لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۵، دورهٔ ۱۳، شمارهٔ ۲ , ۳، صفحات: ۱۷-۱۰ .

مقاله پژوهشی

شبیه‌سازی انتشار نور درون بافت پوست انسان با استفاده از روش مونت‌کارلو واریانس کاهش‌یافته در طول‌موج‌های بالاتر از ۱۰۰۰ نانومتر

تورج غفاری [۱]
سارا محمدی بیلانکوهی [۲]

۱. *گروه فیزیک، واحد شیراز، دانشگاه آزاد اسلامی، شیراز، ایران*
۲. *گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران*

نویسندهٔ مسئول: تورج غفاری، تلفن: ۰۷۱۳۸۳۵۴۲۷۶
پست الکترونیک: **ghaffary@iaushiraz.ac.ir**

خلاصه

مقدمه: درسال‌های اخیر، پیشرفت‌های قابل توجهی در تکنولوژی ساخت لیزر نزدیک مادون قرمز به‌وجود آمده که استفاده از لیزرهای ارزان در محدودهٔ طیفی ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر را ممکن ساخته است. چگونگی استفاده از پرتوهای اینگونه از لیزرها برای درمان به نحوهٔ انتشار نور در بافت و تحلیل داده‌ها بستگی دارد.

روش بررسی و یافته‌ها: در این مقاله شبیه‌سازی انتشار نور در محدودهٔ طول موج از ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر در پوست انسان با استفاده از روش مونت‌کارلو با واریانس کاهش‌یافته صورت گرفته است. پس‌از انجام محاسبات و شبیه‌سازی مشخص گردید ۹۰ درصد میزان جذب در لایهٔ زیرپوستی و ۴۸ درصد جذب در لایهٔ میانی پوست به‌ترتیب با استفاده از طول موج‌های ۱۷۸۰ و ۱۵۵۰ نانومتر به‌دست می‌آیند. درمورد انتقال توان به لایهٔ میانی برای مقادیر کمتر از $150\ mW/mm^3$ از طول‌موج ۱۳۵۰ نانومتر و برای مقادیر جذب بیشتر از mW/mm^3 ۲۵۰ باید از طول‌موج ۱۵۵۰ نانومتر استفاده گردد. به نظر می‌رسد طول‌موج ۱۷۸۰ نانومتر بیشترین انتقال توان به لایهٔ زیر پوستی را نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: شبیه‌سازی مونت‌کارلو، طول‌موج پرتو، میزان جذب پرتو، پوست انسان

مقدمه

باتوجه به کاربردهای درمانی لیزر در پزشکی، بررسی نحوهٔ برهمکنش پرتوی لیزر با بافت بدن از اهمیت بسیاری برخوردار است. بررسی و تخمین دمای ایجادشدهٔ درون بافتی که تحت‌تابش لیزر قرار گرفته‌است، باعث می‌شود پزشکان هنگام کار با لیزر از آسیب‌های واردشده به پوست و همچنین تأثیرات استفاده از آن در قسمت‌های مختلف بدن آگاه شوند. عدم شناخت، ممکن است باعث تأثیرات جبران‌ناپذیری برروی بافت بدن بیمارگردد. پارامترهای مختلفی در هنگام تابش لیزر بر بافت تأثیرگذار هستند، به‌طورمثال ویژگی لیزر مورد استفاده برای درمان ازجمله طول موج، پیوسته یا پالسی بودن خروجی لیزر، توان یا انرژی لیزر و شعاع ناحیهٔ تحت تابش از اهمیت به‌سزایی برخوردار است. البته در فرآیند درمان باید برخی از خصوصیات بافت ازجمله ضرایب جذب، پراکندگی، هدایت گرمایی و ظرفیت گرمایی ویژهٔ بافت نیز درنظر گرفته شوند که مقدار برخی‌از این پارامترها با طول‌موج متغیر است.

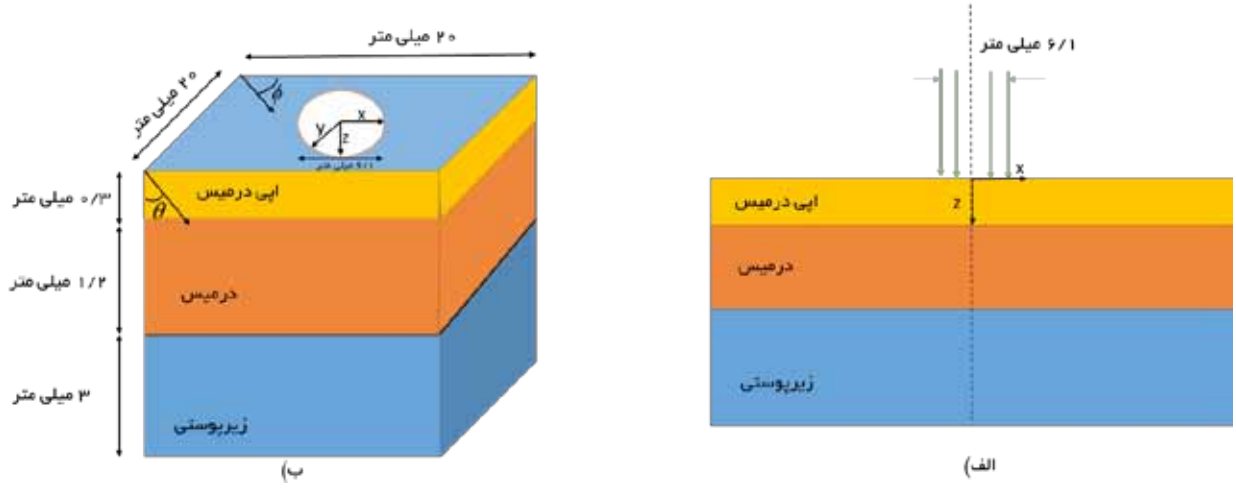
درسال‌های اخیر، پژوهشگران از لیزر گالیم‌آرسنید،(Ga-As) با طول موج ۹۰۴ نانومتر و میانگین توان ۴۵ میلی‌وات برای بررسی تأثیر درمانی لیزر در بافت‌های عضلانی استفاده کرده‌اند[۱و۲]. علاوه‌براین، هاپکینز و همکاران دیودهای لیزر با طول‌موج ۶۶۰ تا ۹۴۰ نانومتر در توان‌های ۱۵ تا ۲۵ میلی‌وات را برای بررسی تأثیرات گرمایی در رشد سلولی مورد استفاده قرار دادند[۳]. همچنین رزا و همکاران در فرآیند درمانی بهبود آرتروز با استفاده از لیزر As-Ga-Al با طول‌موج ۸۰۸ نانومتر توان ۱۰۰ میلی‌وات به‌مدت ۴۰ ثانیه به نتایج قابل قبولی دست‌پیداکردند[۴]. البته، تارادج و همکاران در پژوهشی دیگر اعلام کردند که لیزر As-Ga-Al با طول‌موج ۸۱۰ نانومتر تأثیر مطلوبی در روند درمان زخم وریدی پا ندارد[۵]. بنابراین با مرور نتایج مقالات فوق می‌توان گفت که برای دستیابی به یک درمان موفق، توان لیزر باید با کمترین میزان جذب در لایه‌های دیگر به‌طور مؤثر و دقیق توسط لایهٔ هدف جذب گردد. لایهٔ هدف در موارد فوق درمیس، زیر جلدی یا لایهٔ عضلانی می‌باشد. همچنین برای بهبود عملکرد لیزر در بافت، شبیه‌سازی‌های بسیاری انجام گرفته است که اغلب آن‌ها تنها برای یک تک‌لایهٔ پوست مورد ارزیابی قرار گرفته است. روا و همکاران نفوذ لیزر را برروی ۱۴۲ بیمار مورد بررسی قرار دادند و همزمان شبیه‌سازی مونت‌کارلو را نیز جهت مقایسه با کار تجربی ارائه کردند. آن‌ها پوست را به‌صورت یک محیط تک‌لایه با ضرایب اُپتیکی ثابت درنظر گرفتند و به بررسی ضرایب جذب و پراکندگی نفوذ لیزر در پوست پرداختند[۶]. همچنین پروین و همکاران با تمرکز برروی توزیع انرژی در لایهٔ میانی پوست با استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو و مطالعهٔ اثر پراکندگی ناهمسانگرد، تأثیر پراکندگی ناهمسانگرد روی چگالی حجمی توان جذب‌شده را مطالعه نمودند[۷]. اغلب مطالعات انجام شده در محدودهٔ طیفی ۶۰۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر صورت‌گرفته‌است که به علت عمق نفوذ بالا و لیزرهای ارزان‌قیمت در محدودهٔ فوق است. درسال های اخیر، پیشرفت‌های قابل توجهی در تکنولوژی لیزر نزدیک مادون قرمز به‌وجود آمده‌است که استفاده از لیزرهای ارزان در محدودهٔ طیفی ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر را ممکن ساخته است. این محدودهٔ طول‌موج می تواند انرژی را بهرصورت مؤثرتری در کاربردهای درمانی به بافت منتقل کند. به‌همین‌منظور در این تحقیق به بررسی برهمکنش فوتوگرمایی لیزر با پوست انسان در محدودهٔ طول‌موج‌های ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر می پردازیم. در این مقاله ابتدا، بافت پوست را به‌صورت یک بافت چندلایه همراه با ضرایب جذب و پراکندگی مخصوص به هر لایه نشان می‌دهیم. سپس، شبیه‌سازی مونت‌کارلو را برای طول‌موج ۱۳۵۰ نانومتر انجام می دهیم و پدیدهٔ انتشار نور در بافت پوست را بررسی می‌کنیم. در مرحلهٔ بعد، به‌منظور تحقیق و مطالعهٔ عمق نفوذ و میزان جذب پرتوی لیزر در لایه‌های مختلف پوست این شبیه‌سازی را در طول‌موج‌های انتخابی اجرا می‌کنیم. درانتها، نتایج از دیدگاه توان انتقال‌یافته بررسی می‌شوند و طول موج‌های انتخابی براساس توان انتقال‌یافته مقایسه می‌گردند.

شبیه‌سازی پوست بدن

بافت پوست را می‌توان به‌صورت یک بافت چندلایه (شکل ۱) درنظر گرفت. در این الگو، ضخامت پوست بیرونی (epidermis)، غشاء میانی پوست (dermis) و زیرپوستی (subcutaneous) به‌ترتیب ۰/۳ میلی متر، ۱/۲ میلی‌متر و ۳ میلی‌متر درنظر گرفته‌شده است. سطح بالایی پوست بیرونی به‌طور عمودی در معرض تابش پرتوی لیزر همگرا قرار می گیرد. در این شبیه‌سازی، قطر پرتوی لیزر ۶/۱ میلی‌متر درنظر گرفته شده است.

هنگامی‌که پرتوی لیزر به سطح بیرونی پوست (اپی‌درمیس) تابانده می شود، به‌دلیل اختلاف ضریب شکست هوا و لایهٔ اپی‌درمیس به مقدار بسیار ناچیزی (حدود ۵ درصد) منعکس می‌گردد. بنابراین باتوجه به تابش عمودی نور لیزر به بافت (شکل۱) قسمت عمده‌ای از پرتوی تابشی وارد لایهٔ اپی‌درمیس می‌شود و سپس باتوجه به میزان جذب و پراکندگی در لایه‌ها پرتو ممکن است جذب پوست گردد و یا از آن خارج شود.

شرایط مرزی مورداستفاده در این شبیه‌سازی بدین‌صورت است که ضریب شکست و پارامتر عدم تقارن در هر لایه، مخصوص به آن لایه و ثابت می‌باشند و ضریب شکست هوای محیط را برابر با ۱ درنظر می گیریم. همچنین به‌دلیل قابلیت جذب بالای لایهٔ ماهیچه‌ای زیرپوستی، این لایه را ازنظر تابشی سرد (جسم سیاه) درنظر می‌گیریم. در محدودهٔ طول‌موج‌های مورد نظر و در دمای طبیعی بدن (۳۶/۵ درجهٔ سانتی‌گراد) از تابش جسم سیاه توسط پوست و بافت‌های اطراف صرف‌نظر می‌کنیم.



شکل۱: نمای شماتیک از مدل بافت پوست به‌کار برده‌شده در شبیه‌سازی الف) نمای دوبعدی ب) نمای سه‌بعدی

تئوری و معرفی روش مونت‌کارلو جهت شبیه‌سازی انتشار نور در بافت پوست

به‌جای حل مستقیم معادلات ماکسول، انتقال پرتوی نوری در بافت را می‌توان توسط معادلهٔ ترابرد تابشی به‌صورت زیر توصیف نمود[۸]:

(۱)

$$\frac{dI(S,\Omega)}{dS} = -(\mu_a + \mu_s) I(S,\Omega) + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I(S,\Omega_i)\phi(\Omega,\Omega_i) d\Omega_i$$

که در آن S طول مسیر، شدت تابش موضعی و μ_a و μ_s به‌ترتیب ضرایب جذب و پراکندگی بافت می‌باشند. علاوه‌براین، تابع فاز پراکندگی می‌باشد که بیان‌کنندهٔ احتمال تغییر مسیر شدت ورودی از مسیر دلخواه Ω_i به مسیر مطلوب Ω است که در آن مسیر شدت تابش تقویت می‌گردد[۸]. باتوجه به اینکه تابع فاز، توزیع زاویه‌ای فرآیند پراکندگی را نشان می‌دهد و شکل تابع نامشخص می‌باشد، از تقریب هنی‌گرین اشتاین[۹] و معرفی پارامتر ناهمسانگردی g برای تعیین آن استفاده می‌نماییم:

$$\phi(\Omega) = \frac{1-g^2}{\left(1-g^2-2g\cos(\Omega)\right)^{\frac{3}{2}}} \qquad (۲)$$

اگر میانگین کسینوس زاویهٔ پراکندگی Θ باشد، دراین‌صورت پارامتر ناهمسانگردی g به‌صورت زیر خواهدبود:

$$g = \frac{1}{4\pi} \int_{4\pi} \phi(\Theta)\cos(\Theta) d\Omega_i \qquad (۳)$$

پارامتر ناهمسانگردی g برای محیطی با پراکندگی شدیداً روبه‌جلو به مقدار ۱+، برای پراکندگی همسانگرد (دارای خواص برابر ازهرسو) به مقدار صفر و برای پراکندگی به شدت روبه‌عقب به مقدار ۱- نزدیک می شود و درحالت‌کلی عددی بین ۱ و ۱- است. باتوجه به اینکه برای حل معادلهٔ ترابرد تابشی باید ضرایب جذب و پراکندگی و همچنین پارامتر ناهمسانگردی مشخص باشند، بنابراین از روش تحلیل عددی مونت‌کارلو استفاده می‌کنیم. در این تحقیق پارامترهای عدم تقارن برای پوست بیرونی، غشاء میانی و زیرپوستی به‌ترتیب ۰/۸، ۰/۹۱ و ۰/۷۵ و ضریب شکست نیز برای این لایه‌ها به‌ترتیب ۱/۳۴، ۱/۴۰ و ۱/۴۴ درنظر گرفته شده است[۱۰].

در مرز پوست بیرونی اپی‌درمیس در لایهٔ اول، انعکاس با معادلهٔ زیر توصیف می‌گردد[۱۱]:

(۴)

$$\rho_\lambda = \frac{1}{2}\left[\left(\frac{n_1\cos\theta_2 - n_2\cos\theta_1}{n_1\cos\theta_2 + n_2\cos\theta_1}\right)^2 + \left(\frac{n_1\cos\theta_1 - n_2\cos\theta_2}{n_1\cos\theta_1 + n_2\cos\theta_2}\right)^2\right]$$

که در آن θ_2 و n_1 به زاویه و ضریب شکست محیط اول و θ_2 و n2 به زاویه و ضریب شکست محیط دوم اشاره دارند. دراینجا، شکست توسط قانون اسنل به‌صورت زیر می‌باشد:

$$n_1 \sin\theta_1 = n_2 \sin\theta_2 \qquad (۵)$$

درنهایت، درحالت تابش همسو شرایط مرزی برای سطح فوقانی را می

توان به‌صورت زیر نوشت:

$$I\left(x,y,z=0\right)=G_0\delta(\theta_c) \quad (۶$$

و برای سطح زیرین داریم:

$$I\left(x,y,z=l,\frac{\pi}{2}<\theta<\pi,\phi\right)=0 \quad (۷$$

که در آن l ضخامت پوست و G_0 تابش لیزر فرودی می‌باشد که می‌توان آن را براساس توان لیزر مورداستفاده محاسبه کرد.

همچنین در این مقاله، روش مونت‌کارلو با واریانس کاهش‌یافتهٔ چندلایهٔ سه‌بعدی را مورد استفاده قرار داده‌ایم. در این روش به‌منظور توصیف مناسب، نور را به‌صورت تعداد زیادی از بسته‌هایی که مقدار مشخصی انرژی را حمل می‌کنند، درنظر می‌گیریم. این روش، هر بستهٔ انرژی را که درون پوست جذب، پراکنده، منتقل یا منعکس شده‌باشد، ردیابی و دنبال می‌کند. برای بسته‌هایی که در پوست پراکنده می‌شوند، در هر فعل‌وانفعال فرآیند جذب، کسری از انرژی آن‌ها مطابق با معادلهٔ زیر کم خواهد شد[۱۲]:

$$W=\frac{\mu_a}{\mu_a+\mu_s}W_0 \quad (۸$$

که در آن W_0 انرژی اولیهٔ بسته و W انرژی بسته بعداز برهمکنش با محیط می‌باشد. براساس این روش، یک بستهٔ انرژی می‌تواند بی‌نهایت مرتبه منتشر شود و انرژی آن هرگز به صفر نرسد. بنابراین، یک آستانهٔ انرژی تعریف می‌شود تا بسته‌ای که انرژی آن زیر این آستانه قرار می‌گیرد، نابودشده فرض گردد. این آستانهٔ انرژی، مقدار بهینه‌ای است تا اطمینان حاصل شود که نتایج مستقل از این انتخاب هستند، بنابراین ۰/۰۰۱ انرژی اولیه به‌عنوان آستانهٔ انرژی برای این مطالعه درنظر گرفته شده است. به‌منظور ردیابی آخرین مرحلهٔ انتشار، ازطریق تکنیک رولت[۱۲] به یک بستهٔ ضعیف در m اُمین مرحله از بقا، (مثلاً $m=10$) شانس دومی داده می‌شود. براساس این تکنیک، اگر یک بسته توسط نهمین فعل‌وانفعال محیط جذب نشد، رولت براساس یک روش تصادفی، یا آن را تا mW انرژی می‌دهد و یا آن‌را حذف می‌کند. بسته‌های نابودشده مورد بررسی قرار می‌گیرند تا از قانون بقای انرژی تبعیت کنند. سپس، باتوجه به محاسبات آماری، قابلیت جذب و انتقال پوست مورد مطالعه قرار می‌گیرد. این شبیه‌سازی هم برای محیط با پراکندگی و هم برای محیط بدون پراکندگی قابل استفاده است. در محیط بدون پراکندگی، یک مکعب مستطیل از آب به‌عنوان یک محیط صرفاً جذب‌کننده استفاده می‌شود. علاوه‌براین، حساسیت کد مونت‌کارلو به تعداد بسته‌های انرژی مورد استفاده تجزیه‌وتحلیل می‌گردد تا اطمینان حاصل شود که نتایج به دست‌آمده مستقل از این انتخاب باشد. در این تحقیق ۱۰۶ بستهٔ انرژی با توان کلی ۱۵۵ میلی‌وات در تمام نتایج مورد استفاده قرارگرفته‌اند.

در این مقاله از تکنیک مونت‌کارلو که توسط متروپولیس و اولام برای حل معادلات دیفرانسیل ارائه‌شد، استفاده شده است و همچنین برای دقت بالاتر از تکنیک دیگری که توسط خان و هریس با عنوان تکنیک مونت‌کارلو با واریانس کاهش‌یافته استفاده گردید تا دقت بالایی در انجام محاسبات صورت‌گیرد و همچنین صرفه‌جویی در زمان و عدم افزایش زمان محاسبه باتوجه به سی‌پی‌یو کامپیوتر درنظر گرفته شود. نتایج حاصل از این تحقیق با استفاده از تکنیک‌های فوق، قابل مقایسه با نتایج ارائه‌شده توسط هالتس و پراهل می‌باشد[۱۴و۱۵]. باتوجه به مقایسهٔ انجام‌شده انحراف به‌دست‌آمده برای نتایج هالتس و پراهل به‌ترتیب ۰/۰۱ درصد، ۰/۱۱ درصد و ۰/۳ درصد بود.

نتایج شبیه‌سازی:

شکل۲ ویژگی‌های تابشی لایه‌های پوستی در محدودهٔ طول‌موج ۱۰۰۰ نانومتر تا ۱۹۰۰ نانومتر را نشان می‌دهد. این منحنی، ضرائب جذب و پراکندگی لایه‌های پوستی در این محدودهٔ طول‌موج را نشان می‌دهد.

برای انتخاب طول‌موج‌های موردنظر (مطلوب)، پارامتر بدون بعدی به نام ضخامت گذار اپتیکی مورداستفاده قرار می‌گیرد[۱۳]. ضخامت گذار اپتیکی، نشان‌دهندهٔ قدرت محیط در کاهش تابش در یک طول‌موج معین در مسیر نفوذ می‌باشد که رابطهٔ آن‌را می‌توان به‌صورت زیر درنظر گرفت:

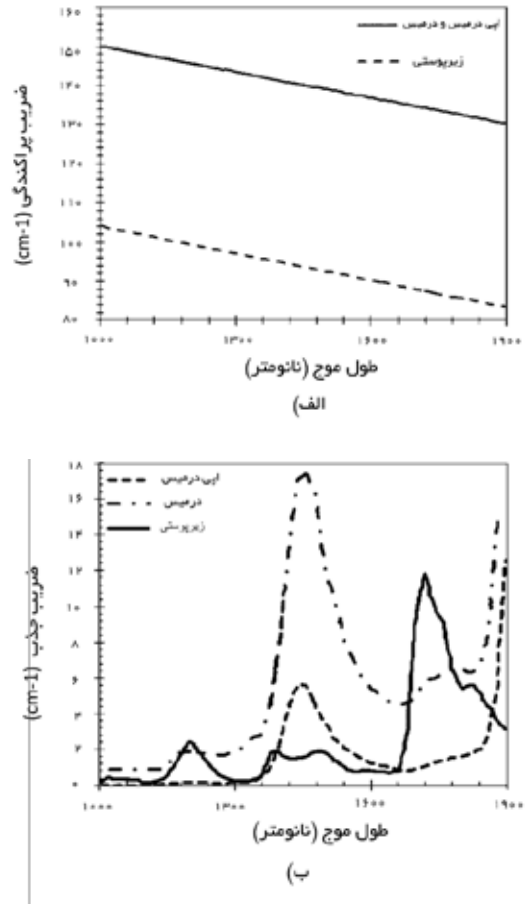
$$\tau_\lambda=\sum_{i=1}^{n}d_i\mu_{ai}+\sum_{i=1}^{n}\left(1-g_i\right)d_i\mu_{si} \quad (۹$$

که در آن d_i ضخامت فیزیکی، n تعداد لایه‌ها، g فاکتور ناهمسانگردی، μ_{ai} و μ_{si} به‌ترتیب ضرایب جذب و پراکندگی i اُمین لایه می‌باشند. شکل۳ منحنی تغییرات ضخامت گذار اپتیکی را نسبت به طول‌موج در محدودهٔ ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر نشان می‌دهد. ازآنجاکه نفوذ ناکافی در طول موج‌های بزرگ‌تر یک موضوع مهم می‌باشد، طول‌موج‌هایی که به ضخامت گذار اپتیکی نسبتاً کم مربوط می‌شوند، در شکل نشان داده شده‌اند.

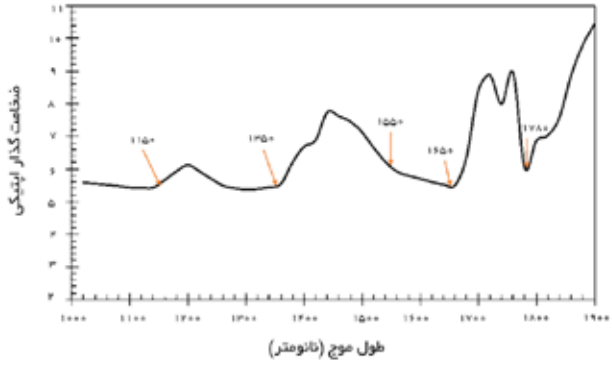
پارامتر مربوط به لیزردرمانی بافت‌ها، مقدار چگالی انرژی جذب‌شده توسط بافت می‌باشد. تغییرات محلی مقدار چگالی که می‌تواند به‌طور قابل‌توجهی درمان را تحت‌تأثیر قرار دهد، به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$D\upsilon = P_{abs}\cdot t_{exp} \quad (۱۰$$

که در آن P_{abs} چگالی حجمی توان جذب‌شده و t_{exp} مدت‌زمان درمعرض‌قرارگرفتن بافت تحت پرتوی لیزر می‌باشند. برای انجام این مرحله از شبیه‌سازی، یک پرتوی لیزر موازی با قطر ۶/۱ میلی‌متر با

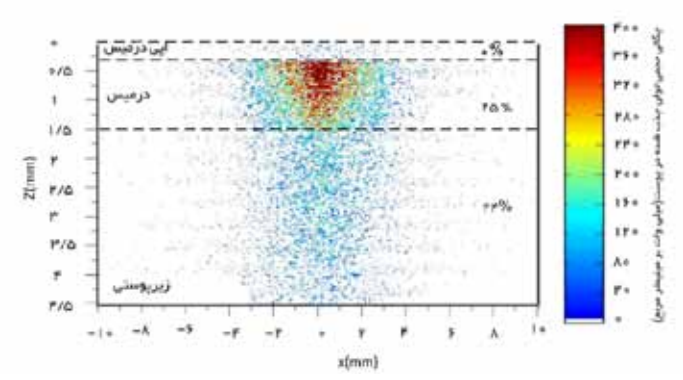


شکل۲: منحنی تغییرات الف) ضریب پراکندگی ب) ضریب جذب لایه‌های پوستی با طول موج در محدودهٔ ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر



شکل۳: منحنی تغییرات ضخامت گذار اپتیکی بافت پوست نسبت به طول‌موج در محدودهٔ ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر

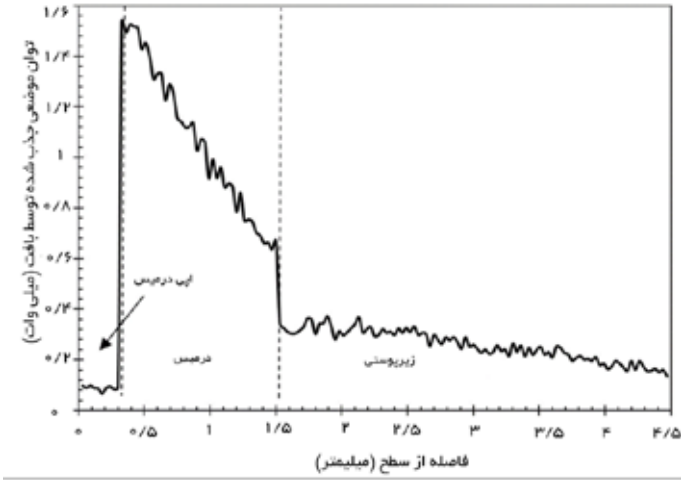
توان ۱۵۵ میلی‌وات در طول‌موج ۱۳۵۰ نانومتر درنظر گرفته شـده است. چگالی توان جذب‌شده با استفاده از نتایج اجرای کد مونت‌کارلو در شکل۴ نشان‌داده‌شده است. برای انجام این کار، برای یک حجم معین، کسر بسته های جذب‌شـده شمارش می‌شود و در مقدار انرژی‌ای که هر بسته حمل می‌کند، ضرب می‌شود. سپس، با تقسیم انرژی جذب‌شدهٔ اندازه‌گیری‌شده بـر حجم مربوط به آن، چگالی توان جذب‌شـده اندازه‌گیری می‌گردد. در این شـکل چگالی حجمی توان به‌صورت تابعی از موقعیت در مدل پوست سـه‌لایه روی صفحهٔ X-Z نشان‌داده‌شده اسـت. به‌منظور نشان‌دادن این چگالی، نتایج سه‌بعدی توان جذب‌شده در پوست در مسیر y ادغام و روی صفحهٔ X-Z رسم شده است. ازطرف‌دیگر، در این شکل درصد توان جذب شـده در هر لایه نیز نشان‌داده‌شده است. این درصدها جذب لیزر در لایه های پوسـتی و درنتیجه بسته‌های انرژی‌ای که می‌توانند از سطح پوست انتقال یابند و یا رو به عقب پراکنده‌شوند را نشان می‌دهد.



شکل۴: موقعیت و چگالی حجمی توان جذب‌شده برای توان ورودی ۱۵۵ میلی‌وات در طول موج ۱۳۵۰ نانومتر. x بیان‌کنندهٔ موقعیت در محور x و z نشان‌دهندهٔ فاصله از سطح و رنگ ها نشان‌دهندهٔ شدت چگالی حجمی توان جذب‌شده در پوست می‌باشد.

همانگونه‌که در شـکل۴ مشاهده می‌شـود، توان جذب‌شده در لایهٔ پوست بیرونی در مقایسه با لایه‌های غشاء میانی و زیرپوستی قابل چشم‌پوشی است. علاوه‌براین، اگرچه جذب غشاء میانی پوست و زیرپوستی نسبتاً نزدیک به هم هستند، اما انتشار توان جذبی در این دو لایه متفاوت می‌باشد. در غشاء میانی، میزان چگالی حجمی توان جذب‌شده در بالاترین سطح به ۴۰۰ میلی‌وات بر میلی‌متر مکعب می‌رسـد درحالی‌که در لایهٔ زیرپوستی هرگز از ۲۰۰ میلی وات بر میلی‌متر مکعب تجاوز نمی‌کند. برای مشـاهدهٔ دقیق‌تر سهم هر لایه در جذب، توان جذب‌شـدهٔ موضعی لایه‌های پوستی به‌صورت تابعی از فاصله از سطح پوست در شکل۴ نشان‌داده‌شده است. این شکل نشان می‌دهد که با نفوذ بیشتر نور درون بافت، جذب موضعی برای غشاء میانی و لایهٔ زیرپوستی کاهش می‌یابد. باتوجه به این شکل درمی‌یابیم که در جذب موضعی با کاهش های ۵۶ درصد و ۴۸ درصد به‌ترتیب برای لایهٔ غشاء میانی و لایهٔ زیرپوستی مواجه خواهیم بود. در شکل۵ می‌توان مشاهده‌کرد که سطح جذب در غشاء میانی(اپی‌درمیس) نسـبت‌به دو لایهٔ دیگر به‌طور قابل‌توجهی بالاتر است که این موضوع در شکل۴ نیز نشان‌داده شده است.

به‌منظور داشتن مؤثرترین نتایج در شبیه‌سازی، توان لیزر باید به‌طور دقیق به لایهٔ پوستی مورد نظر تابیده شود. براساس هدف درمان، این لایه می‌تواند پوست بیرونی، غشاء میانی، زیرپوستی یا لایهٔ ماهیچه‌ای زیر زیرپوستی باشد. در شکل ۶ نفوذ نور در طول‌موج‌های مختلف براساس توان موضعی جذب‌شده



شکل۵: منحنی توان موضعی جذب‌شده توسط بافت به‌صورت تابعی از فاصله در طول‌موج ۱۳۵۰ نانومتر و توان ورودی ۱۵۵ میلی‌وات

در لایه‌ها مقایسه شده‌اند. همچنین چگالی حجمی توان جذب‌شده در پوست نیز نشان‌داده‌شده است. این نتایج نشان می‌دهند که اگرچه جذب کلی پوست در طول‌موج‌های ۱۱۵۰ نانومتر، ۱۳۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر یکسان است، اما توزیع فضایی توان جذب‌شده در لایه‌های مختلف پوست کاملاً متفاوت می باشند. در طول‌موج ۱۳۵۰ نانومتر توان لیزر تابیده‌شده عمدتاً در لایهٔ میانی جذب‌شده اســت(حدود ۲۵ درصد)، حال آنکه درمورد طول‌موج‌های ۱۱۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر، لایهٔ زیرپوستی بالاترین درصد توان لیزر تابیده‌شده را جذب کرده است (حدود ۳۵ درصد). علاوه‌براین، نمودارهای رنگی نشان می دهند که توزیع توان جذب‌شده در لایه‌های پوستی تا حد زیادی به طول‌موج بســتگی دارد. چگالی حجمی توان در لایهٔ غشــاء میانی و لایهٔ زیرپوستی در ۱۱۵۰ نانومتر تقریباً یکسان می‌باشد، درحالی‌که چگالی‌های حجمی جذب بالایی در غشاء میانی در طول‌موج‌های ۱۳۵۰ نانومتر، ۱۵۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر دیده می‌شود. همچنین شکل ۶ نشان می‌دهد که برخلاف طول‌موج های درنظرگرفته‌شده، توان در ۱۷۸۰ نانومتر می‌تواند ازطریق لایهٔ بیرونی و غشــاء میانی نفوذ کند و جذب بالایی را توسط لایهٔ زیرپوستی به‌دست‌آورد. بدون جذب قابل توجهی در لایهٔ بیرونی و غشــاء میانی در این طول‌موج ۹۰ درصد از توان لیزر توسط لایهٔ زیرپوستی پوست جذب‌شده‌است.

به‌منظور اعتبارسنجی، نتایج این شبیه‌سازی درمورد محیطی ناهمسانگرد بــا ضخامت نوری ۲/۰، بازتاب ۰/۹ و پارامتر نامتقارنی ۰/۷۵ با شبیه‌ســازی و نتایج حاصل از مرجع [۱۶] مقایسه‌شــد. براساس این مقایسه‌ها باتوجه به قانون Beer-Lambert، جداول و محاســبات مرجــع [۱۶] درصد انحراف برای انتقال نور (انرژی) برای ســه لایهٔ پوست بیرونی، میانی و زیرپوستی به ترتیب ۰/۰۵ درصد، ۰/۱۸ درصد و ۰/۲۳ درصد بود.

بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق به‌منظور مطالعهٔ نفوذ پرتوی لیزر، پوســت انســان به‌صورت محیطی با ســه‌لایه با ضرایب جذب و پراکندگــی مخصوص به هرلایه مدل گردید. سپس این بافت درمعرض تابش لیزر قرار داده شد. به‌منظور مدل‌سازی انتشار پرتوی لیزر در پوســت، معادلهٔ ترابرد تابشی مورد استفاده قرارگرفت. درادامــه، باتوجه به پارامتر ضخامت گذار اپتیکی، طول‌موج‌های با عمق نفوذ و میزان جذب بیشینه انتخاب شــدند. جهت حل معادلهٔ ترابرد تابشی برای این طول‌موج‌ها از روش مونت‌کارلو واریانس کاهش‌یافته استفاده شد. در این مطالعه پس‌از انجام محاسبات و شبیه‌سازی‌های دقیق نتایج زیر حاصل گردید:

• در این مقاله روش مونت‌کارلو با واریانس کاهش‌یافتهٔ چندلایهٔ سه‌بعدی مورداستفاده قرار گرفت. برای توصیف نور از بسته‌های انرژی‌ای استفاده شده است که انرژی کل به‌صورت کاملاً یکنواخت و برابر، در بسته‌های انرژی تقسیم شده است. یعنی؛ هر بسته دارای انرژی معین و برابر با سایر بسته‌های انرژی می‌باشــد و روش مونت‌کارلو هنگام محاســبات برای تک‌تک بسته‌ها مقادیر جــذب، پراکندگی و انتقال در پوســت را مورد ارزیابی قــرار می‌دهد. باتوجه به اینکه با این روش یک بســته می‌تواند تا بی‌نهایت منتشر شود، پس برای جلوگیری از این کار، آســتانهٔ انرژی تعریف شد تا وقتی سطح انرژی بسته به کمتر از آستانه رسید، بسته نابودشده درنظر گرفته شود. از تکنیک رولت هم برای شناسایی بسته‌های ضعیف انرژی که دارای انرژی کمتر از آستانه بودند، استفاده گردید.

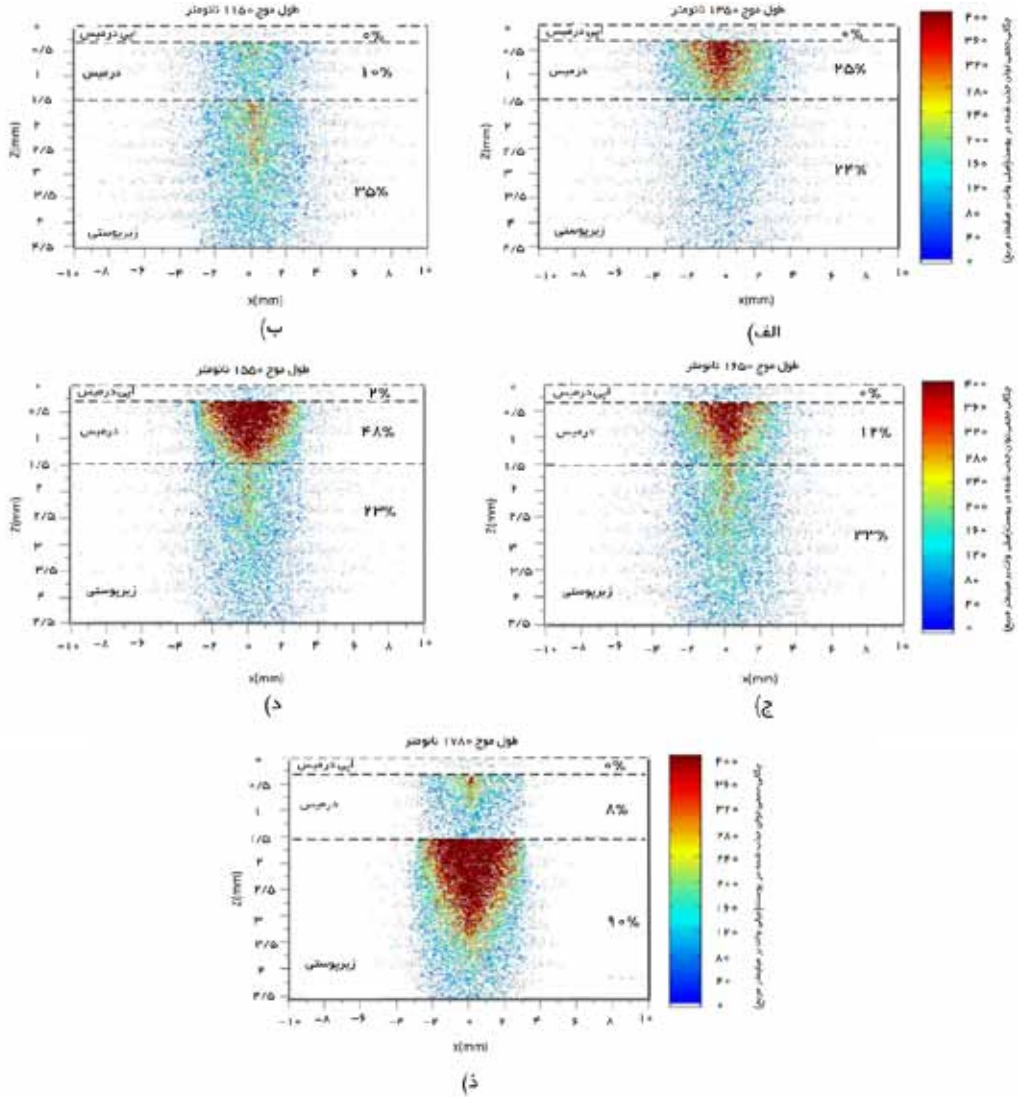
نتیجه‌گیری

• با توجه به نیاز و هدف درمان، می‌توان با انتخاب صحیح طول‌موج، باعث جذب حداکثری توان لیزر تابیده‌شــده در لایه‌ای خاص از پوســت شد. برای نمونه، ۹۰ درصد میزان جذب در لایهٔ زیرپوســتی و ۴۸ درصد جذب در لایهٔ میانی پوســت به‌ترتیب با استفاده از طول‌موج‌های ۱۷۸۰ و ۱۵۵۰ نانومتر به دست می‌آیند.

• اگرچه جذب کلی پوســت در طول‌موج‌های ۱۱۵۰ نانومتر، ۱۳۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر یکسان اســت، اما توزیع فضایی توان جذب‌شده در لایه‌های مختلف پوست کاملاً متفاوت می‌باشند. در طول‌موج ۱۳۵۰ نانومتر توان لیزر تابیده‌شده عمدتاً در لایهٔ میانی جذب شده است (حدود ۲۵ درصد)، حال‌آنکه درمورد طول‌موج‌های ۱۱۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر، لایهٔ زیرپوستی بالاترین درصد توان لیزر تابیده شده را جذب کرده است (حدود ۳۵ درصد).

• برای طول‌موج‌های مختلف، میزان جذب یکسان در یک لایه لزوماً به‌معنی یکسان‌بودن چگالی حجمی توان جذب‌شده نمی‌باشد. برای مثال باوجود اینکه میزان جذب در لایهٔ میانی به‌طور قابل‌قبولی در طول‌موج‌های ۱۱۵۰ و ۱۶۵۰ نانومتر یکسان است، اما چگالی حجمی توان جذب‌شده در این لایه برای طول موج ۱۱۵۰ نانومتر از مقدار

$280\ mW/mm^3$ بیشــتر نشــد، حال آنکــه در طــول مــوج ۱۶۵۰ نانومتــر ایــن مقــدار بیــش از $400\ mW/mm^3$ بــود.



شکل۶: موقعیت و چگالی حجمی توان جذب‌شده برای توان ۱۵۵ میلی‌وات در طول‌موج‌های الف) ۱۱۵۰ نانومتر ب) ۱۳۵۰ نانومتر ج) ۱۵۵۰ نانومتر د) ۱۶۵۰ نانومتر ذ) ۱۷۸۰ نانومتر. میزان جذب هرلایه در شکل برحسب درصد بیان شده است؛ x بیان‌کنندهٔ موقعیت روی محور x، z نشان‌دهندهٔ فاصله از سطح و رنگ‌ها نشان‌دهندهٔ چگالی حجمی توان جذب‌شده در پوست می‌باشند.

پیشنهادها

• نتایج حاصل‌از این تحقیق با استفاده از تکنیک‌های فوق قابل مقایسه با نتایج گزارش‌شده توسط هالتس و پراهل می‌باشد [۱۴و۱۵]. باتوجه به مقایسهٔ انجام‌شده انحراف به‌دست‌آمده برای نتایج هالتس و پراهل به ترتیب ۰/۰۱ درصد، ۰/۱۱ درصد و ۰/۳ درصد بود. همچنین این کد درمورد محیطی ناهمسانگرد با ضخامت نوری ۲/۰، بازتاب ۰/۹ و پارامتر نامتقارنی ۰/۷۵ شبیه‌سازی و نتایج با مرجع [۱۶] مقایسه شد. براساس این مقایسه‌ها باتوجه به قانون Beer-Lambert، جداول و محاسبات مرجع[۱۶] درصد انحراف برای انتقال نور(انرژی) برای سه لایهٔ پوست بیرونی، میانی و زیرپوستی به‌ترتیب ۰/۰۵ درصد، ۰/۱۸ درصد و ۰/۲۳ بود.

• درمورد محدودیت‌های روش شبیه‌سازی باید اشاره‌نمود که با افزایش تعداد بسته از یک‌میلیون بستهٔ انرژی به ده‌میلیون بستهٔ انرژی، تغییرات ایجادشده در نتایج جذب کمتر از ۰/۱ درصد بود و مدت‌زمان پردازش CPU تا ۲۰ ساعت افزایش یافت. بنابراین برای صرفه‌جویی در زمان، تعداد بسته‌های انرژی یک‌میلیون و توان کلی ۱۵۵ میلی‌وات درتمامی نتایج شبیه‌سازی ارائه شده در برنامه لحاظ گردیده‌است.

• درمورد انتقال توان به لایهٔ میانی پیشنهاد می‌شود برای مقادیر کمتر از $38\,mW/mm$ ۱۵۰ از طول‌موج ۱۳۵۰ نانومتر و برای مقادیر جذب بیشتر از $38\,mW/mm$ ۲۵۰ باید از طول‌موج ۱۵۵۰ نانومتر استفاده کرد.

درضمن، طول‌موج ۱۷۸۰ نانومتر بیشترین انتقال توان به لایهٔ زیر پوستی را نشان می‌دهد.

• براســاس مدلی که در این مقاله ارائه گردیده اســت، پوســت به‌صورت محیطی سه‌لایه با خواص اپتیکی ثابت برای هر لایه درنظر گرفته شده است. حال‌آنکه درواقعیت خواص اپتیکی پوســت برای هر لایه ثابت نمی‌باشد و در هرلایه به‌تدریج تغییر می‌کند. بنابراین پیشــنهاد می‌گردد برای شبیه‌سازی بهتر پوســت بایستی خواص اپتیکی را برای هرلایه متغیر درنظر گرفت تا به نتایج دقیق‌تری دست یافت.

• در این تحقیق پارامتر عدم تقارن برای هر لایه ثابت درنظر گرفته‌شــده است. حال‌آنکه این پارامتر به‌صورت تابعی از طول موج تغییر می‌کند. بنابراین پیشــنهاد می‌گردد برای به‌دست‌آوردن نتایج دقیق‌تر در مطالعات آینده، این پارامتر در شبیه‌سازی‌های مورد نظر به‌صورت تابعی از طول‌موج نور تابیده‌شده درنظر گرفته شود.

References:

1. Fillipin L, Mauriz J, Vedovelli K, Moreira A, Zettler C, Lech O, Marroni N, González-Gallego J. Low-level laser therapy (LLLT) prevents oxidative stress and reduces fibrosis in rat traumatized achilles tendon. Laser Surg. Med. 2005; 37(4): 293–300.

2. Rizzi C, Mauriz J, FreitasCorrêa D, Moreira A, Zettler C, Filippin L, Marroni N, González-Gallego J. Effects of low-level laser therapy (LLLT) on the nuclear factor (NF)-kB signaling pathway in traumatized muscle. Laser Surg. Med. 2006; 38(7): 704–13.

3. TyHopkins J, McLoda TA, Seegmiller JG, DavidBaxter G. Low-level laser therapy facilitates superficial wound healing in humans: a triple-blind, sham-controlled study. J. Athl. Train. 2004; 39(3): 223–9.

4. daRosa A, dosSantos A, daSilva M, Facco G, Perreira D, Alves A, LealJunior E, deCarvalhoPde T. Effects of low-level laser therapy at wavelengths of 660 and 808 nm in experimental model of osteoarthritis. Photochem. Photobiol. 2012; 88(1): 161–6.

5. Taradaj J, Franek A, Cierpka L, Krol P, Blaszczak E, Dolibog P, Kusz D. Failure of low-level laser therapy to boost healing of venous leg ulcers in surgically and conservatively treated patients. Phlebologie 2008; 37(5): 227–82.

6. Roeva T, Petrov T, Minkovsky N. Results of the trials and light delivery evaluation at low level laser therapy of acute and chronic pain. Proc. SPIE 2004; 5449: 489–93.

7. Parvin P, Eftekharnoori S, Dehghanpour HR. Monte Carlo simulation of photon densities inside the dermis in LLLT (low level laser therapy). Opt. Spectrosc. 2009; 107(3): 486–90.

8. Nirgudkar H, Kumar S, Srivastava A. Solution of Radiative Transfer Equation using Discrete Transfer Method for two-dimensional participating medium, International Communications in Heat and Mass Transfer 2015; 61: 88–95.

9. Modest MF. Radiative Heat Transfer, Academic Press, New York 2003.

10. Meglinski IV, Matcher SJ. Quantitave assessment of skin layers' absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions. Physiol. Meas. 2002; 23: 741-53.

11. Gueymard CA, Myers D, Emery K. Proposed Reference Irradiance Spectra for Solar Energy Systems Testing. Sol. Energy 2002; 73: 443-67.

12. Kumari S, Nirala AK. Study of light propagation in human, rabbit and rat liver tissue by Monte Carlo simulation, Optic 2011; 122: 807–10.

13. Middelburg TA, Hoy CL, Neumann HAM, Amelink A, Robinson DJ. Correction for tissue optical properties enables quantitative skin fluorescence measurements using multi-diameter single fiber reflectance spectroscopy, Journal of Dermatological Science 2015; 79: 64–73.

14. Prahl S. A Monte Carlo model of light propagation in tissue. Proc. SPIE IS 1989; 5: 102–11.

15. van de Hulst HC. Multiple Light Scattering, Academic Press, New York 1980.

16. Iino K, Maruo K, Arimoto H, Hyodo K, Nakatani T, Yamada Y. Monte Carlo Silmulation of Near Infrared Reflectance Spectroscopy in the Wavelength Range from 1000 nm to 1900 nm. Opt. Rev. 2003; 10: 600-6.