لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۷، دورهٔ ۱۵، شمارهٔ ۳، صفحات: ۱۳-۸ .

مقاله پژوهشی

کمی‌سازی مشخصهٔ نوری ضریب جذب در طیف جذبی هموگلوبین در اثر شفاف‌سازی نوری مکانیکی پوست در تکنیک طیف‌سنجی بازتابی پخشی

پریسا منشاری [۱]
عزالدین مهاجرانی [۱]
افشان شیرکوند [۲,۱]
محمد ضرابی [۳]

خلاصه

مقدمه: طیف‌سنجی بازتابی پخشی به‌عنوان یک روش غیر تهاجمی جایگاه و کاربردهای ویژه‌ای در شاخهٔ‌پزشکی پیدا کرده است که در آن نور با تابشی غیر مخرب وارد بافت بیولوژیکی می‌شود و در زمان خروج از بافت حاوی اطلاعات ارزشمند طیفی از موضع موردنظر خواهد بود. در این تحقیق بررسی کمی تغییرات ضریب جذب کلی کروموفور هموگلوبین به‌عنوان عامل اصلی اکسیژن‌رسانی در خون و یکی از مهم‌ترین فاکتورهای خونی نشان‌دهندهٔ عوامل بیماری‌زا مورد ارزیابی قرار گرفته است.

روش بررسی: این مقاله به شیوهٔ مطالعهٔ موردی به بررسی رفتار طیفی هموگلوبین و محاسبهٔ مشخصهٔ ضریب جذب در دو حالت غیرشفاف‌سازی نوری و شفاف‌سازی نوری بافت پوستی می‌پردازد. بدین منظور ۵ نمونهٔ مرد داوطلب و با رضایت آگاهانه با شرایط آزمایشگاهی یکسان توسط تکنیک طیف‌سنجی بازتابی پخشی مورد ارزیابی قرار گرفته اند. آنالیز رفتار طیفی از نمونه‌ها از طریق سه طیف اخذشده از ناحیهٔ داخلی انگشت دست هر فرد در حالت‌های بدون شفاف‌سازی نوری مکانیکی بافت، حالت با شفاف‌سازی نوری مکانیکی بافت و طیف‌سنجی بعد از حالت با شفاف‌سازی انجام شده است.

یافته‌ها و نتیجه‌گیری: با ارزیابی کمی نتایج به‌دست‌آمده از تغییرات ضریب جذب و رفتار طیف‌های مذکور مشخص گردید که مقادیر ضرایب جذب کروموفورهای اکسی و دی اکسی‌هموگلوبین حاصل از روش طیف‌سنجی در حالت با شفاف‌سازی نسبت به حالت بدون شفاف‌سازی کاهش می‌یابد و مجدداً با حذف عمل شفاف‌سازی به حالت قبل از شفاف‌سازی بازمی‌گردند. این نتیجه با توجه به مقادیر به‌دست‌آمده از طریق محاسبهٔ ضریب جذب کلی طیف از آنجا حائز اهمیت است که می‌توان روش شفاف‌سازی نوری مکانیکی را به‌عنوان روشی برگشت‌پذیر و امن ازنظر حفظ شرایط فیزیولوژیکی بافت در طیف‌سنجی به‌منظور کاهش پراکندگی نور درون بافت و کاهش ضخامت بافت پیشنهاد داد.

واژه‌های کلیدی: طیف‌سنجی بازتابی پخشی، شفاف‌سازی نوری، کمی‌سازی ، ضریب جذب، هموگلوبین، پوست

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

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

۳. آزمایشگاه تشخیص طبی، سیتولوژی، پاتولوژی گلها، تهران، ایران

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

مقدمه

نقش نور و استفاده از ویژگی‌های آن در سیستم‌های اپتیکی به‌منظور تشخیص و درمان بیماری‌ها طی چند دههٔ اخیر جایگاه ویژه‌ای پیدا کرده است. سیستم‌های اندازه‌گیری اپتیکی بافت مانند طیف‌سنجی توسط نور از کاربردهای این سیستم‌های اپتیکی می‌باشد. برتری قابل توجه نور در زمینه های تشخیصی، درمانی و نیز انواع تصویربرداری‌ها از آن جهت که شرایط فیزیولوژیکی بافت را برهم نمی‌زند و اثرهای مخرب کمتری نسبت به سایر روش‌ها دارد، پرکاربرد می‌باشد[۱]. روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی که اساس آن بازتاب‌های پیاپی درون بافت است، روشی کاملاً غیرتهاجمی و آسان در اجرا می‌باشد. با وجود مزیت‌های ذکرشده، استفاده از نور در روش‌های درمانی محدودیت‌هایی نیز دارد. این محدودیت‌ها ناشی از تضعیف شدت نور درون بافت می‌باشد. خون، آب و دیگر کروموفورها از عوامل پراکننده و جاذب نور درون بافت به‌شمار می‌آیند. شفاف‌سازی نوری مکانیکی بافت به‌عنوان تکنیکی مؤثر در راستای افزایش تأثیر نور در بافت از طریق کاهش عوامل پراکنندگی نور، افزایش جذب نور توسط ترکیبات بافت و کاهش تأثیر عوامل مداخله‌کننده به‌شمار می‌رود[۲].

هدف از این مطالعه، بررسی رفتار طیف جذبی کروموفور هموگلوبین موجود در بافت پوستی در تکنیک طیف‌سنجی بازتابی پخشی به روش شفاف‌سازی نوری مکانیکی می‌باشد. بر این اساس، تغییر رفتار و برگشت پذیری طیف جذبی هموگلوبین قبل و بعد از شفاف‌سازی نوری مورد بررسی قرار می‌گیرد.

روش بررسی

مکانیسم طیف‌سنجی بازتابی پخشی

اساس طیف‌سنجی بر پایهٔ جذب نور توسط اجزای تشکیل‌دهندهٔ محیط در طول‌موج‌های متفاوت می‌باشد. در طیف‌سنجی بازتابی‌پخشی، مطالعهٔ فوتون‌های بازتابی به‌صورت پخشی مطرح است نه بازتاب آینه‌ای از سطح. درحالت آینه‌ای، بازتاب از یک سطح کاملاً صاف، آینه‌ای و بدون خلل و فرج اتفاق می‌افتد که در آن قوانین اسنل و معادلات فرسنل صادق هستند[۳].

بازتاب پخشی حالتی است که نور درون محیط مورد نظر منتشر می‌شود و در توزیع نور زاویهٔ بازتاب‌شده مستقل از زاویهٔ نور فرودی است. در حالت بازتابی پخشی، نور در حین انتشار درون بافت به اجزای پراکننده برخورد می‌کند و دچار پراکندگی‌های متوالی می‌گردد و در نهایت از بافت خارج می‌شود. نور خارج‌شده از بافت حاوی اطلاعات ارزشمند طیفی می‌باشد که اغلب اطلاعات بیولوژیکی و بیوشیمی بافت را نیز دربردارد[۲].

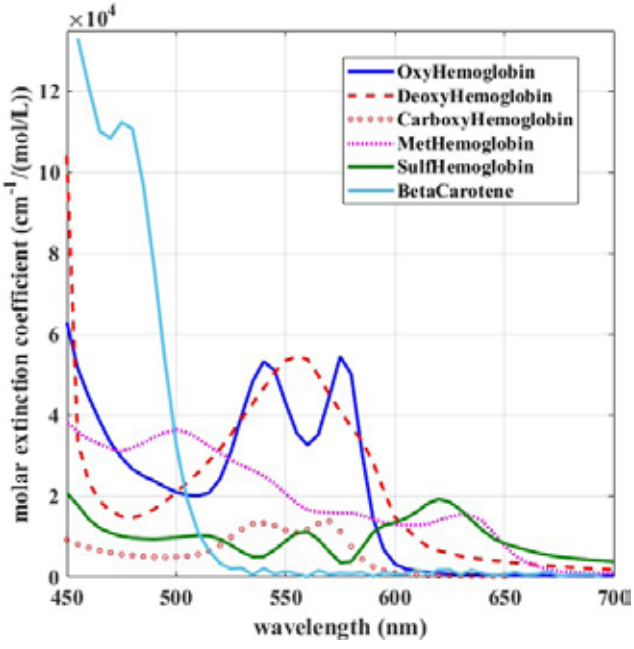
در این نوع بازتاب، میزان راهی که نور بازتابی پخشی طی می‌کند به اجزای سازندهٔ بافت وابسته است. درواقع طیف حاصل از این نوع بازتاب حاوی اطلاعات اپتیکی بافت و اجزای سازندهٔ آن می‌باشد.

رفتار طیفی هموگلوبین

هموگلوبین یک پروتئین با وزن مولکولی ۶۴۴۵۸ دالتون است و شکل عملکردی آن یک ساختار تترامریک دارد[۴]. این ساختار نتیجهٔ ترکیب چهار زیرواحد به‌نام گلوبین می‌باشد و نشان‌دهندهٔ تعامل دینامیکی بین آن‌ها است. هر زیرواحد، یک مولکول ارگانیک حلقه‌گونه به‌نام «هِم» دارد که حاوی یک اتم آهن است. «هِم» گروهی است که در ترکیب قابل بازگشت اکسیژن توسط هموگلوبین، میانجی‌گری می‌کند. هموگلوبین اکسیژن را از ریه دریافت می‌کند تا با تشکیل اُکسی‌هموگلوبین، آن را به بافت‌ها و اعضای بدن برساند. درواقع هموگلوبین در خون به دو صورت موجود است: دی‌اکسی‌هموگلوبین و اکسی‌هموگلوبین. هموگلوبین فاقد اکسیژن است و رنگ قرمز تیره مربوط به دی‌اکسی‌هموگلوبین می‌باشد. هموگلوبین متصل به اکسیژن، اکسی‌هموگلوبین نامیده می‌شود که به رنگ قرمز روشن است. حجم بیشتر هموگلوبین در رگ‌های خونی انسان اکسی‌هموگلوبین می‌باشد. در سرخرگ انسان بالغ بر ۹۰ درصد از هموگلوبین موجود در خون، اکسیژنه می‌باشد[۴].

بافت پوستی انسان از لایه‌های مختلفی تشکیل شده است که لایهٔ میانی آن دِرم نام دارد. در این لایه، رگ‌های خونی وجود دارند که دربرگیرندهٔ هموگلوبین هستند. هموگلوبین به‌عنوان جاذب اصلی در ناحیهٔ مرئی طیف به‌شمار می‌رود. اکسی‌هموگلوبین به‌عنوان یکی از کروموفورهای اصلی هموگلوبین دارای پیک جذب در طول‌موج‌های ۴۲۰، ۵۴۲ و ۵۷۷ نانومتر و دی‌اکسی‌هموگلوبین به‌عنوان جاذب اصلی دیگر در طول‌موج‌های ۴۳۰، ۵۵۵ و ۷۶۰ نانومتر جذب‌کنندهٔ نور مرئی هستند[۵]. در شکل ۱ ضرایب خاموشی سایر کروموفورهای موجود در بافت پوستی به‌ازای طول موج‌های ناحیهٔ مرئی (۴۵۰ تا ۷۰۰ نانومتر) نشان داده شده است[۶].

از میان این جاذب‌ها، مِت‌هموگلوبین و سولف‌هموگلوبین به میزان نرمال در خون یافت می‌شوند[۶]. مِت‌هومگلوبین نوعی از متالوپروتئین هموگلوبین است که آهن در گروه «هِم» در حالت Fe^{3+} قرار دارد (که این متفاوت با حالت Fe^{2+} برای هموگلوبین حالت نرمال می‌باشد). این کروموفور توسط آنزیم معینی به هموگلوبین تبدیل می‌شود. معمولاً یک تا دو درصد هموگلوبین هر فرد مِت‌هموگلوبین است درصد بالاتر از این میزان می‌تواند ناشی از عوامل ژنتیکی و یا نشأت‌گرفته از قرارگیری درمعرض مواد شیمیایی مختلف باشد که بسته به سطح آن می‌تواند بیماری‌هایی معروف به مت‌هموگلوبینمیا را به وجود آورد. سولف‌هموگلوبین با ورود اتم گوگرد به مولکول هموگلوبین تشکیل می‌گردد. درصورت ترکیب سولفید هیدروژن یا یون‌های سولفید و یون‌های ۳ بار مثبت با خون، اکسیژن‌رسانی خون دچار اختلال خواهد شد. بیماری‌های ناشی از افزایش میزان سولف‌هموگلوبین در خون، سولفاهموگلوبینمی نامیده می‌شوند. با عنایت به ردپای ناچیز مِت هموگلوبین و سولف‌هموگلوبین در طیف پوستی افراد سالم، این کروموفورها در بررسی ضرایب جذب نقش غالبی ایفا نخواهند کرد.



شکل۱: ضرایب خاموشی کروموفورهای بافت پوستی انسان

شفاف‌سازی نوری مکانیکی بافت

شفاف‌سازی نوری بافت روشی است که سبب کاهش پراکندگی و شفافیت بیشتر بافت می‌شود[۷]. شفاف‌سازی نوری بافت به روش شیمیایی و مکانیکی انجام می‌پذیرد. در شفاف‌سازی نوری مکانیکی، با استفاده از اعمال فشار به بافت، ویژگی‌های اپتیکی بافت دچار تغییر می شوند[۸]. به‌دلیل نیروی مکانیکی خارجی اعمال‌شده به موضع، مایعات درون‌بافتی دچار جابه‌جایی می‌گردد و شفاف‌سازی در محل ایجاد می شود. این فرآیند سبب افزایش نفوذ نور به داخل بافت، کاهش ضخامت بافت، کاهش عوامل تداخل‌کننده و درنتیجه افزایش جذب نور توسط برخی از کروموفورهای بافتی می‌گردد[۹].

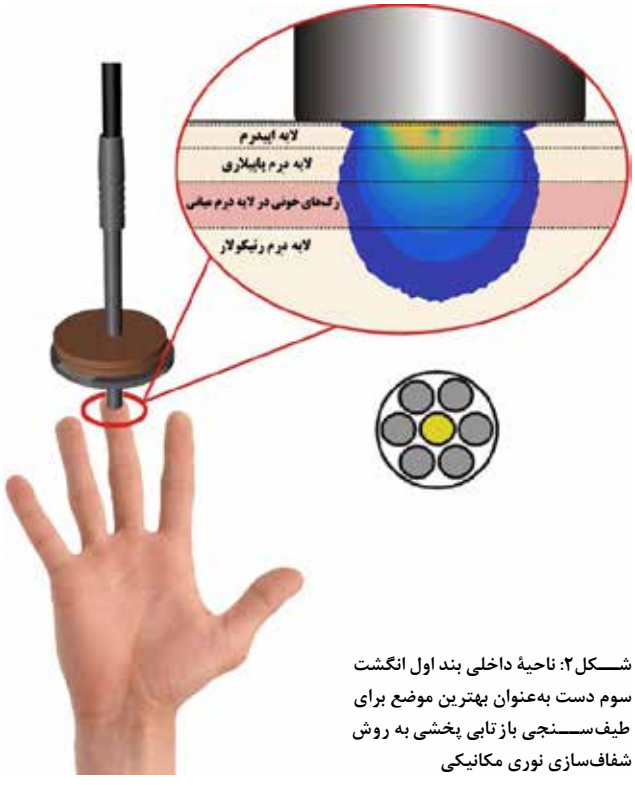
تکنیک طیف‌سنجی بر پایهٔ جذب نور توسط اجزای تشکیل‌دهندهٔ محیط استوار است. به‌دست آوردن طیف جذبی پوست انسان کار دشوار و پیچیده‌ای است. به‌همین دلیل روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی جایگزین مناسبی برای به‌دست آوردن اطلاعات طیفی بافت پوستی می‌باشد[۱۰]. روش طیف‌سنجی بازتابی از آن جهت مورد توجه است که روشی کاملاً غیرتهاجمی می‌باشد و در عین حال رفتار طیفی بافت را دربر دارد.

در این مقاله به‌شیوهٔ مطالعهٔ موردی از دستگاه اسپکترومتر مدل (Ocean Optics, Inc. USA) USB2000 و لامپ هالوژن تنگستن با ناحیهٔ طول‌موجی ۴۰۰ تا ۷۰۰ نانومتر استفاده شده است. با هدف مطالعهٔ رفتار طیفی از ۵ نمونهٔ مرد با شرایط آزمایشگاهی یکسان استفاده شده است. افراد مورد آزمایش کاملاً نمونهٔ خون آزمایش‌ها را داوطلبانه اهدا نمودند و با رضایت آگاهانه از روش انجام آزمایش‌ها در این پژوهش طیف‌سنجی نوری که تکنیکی کاملاً غیرتهاجمی و غیرمخرب بوده و در ناحیهٔ طول‌موجی ۴۰۰ تا ۷۰۰ نانومتر که ناحیه‌ای امن می‌باشد شرکت کرده‌اند.

به‌منظور یافتن بهترین نقطهٔ طیف‌گیری، نواحی مختلفی از دست افراد مورد آزمایش و بررسی قرار گرفت. از طریق مقایسهٔ طیف‌های جذبی هموگلوبین در نواحی مختلف دست، ناحیهٔ داخلی بند اول انگشت سوم به عنوان بهترین موضع برای طیف‌سنجی تعیین گردید. این موضوع به‌همراه عمق نفوذ نور مرئی در لایه‌های مختلف پوست در شکل ۲ نشان داده شده است.

بدین‌منظور از ناحیهٔ مورد نظر دست راست هریک از افراد مورد آزمایش، در چیدمان بازتابی پخشی و در سه مرحله، فرآیند طیف‌گیری انجام شده است. ابتدا از موضع مورد نظر یک طیف در حالت نرمال (بدون شفاف‌سازی نوری مکانیکی) و یک طیف در حالت شفاف‌سازی نوری مکانیکی بافت با نیرویی در حدود ۳۰۰ نیوتون ثبت گردیده است. سپس بعد از گذشت پنج ثانیه مجدداً از همان موضع برای بار دوم طیف‌سنجی در حالت نرمال (بدون شفاف‌سازی نوری بافت) صورت گرفته است. به‌منظور افزایش قابلیت اطمینان، هریک از طیف‌گیری‌های مذکور برای هر فرد سه مرتبه تکرار شده است و طیف میانگین حاصل در ارزیابی نهایی لحاظ شده است.

درادامه، ازطریق محاسبهٔ ضرایب جذب کروموفورهای اکسی و دی‌اکسی‌هموگلوبین برای محاسبهٔ ضرایب جذب کلی در هر سه حالت یادشده (نرمال بار اول، شفاف‌سازی و نرمال بار دوم) و مقایسهٔ آن با



شکل۲: ناحیهٔ داخلی بند اول انگشت سوم دست به‌عنوان بهترین موضع برای طیف‌سنجی بازتابی پخشی به روش شفاف‌سازی نوری مکانیکی

ضرایب جذب کلی طیف اصلی، برگشت‌پذیر بودن طیف هموگلوبین به روش دوم مورد بررسی قرار گرفته است.

ضریب جذب کلی بافت پوستی از مجموع سهم هریک از کروموفورها و طبق رابطهٔ (۱) محاسبه می‌شود [۲و۱۱].

$$\mu_a(\lambda)_{skin} = \sum_n f_n \, \mu_a(\lambda)_n \qquad (۱)$$

در رابطهٔ فوق، λ طول‌موج می‌باشد که در این پژوهش با توجه به طیف گیری از بافت پوستی زندهٔ انسان و حفظ سلامت افراد، بازه‌ای در ناحیهٔ مرئی انتخاب شده است. $\mu a(\lambda)skin$ ضریب جذبی کلی پوست و n تعداد کروموفورها می‌باشد که با توجه به نوع بافت و شرایط نمونه‌های مورد برررسی انتخاب می‌شوند. در این مطالعه با توجه به انتخاب افراد سالم و طیف‌سنجی از بافت پوستی، کروموفورهای نشان‌داده‌شده در شکل ۱ مورد استفاده قرار گرفته‌اند. fvn سهم هر کروموفور در ضریب جذب کلی و $\mu n(\lambda)$ ضرایب خاموشی هریک از کروموفورها می‌باشند.

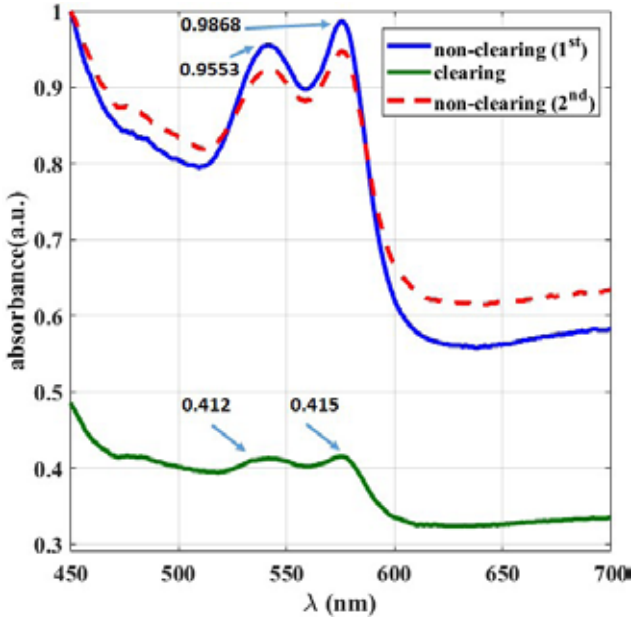
یافته‌ها

در شکل ۳ رفتار طیفی کروموفور هموگلوبین یکی از نمونه‌ها در حالت‌های بدون شفاف‌سازی نوری مکانیکی (مرحلهٔ اول-خطوط پیوسته آبی‌رنگ)، شفاف‌سازی نوری مکانیکی (خطوط پیوستهٔ سبزرنگ) و حالت بدون شفاف‌سازی نوری مکانیکی بار دوم (مرحلهٔ دوم-خط‌چین قرمزرنگ) نشان داده شده است.

در طیف‌های جذب نشان‌داده‌شده در شکل ۳، در مرحلهٔ اول طیف‌گیری حالت نرمال (بدون شفاف‌سازی نوری مکانیکی- خطوط پیوستهٔ آبی رنگ)، دو پیک هموگلوبین در طول‌موج‌های حدود ۵۴۰ و ۵۷۵ نانومتر قابل مشاهده می‌باشند. در حالت شفاف‌سازی مکانیکی نوری، هموگلوبین به‌همراه آب میان‌بافتی بر اثر اعمال نیرو کنار می‌رود و پیک‌های جذب در طول‌موج‌های مذکور محو می‌شوند. همان‌طور که در شکل ۳ نشان داده شده است، دامنهٔ پیک‌های طیف جذب در حالت با شفاف‌سازی نسبت به حالت نرمال در حدود ۴۰ درصد کاهش یافته است.

طیف خط‌چین در شکل ۳ مربوط به حالت بدون شفاف‌سازی نوری مکانیکی مرحلهٔ دوم می‌باشد. این طیف با فاصلهٔ زمانی بسیار کوتاه در حدود پنج ثانیه بعد از حذف نیروی اعمالی برروی موضع ثبت شده است. با توجه به شباهت رفتار طیفی هموگلوبین در مراحل قبل و بعد از شفاف‌سازی، برگشت‌پذیر بودن طیف هموگلوبین در طیف‌سنجی بازتابی پخشی به روش شفاف‌سازی نوری مکانیکی به وضوح استنتاج می‌شود.

هر ماده یک ضریب اپتیکی به‌نام ضریب خاموشی دارد که بیانگر میزان جذب نور در نقاط جذب ماده می‌باشد. ضریب خاموشی برای هر ماده منحصر به فرد است و اصطلاحاً اثر انگشت آن ماده نامیده می‌شود[۶].



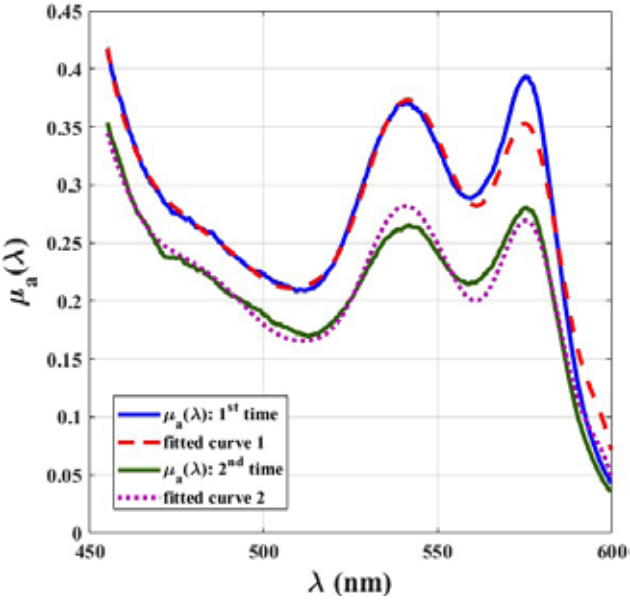
شکل۳: طیف جذب پوست یکی از نمونه‌ها در سه حالت: (الف) مرحلهٔ اول بدون شفاف سازی (خطوط پیوستهٔ آبی‌رنگ)، (ب) با شفاف‌سازی نوری (خطوط پیوستهٔ سبزرنگ)، (ج) مرحلهٔ دوم بدون شفاف‌سازی (خط‌چین قرمزرنگ)

در این پژوهش، با داشتن ضرایب خاموشی کروموفورهای موجود در بافت پوستی اعم از بیلیروبین، ملانین، اکسی‌هموگلوبین و دی‌اکسی هموگلوبین که در شکل ۱ نشان داده شده است، ضرایب جذب اکسی هموگلوبین و دی‌اکسی‌هموگلوبین در ۳ حالت نرمال بار اول، شفاف‌سازی نوری (غیرتهاجمی)، نرمال بار دوم، به‌کمک نرم‌افزار متلب و معادلات ذکرشده در مراجع [۲] و [۱۱] محاسبه و در جدول ۱ گزارش شده است.

در شکل ۴ ضرایب جذب کلی حاصل از طیف‌سنجی بازتابی پخشی در دو حالت نرمال مرحلهٔ اول (خطوط پیوستهٔ آبی‌رنگ) و نرمال مرحلهٔ دوم (خطوط پیوستهٔ سبزرنگ)، در مقایسه با ضرایب جذب کلی محاسبه‌شده به‌ازای ضرایب مذکور در جدول ۱ (منحنی‌های خط‌چین)

جدول۱: ضرایب جذب کروموفورهای اکسی‌هموگلوبین و دی‌اکسی‌هموگلوبین در سه حالت: مرحلهٔ اول بدون شفاف‌سازی، با شفاف‌سازی، مرحلهٔ دوم بدون شفاف‌سازی

شمارهٔ نمونه	مرحلهٔ اول بدون شفاف‌سازی	حالت با شفاف‌سازی	مرحلهٔ دوم بدون شفاف‌سازی
۱	OHE=0.038 DHE=0.010	OHE=0.007 DHE=0.002	OHE=0036 DHE=0.007
۲	OHE=0.053 DHE=0.014	OHE=0.015 DHE=0.004	OHE=0.042 DHE=0.01
۳	OHE=0.075 DHE=0.048	OHE=0.033 DHE=0.028	OHE=0.059 DHE=0.039
۴	OHE=0.095 DHE=0.058	OHE=0.016 DHE=0.004	OHE=0.077 DHE=0.035
۵	OHE=0.03 DHE=0.01	OHE=0.013 DHE=0.006	OHE=0.022 DHE=0.01



شکل۴: ضرایب جذب کلی حاصل از طیف‌سنجی بازتابی پخشی در دو حالت طیف‌سنجی نرمال مرحلهٔ اول و طیف‌سنجی نرمال مرحلهٔ دوم در مقایسه با ضرایب جذب کلی محاسبه شده ازطریق مقادیر گزارش‌شده در جدول ۱

نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، ضرایب جذب کلی محاسبه‌شده با دقت بسیار بالایی (در حدود ۹۵ درصد) با ضرایب جذب کلی طیف‌های اصلی تطابق دارند.

نتیجه‌گیری

در این پژوهش با رویکرد بررسی کمی تغییرات ضریب جذب کروموفور هموگلوبین به‌عنوان یک کروموفور حیاتی و نیز پیشنهاد یک روش غیرتهاجمی برای ارزیابی هموگلوبین در شرایط نبض نرمال و دمای ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد بدن انسان، تغییرات رفتاری طیف جذبی این کروموفور در اثر شفاف‌سازی نوری مکانیکی در روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی، به دو شیوهٔ مقایسهٔ طیف‌های جذبی و محاسبهٔ ضرایب جذب مورد بررسی قرار گرفت. بدین‌منظور در هر دو شیوه، تغییرات رفتاری طیف جذبی هموگلوبین به‌ازای ۳ حالت بدون شفاف‌سازی بار اول، شفاف‌سازی نوری مکانیکی و بدون شفاف‌سازی بار دوم با فاصلهٔ بسیار کوتاه در حد ۵ ثانیه از حالت شفاف‌سازی مورد بررسی قرار گرفت.

همان‌طور که در شکل ۳ نشان داده شده است، در طیف‌سنجی بازتابی پخشی پیک‌های جذب هموگلوبین در طول‌موج‌های ۵۴۰ و ۵۷۵ نانومتر به خوبی قابل مشاهده می‌باشند. پیک‌های مذکور در اثر شفاف‌سازی نوری مکانیکی در حدود ۴۰ درصد کاهش یافتند که این امر به‌دلیل کنار رفتن هموگلوبین به واسطهٔ اعمال نیرو رخ می‌دهد. همچنین در این شکل، برگشت‌پذیری رفتار طیفی هموگلوبین ازنظر ظاهری از مقایسهٔ حالت‌های نرمال قبل و بعد از شفاف‌سازی نوری مکانیکی به‌خوبی قابل مشاهده می‌باشد.

برگشت‌پذیری رفتار طیفی هموگلوبین ازطریق محاسبهٔ ضرایب جذب اکسی‌هموگلوبین و دی‌اکسی‌هموگلوبین نیز مورد بررسی و صحت‌سنجی کمی نیز قرار گرفت. ضرایب جذب کلی حاصل از طیف‌سنجی بازتابی پخشی در دو حالت نرمال قبل و بعد از شفاف‌سازی با استفاده از رابطهٔ (۱) و ضرایب جذب ذکرشده در جدول ۱، محاسبه شد و از مقایسهٔ آن با ضرایب جذب کلی طیف اصلی در شکل ۴، دقت ضرایب جذب گزارش‌شده در جدول ۱ مورد تأیید قرار گرفت.

از مقایسهٔ مقادیر ضرایب جذب به‌دست‌آمده در جدول ۱ برای سه حالت طیف‌سنجی، این نتیجه حاصل می‌شود که ضرایب جذب در حالت شفاف‌سازی‌شده کمتر از حالت نرمال می‌باشند که این مسئله ناشی از کاهش ردپای هموگلوبین در اثر اعمال نیرو، کنار رفتن رنگدانه‌های محلول در آب میان‌بافتی و نیز کاهش ضخامت بافت می‌باشد. علاوه براین از نزدیکی ضرایب جذب حالت‌های نرمال مرحلهٔ اول و مرحلهٔ دوم، برگشت‌پذیری رفتار طیفی هموگلوبین با حفظ ویژگی‌های بیولوژیکی بافت در روش غیرتهاجمی طیف‌سنجی بازتابی پخشی با شفاف‌سازی نوری مکانیکی استنتاج می‌شود.

در این پژوهش علی‌رغم اینکه مطالعه به‌صورت موردی به بررسی کمی تغییرات ضریب جذب و نیز بررسی رفتار طیف جذب ظاهری کروموفور هموگلوبین در بافت پوستی پرداخته شده است، ولیکن با استناد به نتایج محاسبات ضریب جذب قبل و بعد از فرآیند شفاف‌سازی نوری و نیز با افزایش جامعهٔ آماری و همچنین استخراج میزان غلظت هموگلوبین از روی ضرایب جذب کروموفورهای پوستی، می‌توان طیف‌سنجی بازتابی پخشی را به‌عنوان یک تکنیک غیر تهاجمی، غیر مخرب و مکمل برای روش‌های ارزیابی کمی هموگلوبین خون به‌ویژه در نوزادان و افراد کم توان پیشنهاد داد.

تشکر و قدردانی

از راهنمایی‌های جناب آقای دکتر حامد نعمتیان در راستای پیشبرد اهداف این تحقیق سپاسگزاری می‌گردد.

References:

1. Zonios GI. Diffuse Reflectance Spectroscopy of Human Colon Tissue, Massachusetts Institute of Technology, University of Ioannia 1990.

2. Cheong WF, Prahl SA, Welch AJ. A review of the optical properties of biological tissues, IEEE journal of quantum electronics 1990; 26(12): 2166-85.

3. 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.

4. 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.

5. Chandra J, Lekha TR, Saravana KC. NIR Spectroscopic Algorithm Development for Glucose Detection, ICIIECS 2015.

6. Original data source available from webpage: http://www.npsg.uwaterloo.ca/data.php

7. Rylander ChG. Mechanical tissue optical clearing devices enhancement of light penetration in Ex-Vivo porcine skin and adipose tissue, Lasers in surgery and medicine 2008; 40(10): 688-94.

8. Tuchin VV, Wang RK, Yeh AT. Optical clearing of tissues and cells, Journal of biomedical optics 2008, 13(2): 021101.

9. Zhu D. Recent progress in tissue optical clearing, Laser & photonics reviews 2013; 7(5): 732-57.

10. Sujatha N. Assessment of Microcirculatory Hemoglobin Levels in Normal and Diabetic Subjects using Diffuse Reflectance Spectroscopy in the Visible Region, Journal of applied spectroscopy 2015; 82(3): 423-8.

11. Zonios G, Dimou A. Modeling diffuse reflectance from semi-infinite turbid media: application to the study of skin optical properties, Optics express 2006; 14(19): 8661-74.