بیست و پنجمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و یازدهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه شیراز،
شیراز، ایران.
۹-۱۱ بهمن ۱۳۹۷

ارتباط‌سنجی طیف هموگلوبین در حالت شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی پوست با طیف حاصل از نمونه خونگیری شده

پریسا منشاری[۱]، عزالدین مهاجرانی[۲]، افشان شیرکوند[۳]

پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی

parisa_menshari@yahoo.com [1], e-mohajerani@sbu.ac.ir [2], a_shirkavand@sbu.ac.ir [3]

چکیده – در این مقاله با هدف اجرای طیف‌سنجی هموگلوبین به روش غیرتهاجمی، طیف‌سنجی بازتابی پخشی از بافت پوستی و مقایسه اطلاعات اپتیکی حاصل با اطلاعات طیف‌سنجی نمونه خون انجام گردید. در این طرح تعداد ۵ فرد سالم با شرایط فیزیولوژی مشابه و در شرایط آزمایشگاهی یکسان برای انجام طیف‌سنجی مورد مطالعه قرار گرفتند. دو طیف بازتابی از منطقه آناتومیکی انگشت سوم دست این افراد در حالت بدون شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی و حالت با شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی ثبت شد. سپس طیف نمونه خونی گرفته شده از ناحیه ورید اصلی دست آنها در چیدمان عبوری ثبت گردید و ارتباط‌سنجی این طیف‌ها مورد آنالیز قرار گرفت. با ارزیابی طیف‌های مذکور مشخص گردید که مقادیر ضریب جذب هموگلوبین حاصل از روش غیرتهاجمی طیف پوست به نتایج حاصل از طیف نمونه خون گرفته شده نزدیک می‌باشد.

کلید واژه- طیف‌سنجی بازتابی پخشی، شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی، طیف هموگلوبین.

Comparison of Hemoglobin Spectrum in Mechanical Optical Transparency of the Skin with the Spectrum of the Blood Sample

Parisa Menshari[1], Dr. Ezeddin Mohajerani[2], and Afshan Shirkavand[3]

Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University

parisa_menshari@yahoo.com [1], e-mohajerani@sbu.ac.ir [2], a_shirkavand@sbu.ac.ir [3]

Abstract- This research has been conducted with goal to hemoglobin spectroscopy with non-invasive skin diffuse reflectance spectroscopy in compare to blood sample spectroscopy. For this, five normal cases in similar physiological and testing condition, was included. Two reflectance spectra with and without clearing from distal finger was acquired and then blood samples was tested invasively and the blood sample spectra were tested in transmission optical spectroscopy. Analytical quantification was run and it was found that the optical absorption coefficient in both non-invasive skin spectroscopy and blood sample optical spectroscopy were approximately equal. This might be beneficial to substitute non-invasive methods instead of invasive blood tests.

Keywords: Reflective Spectroscopy, Mechanical Optical Transparency, Hemoglobin Spectrometry

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2024-04-19]

مقدمه

طی چند دهه اخیر، استفاده از ویژگی‌های نور در شاخه‌ی پزشکی جایگاه ویژه‌ای پیدا کرده است. نقش نور در سیستم‌های اپتیکی برای تشخیص و درمان بیماری‌ها قابل توجه است. طیف‌سنجی نوری به عنوان یک تکنیک غیرتهاجمی، از فناوری‌های مورد توجه در زمینه تحقیقات بالینی به شمار می‌آید. اساس طیف‌سنجی بر پایه میزان جذب، بازتاب، عبور و پراکندگی نور توسط اجزای تشکیل دهنده‌ی محیط در طول موج‌های مختلف استوار است.

در تکنیک طیف‌سنجی بازتابی پخشی، نور در حین انتشار درون بافت با برخورد به ذرات موجود دچار پراکندگی‌های متوالی شده و در نهایت به صورت بازتاب از بافت خارج می‌شود. در این روش طیف‌سنجی، میزان راهی که نور بازتابی پخشی طی می‌کند به ویژگی‌های اپتیکی اجزای سازنده‌ی بافت وابسته است [۱]. در واقع طیف حاصل از این نوع بازتاب، حاوی اطلاعات بیولوژیکی و بیوشیمی بافت و اجزای سازنده‌ی آن می‌باشد.

هدف از این مطالعه، بررسی رفتار طیف جذبی کروموفور هموگلوبین موجود در بافت پوستی در تکنیک طیف‌سنجی بازتابی پخشی و مقایسه آن با طیف حاصل از نمونه خونگیری شده می‌باشد.

شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی بافت

شفاف‌سازی اپتیکی بافت روشی است که سبب کاهش پراکندگی و شفافیت بیشتر بافت می‌شود [۲]. شفاف‌سازی اپتیکی بافت به دو روش شیمیایی و مکانیکی انجام می‌پذیرد. در شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی، در اثر اعمال فشار به موضع و جابجایی ذرات به همراه مایعات میان بافتی، ویژگی‌های اپتیکی بافت دچار تغییر می‌شوند [۳]. بر این اساس شفاف سازی نوری در روش‌های طیف‌سنجی با هدف افزایش عمق نفوذ نور درون بافت، کاهش تأثیر عوامل تداخل‌کننده و نیز افزایش جذب نور توسط کروموفورهای بافت، به عنوان روشی کارآمد در مطالعات بالینی معرفی شده است [۴].

بخش تجربی و چگونگی انجام کار

از آنجاکه بدست آوردن طیف جذبی پوست انسان کار دشوار و پیچیده‌ای است، روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی جایگزین مناسبی برای بدست آوردن اطلاعات طیفی بافت پوست انسان به شمار می‌رود [۵]. این تکنیک از آن جهت مورد توجه است که روشی کاملا غیرتهاجمی بوده و در عین حال رفتار طیفی بافت را در بر دارد.

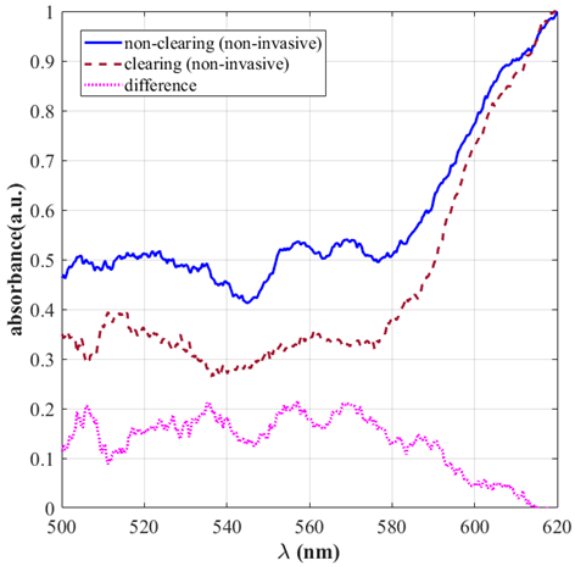
در این مقاله به شیوه مطالعه موردی از دستگاه اسپکترومتر مدل USB2000 (Ocean Optics, Inc. USA) و لامپ هالوژن تنگستن با ناحیه طول موجی ۴۰۰ تا ۷۰۰ نانومتر، استفاده شده است. با هدف مطالعه رفتار طیفی، ۵ فرد سالم با شرایط فیزیولوژی مشابه و در شرایط آزمایشگاهی یکسان برای انجام طیف‌سنجی مورد مطالعه قرار گرفتند. برای تعیین بهترین نقطه طیف‌سنجی، نواحی مختلفی از دست افراد مورد آزمایش و بررسی قرار گرفت که از طریق مقایسه طیف‌های بدست آمده با طیف جذبی هموگلوبین، ناحیه داخلی بند اول انگشت سوم دست به عنوان بهترین موضع برای طیف‌سنجی انتخاب گردید. بدین منظور از ناحیه مورد نظر دست راست هر یک از افراد مورد آزمایش، ابتدا در چیدمان بازتابی پخشی و در دو مرحله، یک طیف در حالت شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی بافت با اعمال نیرویی در حدود ۵ نیوتن بر سانتی‌متر مربع بر موضع مورد نظر و طیف دیگر در حالت نرمال (بدون شفاف‌سازی اپتیکی بافت) ثبت گردید. سپس برای ارتباط‌سنجی طیف‌های بدست آمده با طیف‌های خونی، طیف سوم با استفاده از چیدمان عبوری و خونگیری از ورید آرنج هریک از افراد، ثبت گردید. لازم به

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

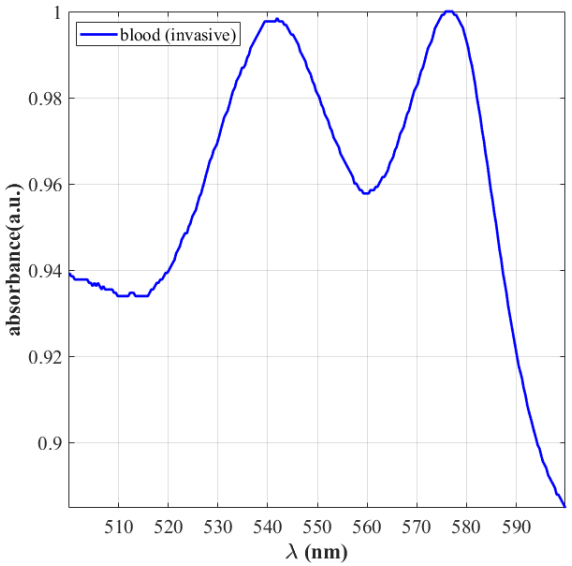
[Downloaded from opsi.ir on 2024-04-19]

ذکر است به منظور افزایش اعتبار نتایج، مراحل طیف‌سنجی مذکور برای هر فرد سه مرتبه تکرار و طیف میانگین حاصل، در ارزیابی نهایی لحاظ شده است.

در شکل (۱) رفتار طیفی یکی از نمونه‌ها در حالت شفاف‌سازی اپتیکی (خط چین)، حالت بدون شفاف‌سازی اپتیکی (خط پیوسته) نشان داده شده است. همچنین در این شکل، به منظور اعتبارسنجی نتایج، تفاضل طیف‌ها در دو حالت به صورت نقطه چین رسم شده است. طیف خون نمونه موردنظر، در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل ۱: طیف پوست یکی از نمونه‌ها در حالت شفاف‌سازی اپتیکی (خط چین)، حالت نرمال (پیوسته)، تفاضل دو حالت (نقطه‌چین).



شکل ۲: طیف خون فرد مورد آزمایش در شکل (۱).

نتایج و بحث

در طیف‌های جذب نشان داده شده در شکل (۱)، در حالت نرمال (بدون شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی) دو پیک جذب هموگلوبین در طول موج‌های حدود ۵۵۰ و ۵۷۰ نانومتر قابل مشاهده می‌باشند. در حالت شفاف‌سازی مکانیکی اپتیکی، هموگلوبین بر اثر اعمال نیرو کنار رفته و پیک‌های مذکور محو می‌شوند که این امر در طیف رسم شده به صورت خط‌چین (حالت شفاف‌سازی مکانیکی اپتیکی) مشهود است. برای نشان دادن این موضوع، تفاضل دو حالت با فشار و بدون فشار در منحنی سوم به صورت نقطه‌چین رسم شده است. ظاهر شدن پیک‌های جذب هموگلوبین در طیف تفاضل، بیانگر کنار رفتن هموگلوبین در حالت شفاف‌سازی نوری مکانیکی می‌باشد.

با استفاده از چیدمان عبوری، طیف خون فرد مورد نظر در شکل (۲) نشان داده شده است. از مقایسه این طیف با طیف تفاضلی ترسیم شده در شکل (۱)، ارتباط بین طیف‌ها در دو روش تهاجمی و غیرتهاجمی قابل استنتاج می‌باشد.

هر ماده یک ضریب اپتیکی به نام ضریب میرایی دارد که معیاری برای سنجش میزان تضعیف ایجاد شده در نور بر اثر پدیده‌های شکست، پراکندگی، بازتاب و جذب توسط اجزای تشکیل‌دهنده محیط در طول موج‌های مختلف، می‌باشد. ضریب میرایی برای هر ماده منحصر به فرد است و اصطلاحا اثر انگشت آن ماده نامیده می‌شود. در این مقاله، ضرایب میرایی کروموفورهای موجود در بافت پوستی و خون از جمله بیلیروبین، ملانین، اکسی هموگلوبین و دی اکسی هموگلوبین، از مقادیر گزارش شده توسط محققان در وبسایت دانشگاه واترلو [۶]، استخراج شده است. با داشتن ضرایب میرایی مذکور، طبق روش و معادلات ذکر شده در مراجع [۱] و [۷]، ضرایب جذب اکسی هموگلوبین و دی‌اکسی هموگلوبین در ۴

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2024-04-19]

حالت نرمال (روش غیرتهاجمی)، حالت شفاف‌سازی اپتیکی، تفاضل طیف حالت شفاف‌سازی شده از حالت نرمال و طیف حاصل از نمونه‌ی خون‌گیری شده (روش تهاجمی)، به کمک نرم‌افزار متلب محاسبه و در جدول (۱) گزارش شده است. از مقایسه مقادیر به دست آمده در چهار حالت مشاهده می‌شود که ضرایب جذب در حالت شفاف‌سازی شده کمتر از حالت نرمال می‌باشد. این امر ناشی از کاهش ضخامت بافت پوستی و کنار رفتن هموگلوبین به همراه آب میان بافتی در اثر نیروی مکانیکی اعمال شده، می‌باشد. همچنین از نزدیکی ضرایب جذب حاصل از نمونه خونی و ضرایب جذب تفاضل دو حالت نرمال و شفاف‌سازی شده، اعتبار نتایج حاصل از طیف-گیری به روش غیرتهاجمی استنتاج می‌شود.

شماره نمونه	حالت ۱ نرمال	حالت ۲ شفاف سازی	حالت ۳ طیف تفاضلی	حالت ۴ طیف خون	اختلاف ۳ و ۴
۱	OHE=0.181 DHE=0.009	OHE=0.116 DHE=0.002	OHE=0.065 DHE=0.007	OHE=0.084 DHE=0.003	OHE=0.019 DHE=0.004
۲	OHE=0.248 DHE=0.055	OHE=0.101 DHE=0.021	OHE=0.147 DHE=0.034	OHE=0.097 DHE=0.017	OHE=0.05 DHE=0.017
۳	OHE=0.319 DHE=0.033	OHE=0.042 DHE=0.012	OHE=0.277 DHE=0.021	OHE=0.168 DHE=0.012	OHE=0.1 DHE=0.009
۴	OHE=0.309 DHE=0.092	OHE=0.213 DHE=0.020	OHE=0.096 DHE=0.072	OHE=0.075 DHE=0.052	OHE=0.021 DHE=0.02
۵	OHE=0.114 DHE=0.068	OHE=0.007 DHE=0.049	OHE=0.107 DHE=0.019	OHE=0.095 DHE=0.013	OHE=0.012 DHE=0.006

جدول ۱: ضرایب جذب کروموفورهای اکسی‌هموگلوبین و دی‌اکسی هموگلوبین در چهار حالت: نرمال، شفاف‌سازی، تفاضل حالت‌های نرمال و شفاف‌سازی و طیف خون با ذکر اختلاف نتایج حالت‌های ۳ و ۴.

نتیجه‌گیری

در این مقاله با هدف جایگزینی روش تهاجمی با روش غیرتهاجمی، طیف‌های ثبت شده از نمونه خون در چیدمان عبوری (روش تهاجمی) با نتایج طیف‌سنجی بازتابی پخشی در دو حالت شفاف‌سازی اپتیکی مکانیکی و حالت نرمال (روش غیرتهاجمی)، مورد مقایسه قرار گرفته است. طبق اختلاف محاسبه شده در ستون آخر جدول (۱)، ضرایب جذب کروموفورهای اکسی و دی‌اکسی-هموگلوبین حاصل از طیف تفاضلی حالت نرمال و حالت شفاف‌سازی، نزدیک به ضرایب جذب محاسبه شده از طیف خون می‌باشد. توجه به این نکته حائز اهمیت است که طیف حاصل از نمونه خونگیری شده، شرایط بافت زنده‌ی انسان را ندارد. این در حالی است که ضرایب جذب هموگلوبین محاسبه شده در روش غیرتهاجمی، علیرغم بدست آمدن از طیف‌سنجی پوست با شرایط بافت زنده (دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد بدن انسان و نبض نرمال)، در مقایسه با روش تهاجمی نتایج قابل قبولی را ارائه می‌دهند.

سپاسگزاری

از راهنمایی‌های جناب آقای دکتر حامد نعمتیان و خانم شادی معصومی به جهت راهنمایی‌های دلسوزانه ایشان در راستای پیشبرد اهداف این تحقیق، سپاسگزاری می‌گردد.

مرجع‌ها

[1] W. F. Cheong, S. A. Prahl, and A. J. Welch, “A review of the optical properties of biological tissues”, IEEE journal of quantum electronics, Vol. 26, No.12, pp. 2166-2185, 1990.

[2] Ch. G. Rylander, et al., “Mechanical tissue optical clearing devices enhancement of light penetration in Ex-Vivo porcine skin”, Lasers in surgery and medicine, Vol. 40, No. 10, pp. 688-694, 2008.

[3] V. V. Tuchin, R. K. Wang, A. T. Yeh, “Optical clearing of tissues and cells”, Journal of biomedical optics, Vol. 13, No. 2, pp. 021101-021101, 2008.

[4] D. Zhu, et al, “Recent progress in tissue optical clearing”, Laser & photonics reviews, Vol. 7, No. 5, pp. 732-757, 2013.

[5] N. Sujatha, et al., “Assessment of Microcirculatory Hemoglobin Levels in Normal and Diabetic Subjects using Diffuse Reflectance Spectroscopy in the Visible Region”, Journal of applied spectroscopy, Vol. 82, No. 3, pp. 423-428, 2015.

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

[7] G. Zonios, A. Dimou, “Modeling diffuse reflectance from semi-infinite turbid media: application to the study of skin optical properties”, Optics express, Vol. 14, No. 19, pp. 8661-8674, 2006.

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2024-04-19]