لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۶، دورهٔ ۱۴، شمارهٔ ۲، صفحات: ۳۰-۲۴ .

مقاله پژوهشی

مطالعهٔ کاربردی طیف‌سنجی بازتابی پخشی در ارزیابی کمّی وضعیت اریتمای پوست به‌دنبال فرآیند تابش لیزر موهای زائد

مژده بابادی [۱]
عزالدین مهاجرانی [۱]
افشان شیرکوند [۲،۱]
لیلا عطایی فشتمی [۳،۲]
نسرین زند [۲]

خلاصه

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

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

یافته‌ها و نتیجه‌گیری: این مطالعه به شیوهٔ 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 رنگدانهٔ هموگلوبین در محدودهٔ طیفی ۶۰۰-۵۰۰ نانومتر مشاهده شد. همچنین بررسی زیرپیک‌های جذبی هموگلوبین در این محدوده بیان دقیق‌تری از حداقل تغییرات در این محدودهٔ طیفی است که مقدار بالای ضریب همبستگی طیف تجربی و نمودار اخذشده به این شیوه بیان‌کنندهٔ دقت خوب کار است.

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

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

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

[Downloaded from icml.ir on 2024-03-29]

مقدمه

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 به‌عنوان روشی مکمل در کنار تشخیص و درمان پزشک می‌تواند بسیار مؤثر باشد. مطالعهٔ پوست و بررسی بیماری‌های پوستی به‌صورت غیر تهاجمی، دقیق و با حداقل جراحت بزرگ‌ترین مسئله در علم پزشکی است. براین اساس، تکنیک‌های اپتیکی و طیف‌سنجی در سال‌های اخیر گسترش فراوانی یافته است. طیف‌سنجی بازتابی قادر به ارائهٔ اطلاعاتی از ویژگی مورفولوژی و بیوشیمیایی بافت با هزینهٔ پایین و به‌صورت غیر مخرب است[۲].

استفاده از لیزر برای نخستین بار در سال ۱۹۹۶ به‌عنوان ابزاری برای موزدایی به‌کار برده شد. ازآنجاکه افزایش موهای زائد، کیفیت زندگی افراد را به میزان زیادی تحت تأثیر قرار می‌دهد و رسیدگی به این موضوع اعتماد به‌نفس و حس رضایت را در بیمار افزایش می‌دهد، عدم توجه به اصول و پارامترهای تابشی لیزر مانند: دانسیتهٔ انرژی، پهنای زمانی پالس و... و ویژگی اپتیکی بافت ازطریق پزشک، منجربه عوارضی مانند سوختگی، سرخی، تغییر رنگدانه و اسکار پس‌از تابش لیزر می‌شود که عدم رضایت بیمار را به‌دنبال دارد[۳و۴]. بنابراین این پارامترها نقش مهمی را در نتیجهٔ درمان ایفا می‌کنند به این منظور پزشک عمدتاً با تغییر پهنای زمانی پالس و دانسیتهٔ انرژی و ثابت در نظر گرفتن پارامترهای دیگر سعی در کاهش آسیب پوست و درمان بهتر بیمار دارد[۵]. اریتما سرخی پوست است که به‌عنوان یک عارضهٔ جانبی، منجربه افزایش شارش خون یا هایپرمیای مویرگ‌های خونی در لایه‌های زیرین پوست می‌شود. در نتیجهٔ این اتفاق لکه های قرمزی در سطح پوست ظاهر می‌گردند. این عارضه به علل مختلف مانند: جراحت، گرما، حشرات، حساسیت به دارو و اپیلاسیون یا موزدایی به روش لیزری و هر آنچه که منجر به گشاد شدن مویرگ‌ها و درنهایت سرخی شود، ایجاد می‌گردد[۶].

ازآنجاکه بررسی وضعیت پوست پس‌از موزدایی با لیزر در اکثر موارد مبتنی‌بر 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 تجزیه‌وتحلیل طیفی و بررسی میزان جذب و پراکندگی پوست است[۸].

تکنیک طیف‌سنجی براساس بازتاب پخشی به‌عنوان 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 جذب و پراکندگی چندگانه قرار می‌گیرد و بخشی از این نور نفوذیافته به سطح پوست بازمی‌گردد که بازتاب پخشی نامیده می‌شود. این تکنیک قادر به ارائهٔ اطلاعاتی از ویژگی موفولوژی و بیوشیمیایی بافت است[۸].

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

در بافت پوست جذب عمدتاً به‌وسیلهٔ 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 به‌منظور تأثیر لیزر بر آن‌ها و جذب بالایی که در ناحیهٔ مرئی دارند، معطوف شده است[۱۱]. رنگدانهٔ ملانین تعیین‌کنندهٔ 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. قلهٔ جذبی ملانین در ناحیهٔ طیفی ۳۳۵ نانومتر است که تمام ناحیهٔ مرئی را دربرمی‌گیرد[۱۲]. مشخصهٔ جذب خون در ناحیهٔ مرئی طیف، عمدتاً متأثر از هموگلوبین است. آهن موجود در هموگلوبین مسئول رنگ قرمز خون است. علاوه‌بر این هموگلوبین نقش مهمی در نگه‌داشتن شکل سلول‌های قرمز خونی دارد. دو نوع هموگلوبین در خون وجود دارد: دی‌اکسی‌هموگلوبین و اکسی‌هموگلوبین. اکسی‌هموگلوبین در طول‌موج‌های ۴۲۰، ۵۴۲ و ۵۷۷ نانومتر و دی‌اکسی‌هموگلوبین در طول‌موج‌های ۴۳۰، ۵۵۵ و ۷۶۰ نانومتر جذب‌کنندهٔ نور مرئی هستند. به‌طور کلی، هموگلوبین هم مانند ملانین در طول‌موج‌های کوتاه‌تر جذب بیشتری دارد[۱۳و۱۴].

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

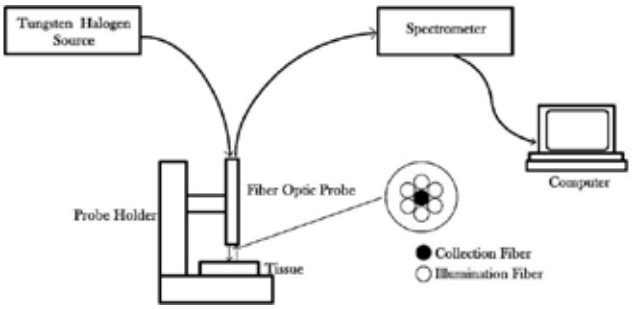
روش بررسی

شیوهٔ بررسی در این پژوهش بدین‌گونه بوده است که با نظر پزشک

[Downloaded from icml.ir on 2024-03-29]

متخصص، ایمنی اجرای آزمایش طیف گرفتن از منطقهٔ مورد درمان با لیزر، برای افراد شرح داده‌شد و شرکت‌کنندگان در این تحقیق با رضایت کامل و اطلاع از نتایج و شیوهٔ کار داوطلب شدند به‌این‌منظور پس‌از اطمینان از کالیبراسیون دستگاه، ۱۹ داوطلب خانم در محدودهٔ سنی ۴۹-۱۴ سال مورد مطالعه قرار گرفت. این اندازه‌گیری از ناحیهٔ 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 هرکدام از این طیف‌ها در حالت قبل و بعداز تابش لیزر، میانگین‌گیری و نتایج با هم مقایسه شدند. طیف اخذشده از همهٔ 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 مطالعهٔ طیفی، از یک منبع نور هالوژن-تنگستن در ناحیهٔ 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 پایهٔ یک پروب دوطرفه جمع‌آوری می‌شود. پروب بازتابی پخشی شامل هفت فیبرنوری است که در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند. ساختار این پروب در برگیرندهٔ یک فیبر مرکزی که وظیفهٔ جمع‌آوری نور را دارد و شش فیبر منتقل کنندهٔ 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 کمّی به کامپیوتر ارسال می‌شوند و از این طریق به‌صورت تابعی از طول‌موج قابل پردازش هستند. در تمام



شکل۱: 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. دانسیتهٔ انرژی و پهنای زمانی پالس دو پارامتر مهم هستند و بنا به تشخیص پزشک انتخاب می‌شوند که از پالسی با پهنای زمانی بلند در محدودهٔ ۵۰-۴۰ میلی‌ثانیه به‌منظور کمترین آسیب استفاده شد(شکل ۲). ازآنجاکه 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 هرکدام از حالت‌های قبل و بعداز تابش لیزر با هم مقایسه شد که به‌دلیل چندلایه بودن و پیچیدگی‌های ساختار درونی پوست و همچنین تأثیر رنگدانهٔ ملانین بر میزان جذب نور در ناحیهٔ مرئی طیف، بررسی کامل از این طریق امکان‌پذیر نیست به‌این‌منظور بررسی زیرپیک‌ها شرایط ارزیابی دقیق‌تر



شکل۲: تصویری از صورت داوطلب قبل و بعدطول‌موجاز تابش لیزر

[Downloaded from icml.ir on 2024-03-29]

را بـرای رنگدانهٔ هموگلوبین که مؤلفهٔ اصلی در این تحقیق اسـت، فراهم می‌آورد. چهار پیک که مربوط به طول‌موج‌های ۴۳۰، ۵۴۵ و ۵۷۵ نانومتر هموگلوبیـن و طول‌موج ۴۸۰ نانومتر بیلی‌روبین اسـت، ملاک بررسـی زیرپیـک قرار می‌دهیم. مقـدار بالای ضریب همبسـتگی طیف تجربی و نمودار اخذشـده بیان‌کنندهٔ دقت بالای پردازش این بررسـی است. محل زیرپیک‌ها مطابق با ناحیهٔ پیک جذبی درنظر گرفته‌شده‌اسـت و شدت هر زیرپیک بیانی از مقدار نسـبی رنگدانهٔ مورد نظر است که مطابق با انتظار، میزان شدت زیرپیک‌ها به‌ویژه زیرپیک‌های مربوط به هموگلوبین در افراد مختلف متفاوت خواهد بود.

یافته‌ها

اصـول طیف‌سـنجی برپایهٔ میزان جـذب در طول‌موج‌هـای مختلف با شـدت‌های متفاوت اسـت و هرگونه تغییر در غلظت مـواد منجربه تغییر در میزان جذب می‌شـود. به‌علت ساختار ضخیم و پیچیدهٔ پوست انسان، امکان ذخیرهٔ طیف جذبی به‌طور مسـتقیم میسر نیست ازاین‌رو به‌منظور مطالعـهٔ رفتار طیفی و میزان جذب رنگدانه‌ها، طیف بازتابی پوسـت افراد قبل و بعداز تابش لیزر جمع‌آوری شـد و با اسـتفاده از رابطهٔ ۱ به طیف جذبی تبدیل شد.

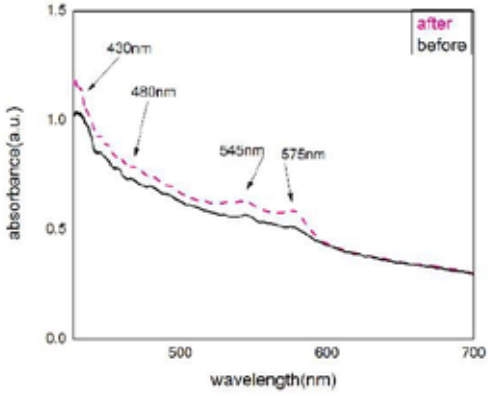
$$A(\lambda) = -\mathrm{Log}R(\lambda) \qquad (۱$$

در رابطـهٔ ۱، A میـزان جذب در طول‌مـوج λ و R میـزان بازتاب در آن طول‌موج اسـت. ازآنجاکه میزان جذب به‌طور غیر مسـتقیم و از طیف بازتابی حاصل‌شده‌است، بیان‌کنندهٔ جذب ظاهری است.

تابش لیزر بر پوسـت با افزایش گرما همراه اسـت. عروق خونی سطحی پوسـت وظیفهٔ انتقال و توزیع این حرارت و خنک‌سـازی در ناحیهٔ تحت تابـش را دارند. درصورت عدم توجه پزشـک بـه ویژگی‌های ظاهری فرد در فرآیند موزدایی، سـوختگی‌های شدیدی که بلافاصله قابل تشخیص و مشاهده نیست، ایجاد می‌شود که بررسی رفتار عروق خونی درحین و پس از موزدایی به‌این‌منظور بسـیار پراهمیت است. درابتدا، طیف جذبی افراد قبل و بعداز تابش با هم مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. مطابق با شکل ۳ که مربوط به بیمار شمارهٔ 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 محدودهٔ طیفی به‌صـورت ویژه، دربرگیرندهٔ قلهٔ جـذب رنگدانه‌های هموگلوبین و بیلی‌روبین است. ازآنجاکه رنگدانهٔ ملانین به‌طور یکنواخت کل طیف مرئی را دربرمی‌گیـرد، عـدم تغییـر در دو طیف از ناحیـهٔ ۶۱۰ نانومتر به بعد بیان‌کنندهٔ عدم تأثیر لیزر بر این رنگدانه است.

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



شکل۳: طیف جذب فرد ۳۵ ساله قبل و بعد از موزدایی

لیزر محاسـبه شـد که درصد تغییرات فشـار خون برای هر فرد را نشان می‌دهد. مطابق یا جدول ۱ درصد این تغییرات گزارش می‌شود.

باتوجه به مقادیر به‌دسـت‌آمده در جدول بـالا، میزان تغییرات جزئی و کمتـر از ۱۰ درصد و در مواردی محدود، بیـش‌از این مقدار یا صفر بوده اسـت. به‌دلیل ساختار پیچیدهٔ پوست و تأثیر رنگدانهٔ ملانین به‌عنوان یک جاذب قوی در ناحیهٔ مرئی و همچنین بررسـی شکل ۳ که عدم وابستگی به رنگدانهٔ ملانین را نشان می‌دهد، ضرورت ما را برآن داشت که به‌منظور حذف این عوامل ناخواسـته بر هرکدام از طیف‌های جذبی به‌دسـت‌آمده منحنی‌های زیرپیک لورنتسـی مطابق رابطهٔ ۲، منطبق‌بر قله‌های جذبی رنگدانهٔ هموگلوبین و بیلی‌روبین رسم شود.

$$y = y_0 + \frac{2A}{\pi}\frac{w}{4(x-x_c)^2 + w^2} \qquad (۲$$

که y_0 مقدار مینیمم طیف در راسـتای محور عمودی، A مساحت زیر نمودار، w نصب پهنای ماکزیمم، x_c مقدار مرکز تابع لورنتسـی مربوط‌به زیر پیک می‌باشند.

بررسـی زیرپیک‌ها علاوه‌بر حذف پیچیدگی‌های ساختار پوست، امکان ارزیابـی دقیق رنگدانهٔ هموگلوبین و بیلی‌روبین را که عوامل تأثیرگذار در بخش ابتدایی طیف‌های جذبی اخذشـده هسـتند، 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.

باتوجـه به اینکه بیشـترین جذب هموگلوبیـن در طول‌موج‌های ۴۳۰، ۵۴۵ و ۵۷۵ نانومتر و بیلی‌روبین در طول‌موج ۴۸۰ نانومتر اتفاق می‌افتد، ارتفـاع زیرپیک‌ها بیان‌کنندهٔ چگونگی تغییرات غلظـت 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 شـکل ۵ مورد ارزیابی قرار می‌گیرد که نمودار مشـکی و

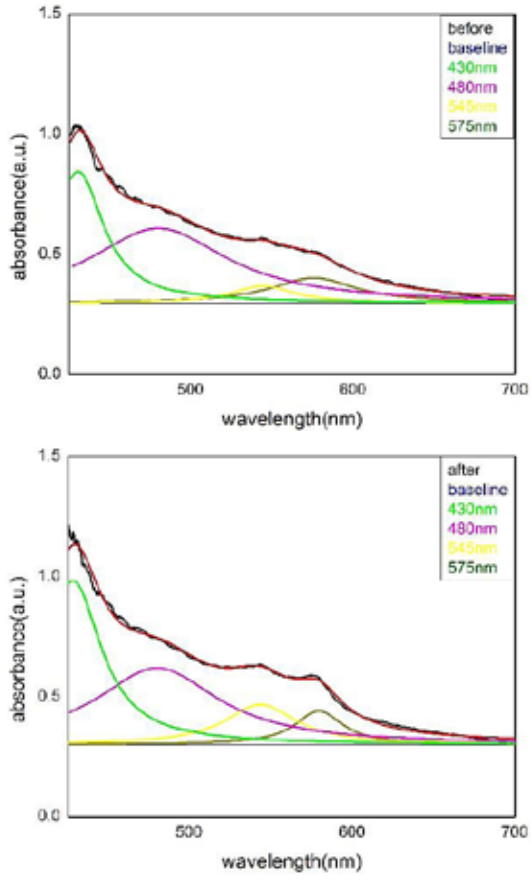
[Downloaded from icml.ir on 2024-03-29]

جدول۱: میزان تغییرات سطح زیر نمودار طیف جذبی برای بررسی رفتار رنگدانهٔ هموگلوبین قبل و بعداز لیزر موهای زائد

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

قرمز بیان‌کنندهٔ رفتار زیرپیک قبل و بعداز تابش است.

باتوجه به معطوف شدن ارزیابی به رنگدانه‌های بیلی‌روبین و هموگلوبین، بررسی رفتار این رنگدانه‌ها در طول‌موج‌های جاذب نشان‌دهندهٔ 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 پس‌از تابش لیزر افزایشی جزئی در دو طول‌موج ۵۴۵ و ۵۷۵ نانومتر که مربوط به رنگدانهٔ هموگلوبین است را بیان می‌کند که نشان‌دهندهٔ



شکل۴: تفکیک طیف جذبی به زیرپیک‌های مربوط به رنگدانه‌های پوست در ناحیهٔ مرئی در دو حالت قبل و بعداز 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 به‌علت روند غیرمنظم تغییرات در دو طول‌موج ۴۳۰ و ۴۸۰ نانومتر، بازهٔ طول‌موجی متأثر از تابش و بررسی اثرات بافت، محدودهٔ ۵۱۰ تا ۶۱۰ نانومتر است و ارزیابی تغییرات بیلی روبین به این شیوه بی‌معنا است.

بحث و نتیجه‌گیری

همان‌طورکه اشاره شد به‌منظور بررسی تأثیر انتخاب بهینهٔ پرتوی لیزر با پهنای زمانی بلند در به‌حداقل‌رساندن آسیب به بیمار برای رنگ پوست نوع ۳ و ۴، از ارزیابی طیفی استفاده‌شده‌است. ازآنجاکه طیف بازتابی پوست انسان برای تمام نمونه‌ها دارای الگوی یکسان اما با تفاوت‌هایی در شدت جذب از فردی به فرد دیگر است، تفاوت مشاهده‌شده در نتایج، ناشی‌از جذب بیشتر رنگدانه‌های موجود پس‌از تابش لیزر در ناحیهٔ مرئی طیف است. در اینجا، با به‌دست‌آوردن اطلاعات جذبی از طیف بازتابی امکان بررسی تأثیر لیزر بر رنگدانه‌های پوست میسر شد به‌این‌منظور مطابق با شکل ۳، مقایسهٔ افزایش سطح زیر نمودار طیف جذبی قبل و بعداز تابش در بیشتر موارد

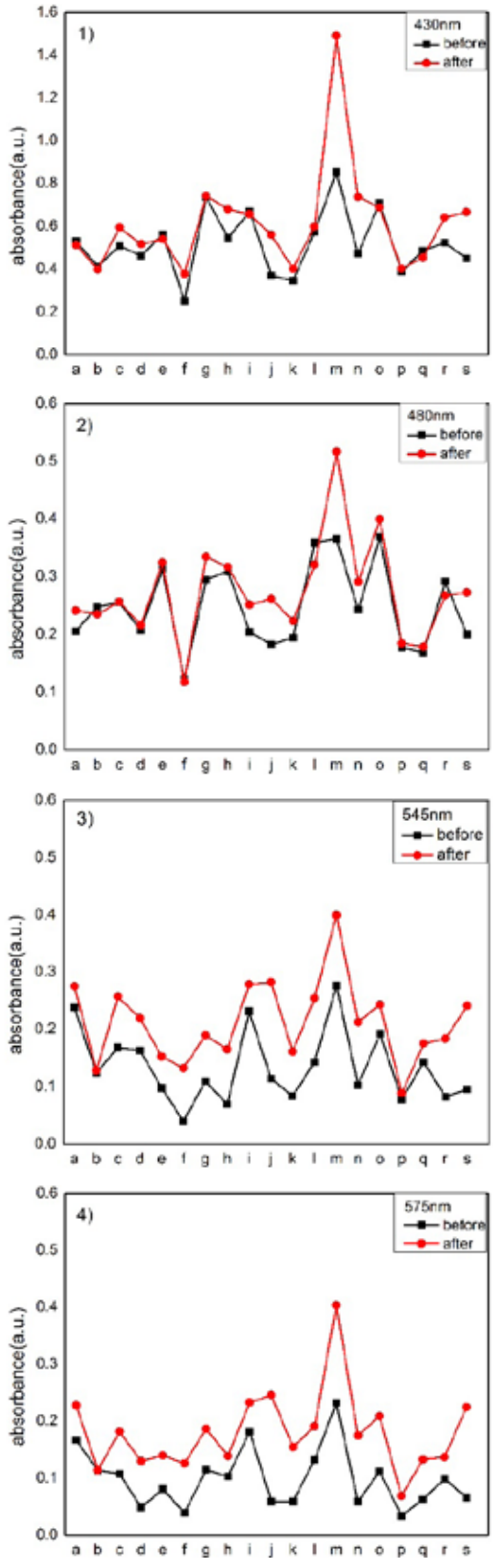
[Downloaded from icml.ir on 2024-03-29]

زیر ۱۰ درصد و در مواردی محدود بیش‌از این مقدار یا صفر بوده است. همچنین مشاهده‌شد که بیشترین تغییرات در ابتدای طیف، مربوط به رنگدانهٔ هموگلوبین و بیلی‌روبین است که به‌دلیل عدم وابستگی و تغییر ملانین تحت تابش و پیچیدگی‌های ساختار پوست، بررسی به شیوه‌ای دقیق‌تر بسیار اهمیت دارد. به‌این‌منظور زیرپیک‌هایی مطابق با ناحیهٔ قلهٔ جذبی طول‌موج‌های ۴۳۰، ۵۴۵ و ۵۷۵ نانومتر هموگلوبین و طول‌موج ۴۸۰ نانومتر بیلیروبین به صورت لورنتسی در نظر گرفته شد.

با مطالعهٔ زیرپیک‌های هموگلوبین و بیلی‌روبین در شکل ۵ در طول‌موج‌های ۴۳۰ و ۴۸۰ نانومتر، روند تغییرات نامنظم است، گاهی افزایش و گاهی کاهش مشاهده می‌شود. این روند نشان‌دهندهٔ عدم تغییر معنادار رنگدانهٔ بیلی‌روبین ناشی‌از تابش لیزر است و برای بررسی رنگدانهٔ هموگلوبین و تأثیر تابش لیزر همچنین بهینه‌بودن پارامترهای داده‌شده به آن، ناحیهٔ طیفی ۵۱۰ تا ۶۱۰ نانومتر بسیار مفید و مؤثر است. به‌این‌منظور توسط تکنیک طیف‌سنجی اندازه‌گیری این مقادیر که نشان‌دهندهٔ 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 اخذشده بیان‌کنندهٔ دقت بالای پردازش در این بررسی است. دقت بالای بررسی و مقادیر به‌دست‌آمده نشان‌دهندهٔ بهینه بودن پارامترهای دستگاه لیزر در حین موزدایی است هرچندکه در مواردی افزایش بیش‌تر مقادیر اریتم ایجادشده نسبت‌به سایر موارد مشاهده شد و می‌تواند مربوط به تفاوت در نوع پوست فرد باشد که عمدتاً در یک گروه مشاهدهٔ تفاوت‌هایی امکان‌پذیر است.

ازآنجاکه ارزیابی کیفی بیماران بلافاصله بعداز 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 جلسهٔ بعد درمان حذف می‌کند. همچنین این تکنیک به‌علت دقت، سرعت بالا و غیرتهاجمی‌بودن امکان کاربردهای پزشکی و کلینیکی را فراهم می‌آورد و از این تکنیک می‌توان در بررسی آسیب‌های ناشی‌از تابش غیراصولی لیزر و همچنین بیان یک استاندارد در تعیین رنگ پوست به‌عنوان جایگزینی برای تشخیص بصری پزشک استفاده کرد.

اگرچه این مطالعهٔ مقدماتی دارای محدودیت‌هایی ازجمله حجم کم نمونه به‌دلیل عدم رضایت برخی‌از بیماران کاندید لیزر موهای زائد جهت نمونه‌گیری طیفی بود، اما نتایج آن نشان داد که سیستم طیف‌سنج قابلیت استفاده در ارزیابی‌های اثرهای جانبی بروزکرده به‌دنبال تابش لیزر را دارد. براین‌اساس مطالعه با حجم نمونهٔ بیشتر جهت بررسی اریتمای فوری و تأخیری ناشی‌از تابش لیزر پیشنهاد می‌شود. همچنین در این گروه مطالعاتی به‌منظور ارزیابی بهینه‌سازی پارامترهای درمانی لیزر مورد استفاده در درمان، پیش‌بینی جلسات مورد نیاز درمان بااستفاده از لیزر و ... در حال اجرا می‌باشد.



شکل۵: 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

[Downloaded from icml.ir on 2024-03-29]

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 assistanted 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.

[Downloaded from icml.ir on 2024-03-29]