸	۱۷۸/۲۳	s



شکل ۴: تفکیک طیف جذبی به زیرپیک‌های مربوط به رنگدانه‌های پوست در ناحیه مرئی در دو حالت قبل و بعد از موزدایی با ضریب همبستگی ۰/۹۹

کمترین آسیب حرارتی به پوست و دقت اندازه‌گیری به این شیوه است همچنین با توجه به شکل ۱-۵ و ۲-۵ به علت روند غیرمنظم تغییرات در دو طول موج ۴۳۰ و ۴۸۰ نانومتر، بازه طول موجی متأثر از تابش و بررسی اثرات بافت، محدوده ۵۱۰ تا ۶۱۰ نانومتر است و ارزیابی تغییرات بیلی روبین به این شیوه بی‌معنا است.

بحث و نتیجه‌گیری

همان‌طور که اشاره شد به‌منظور بررسی تأثیر انتخاب بهینه پرتوی لیزر با پهنای زمانی بلند در به حداقل رساندن آسیب به بیمار برای رنگ پوست نوع ۳ و ۴، از ارزیابی طیفی استفاده شده است. از آنجاکه طیف بازتابی پوست انسان برای تمام نمونه‌ها دارای الگوی یکسان اما با تفاوت‌هایی در شدت جذب از فردی به فرد دیگر است، تفاوت مشاهده شده در نتایج، ناشی از جذب بیشتر رنگدانه‌های موجود پس از تابش لیزر در ناحیه مرئی طیف است. در اینجا، با به دست آوردن اطلاعات جذبی از طیف بازتابی امکان بررسی تأثیر لیزر بر رنگدانه‌های پوست میسر شد به این منظور مطابق با شکل ۳، مقایسه افزایش سطح زیر نمودار طیف جذبی قبل و بعد از تابش در بیشتر موارد

قرمز بیان‌کننده رفتار زیرپیک قبل و بعد از تابش است.

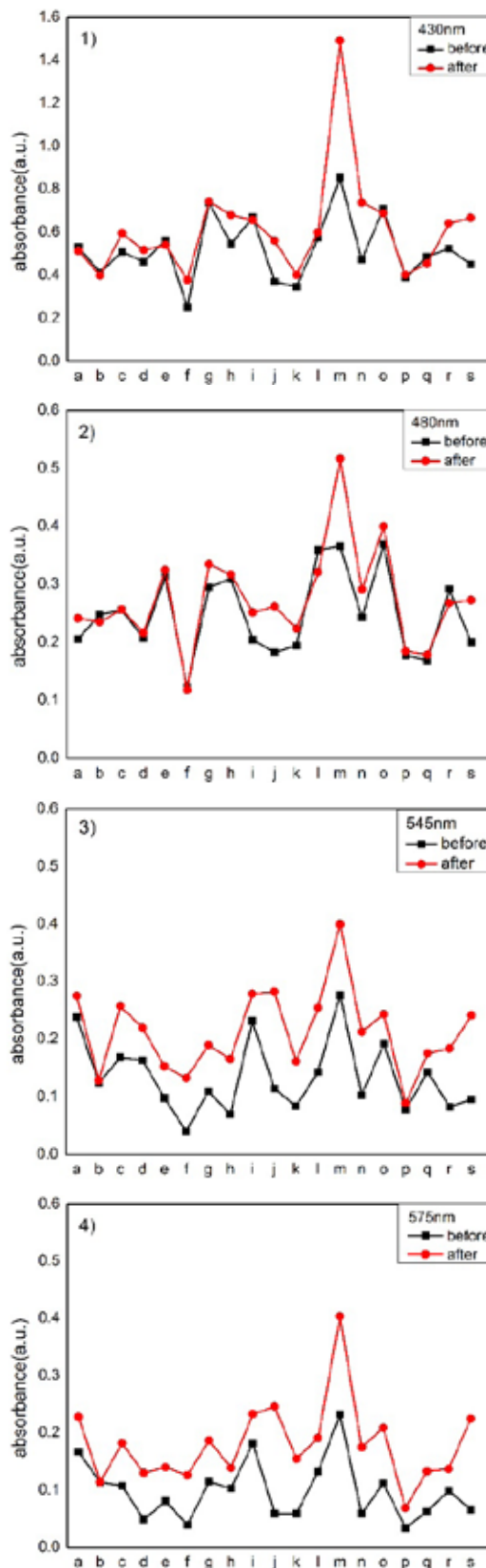
با توجه به معطوف شدن ارزیابی به رنگدانه‌های بیلی‌روبین و هموگلوبین، بررسی رفتار این رنگدانه‌ها در طول موج‌های جاذب نشان‌دهنده دامنه و چگونگی تغییرات این رنگدانه‌ها است. با توجه به شکل ۵ مشاهده می‌شود نتایج جدول ۱ توسط بررسی زیرپیک‌ها صفر نیست. بررسی شکل ۳-۵ و ۴-۵ پس از تابش لیزر افزایشی جزئی در دو طول موج ۵۴۵ و ۵۷۵ نانومتر که مربوط به رنگدانه هموگلوبین است را بیان می‌کند که نشان‌دهنده

زیر ۱۰ درصد و در مواردی محدود بیش از این مقدار یا صفر بوده است. همچنین مشاهده شد که بیشترین تغییرات در ابتدای طیف، مربوط به رنگدانه هموگلوبین و بیلیروبین است که به دلیل عدم وابستگی و تغییر ملانین تحت تابش و پیچیدگی‌های ساختار پوست، بررسی به شیوه‌ای دقیق‌تر بسیار اهمیت دارد. به این منظور زیرپیک‌هایی مطابق با ناحیه قله جذبی طول موج‌های ۴۳۰، ۵۴۵ و ۵۷۵ نانومتر هموگلوبین و طول موج ۴۸۰ نانومتر بیلیروبین به صورت لورنتسی در نظر گرفته شد.

با مطالعه زیرپیک‌های هموگلوبین و بیلیروبین در شکل ۵ در طول موج‌های ۴۳۰ و ۴۸۰ نانومتر، روند تغییرات نامنظم است، گاهی افزایش و گاهی کاهش مشاهده می‌شود. این روند نشان‌دهنده عدم تغییر معنادار رنگدانه بیلیروبین ناشی از تابش لیزر است و برای بررسی رنگدانه هموگلوبین و تأثیر تابش لیزر همچنین بهینه‌بودن پارامترهای داده شده به آن، ناحیه طیفی ۵۱۰ تا ۶۱۰ نانومتر بسیار مفید و مؤثر است. به این منظور توسط تکنیک طیف‌سنجی اندازه‌گیری این مقادیر که نشان‌دهنده افزایشی در جریان شارش خون در این محدوده‌ی طیفی است، حتی برای مقادیر جزئی امکان‌پذیر است و مقدار بالای ۰/۹۹ ضریب همبستگی طیف تجربی و نمودار اخذ شده بیان‌کننده دقت بالای پردازش در این بررسی است. دقت بالای بررسی و مقادیر به دست آمده نشان‌دهنده بهینه بودن پارامترهای دستگاه لیزر در حین موزدایی است هرچند که در مواردی افزایش بیش‌تر مقادیر اریتم ایجاد شده نسبت به سایر موارد مشاهده شد و می‌تواند مربوط به تفاوت در نوع پوست فرد باشد که عمدتاً در یک گروه مشاهده تفاوت‌هایی امکان‌پذیر است.

از آنجاکه ارزیابی کیفی بیماران بلافاصله بعد از لیزر انجام نمی‌شود و همه توسط یک پروتکل اجرایی هماهنگ پمادهای ضد اریتم و خنک‌کننده دریافت می‌کنند، استفاده از تکنیک طیف‌سنجی امکان ارزیابی کیفی را تا جلسه بعد درمان حذف می‌کند. همچنین این تکنیک به علت دقت، سرعت بالا و غیرتهاجمی بودن امکان کاربردهای پزشکی و کلینیکی را فراهم می‌آورد و از این تکنیک می‌توان در بررسی آسیب‌های ناشی از تابش غیراصولی لیزر و همچنین بیان یک استاندارد در تعیین رنگ پوست به عنوان جایگزینی برای تشخیص بصری پزشک استفاده کرد.

اگرچه این مطالعه مقدماتی دارای محدودیت‌هایی از جمله حجم کم نمونه به دلیل عدم رضایت برخی از بیماران کاندید لیزر موهای زائد جهت نمونه‌گیری طیفی بود، اما نتایج آن نشان داد که سیستم طیف‌سنج قابلیت استفاده در ارزیابی‌های اثرهای جانبی بروز کرده به دنبال تابش لیزر را دارد. بر این اساس مطالعه با حجم نمونه بیشتر جهت بررسی اریتمی فوری و تأخیری ناشی از تابش لیزر پیشنهاد می‌شود. همچنین در این گروه مطالعاتی به منظور ارزیابی بهینه‌سازی پارامترهای درمانی لیزر مورد استفاده در درمان، پیش‌بینی جلسات مورد نیاز درمان با استفاده از لیزر و ... در حال اجرا می‌باشد.



شکل ۵: مقایسه و بررسی میزان جذب و اختلاف زیرپیک‌های (۱) ۴۳۰ نانومتر، (۲) ۴۸۰ نانومتر، (۳) ۵۴۵ نانومتر و (۴) ۵۷۵ نانومتر برای ۱۹ داوطلب زن قبل و بعد از تابش لیزر

References:

1. Abel SN. A Physical Model of Human Skin and Its Application for Search and Rescue, 2007, Department of the air force, Air University.
2. Karakas BR, Sircan-Kucuksayan A, Elpek OG, Canpolat M. Investigating viability of intestine using spectroscopy: a pilot study, *J. Surg. Res* 2014; 191: 91-8.
3. Dierickx C. Laser assisted hair removal: state of art, *Dermatology therapy* 2000; 13: 80-9.
4. Shenenberg DW, Utecht LM. Removal of unwanted facial hair, *American family physician* 2002; 66: 1907-12.
5. Ataie-Fashtami L, Shirkavand A, Sarkar S, Alinaghizadeh M, Hejazi M. Simulation of Heat Distribution and Thermal Damage Patterns of Diode Hair Removal Lasers: An Applicable Method for Optimizing Treatment Parameters, *Photomedicine and Laser Surgery* 2011; 29(7): 509-15.
6. Wanner M. Laser hair removal. *Dermatologic Therapy*, 2005; 18: 209-16.
7. Hammes S, Karsai S, Metelmann HR, Pohl L, Kaiser K, Park BH. Treatment errors resulting from use of lasers and IPL by medical laypersons: results of a nationwide survey, *J Dtsch Dermatol Ges* 2013; 11: 149-56.
8. Zonios GI. Diffuse Reflectance Spectroscopy of Human Colon Tissue, 1990, Massachusetts Institute of Technology, University of Ioannia.
9. Tuchin VV. Selected Papers on Tissue Optics: Applications in Medical Diagnostics and Therapy, Light scattering study of tissues, 1997, SPIE Press, 495-515.
10. Kusse SB. Spectral imaging and analysis of human skin, 2010, CIMET, University of Eastern Finland.
11. Jaya Chandra Lekha TR, Saravana KC. NIR Spectroscopic Algorithm Development for Glucose Detection, *ICIIECS'15*, 2015.
12. Kollias N. The spectroscopy of human melanin pigmentation, In: *Melanin: Its Role in Human Photoprotection*. Valdenmar Publishing Co, 1995: 31-8.
13. Sujatha N, Suresh Anand BS, Bala Nivetha K, Narayanamurthy VB, Seshadri V, Poddarb R. Assessment of Microcirculatory Hemoglobin Levels in Normal and Diabetic Subjects using Diffuse Reflectance Spectroscopy in the Visible Region— A Pilot Study, *Journal of Applied Spectroscopy* 2015; 82(3):423-8.
14. Suresh Anand BS, Sujatha N. Quantification of tissue oxygenation levels using diffuse reflectance spectroscopy, *Tenth International Conference on Fiber Optics and Photonics* 2011; 8173: 817308-1.