

شبیه‌سازی انتشار نور درون بافت پوست انسان با استفاده از روش مونت کارلو واریانس کاهش یافته در طول موج‌های بالاتر از ۱۰۰۰ نانومتر

خلاصه

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

روش بررسی و یافته‌ها: در این مقاله شبیه‌سازی انتشار نور در محدوده طول موج از ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر در پوست انسان با استفاده از روش مونت کارلو با واریانس کاهش یافته صورت گرفته است. پس از انجام محاسبات و شبیه‌سازی مشخص گردید ۹۰ درصد میزان جذب در لایه زیرپوستی و ۴۸ درصد جذب در لایه میانی پوست به ترتیب با استفاده از طول موج‌های ۱۷۸۰ و ۱۵۵۰ نانومتر به دست می‌آیند. در مورد انتقال توان به لایه میانی برای مقادیر کمتر از 150 mW/mm^3 از طول موج ۱۳۵۰ نانومتر و برای مقادیر جذب بیشتر از 150 mW/mm^3 باید از طول موج ۱۵۵۰ نانومتر استفاده گردد. به نظر می‌رسد طول موج ۱۷۸۰ نانومتر بیشترین انتقال توان به لایه زیر پوستی را نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: شبیه‌سازی مونت کارلو، طول موج پرتو، میزان جذب پرتو، پوست انسان

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

نویسنده مسئول: تورج غفاری، تلفن: ۰۷۱۳۸۲۵۴۲۷۶
پست الکترونیک: ghaffary@iaushiraz.ac.ir

مقدمه

علت عمق نفوذ بالا و لیزرهای ارزان قیمت در محدوده فوق است. در سال های اخیر، پیشرفت های قابل توجهی در تکنولوژی لیزر نزدیک مادون قرمز به وجود آمده است که استفاده از لیزرهای ارزان در محدوده طیفی ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر را ممکن ساخته است. این محدوده طول موج می تواند انرژی را به صورت مؤثرتری در کاربردهای درمانی به بافت منتقل کند. به همین منظور در این تحقیق به بررسی برهمکنش فوتوگرمایی لیزر با پوست انسان در محدوده طول موج های ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر می پردازیم. در این مقاله ابتدا، بافت پوست را به صورت یک بافت چندلایه همراه با ضرایب جذب و پراکندگی مخصوص به هر لایه نشان می دهیم. سپس، شبیه سازی مونت کارلو را برای طول موج ۱۳۵۰ نانومتر انجام می دهیم و پدیده انتشار نور در بافت پوست را بررسی می کنیم. در مرحله بعد، به منظور تحقیق و مطالعه عمق نفوذ و میزان جذب پرتوی لیزر در لایه های مختلف پوست این شبیه سازی را در طول موج های انتخابی اجرا می کنیم. در انتها، نتایج از دیدگاه توان انتقال یافته بررسی می شوند و طول موج های انتخابی براساس توان انتقال یافته مقایسه می گردند.

شبیه سازی پوست بدن

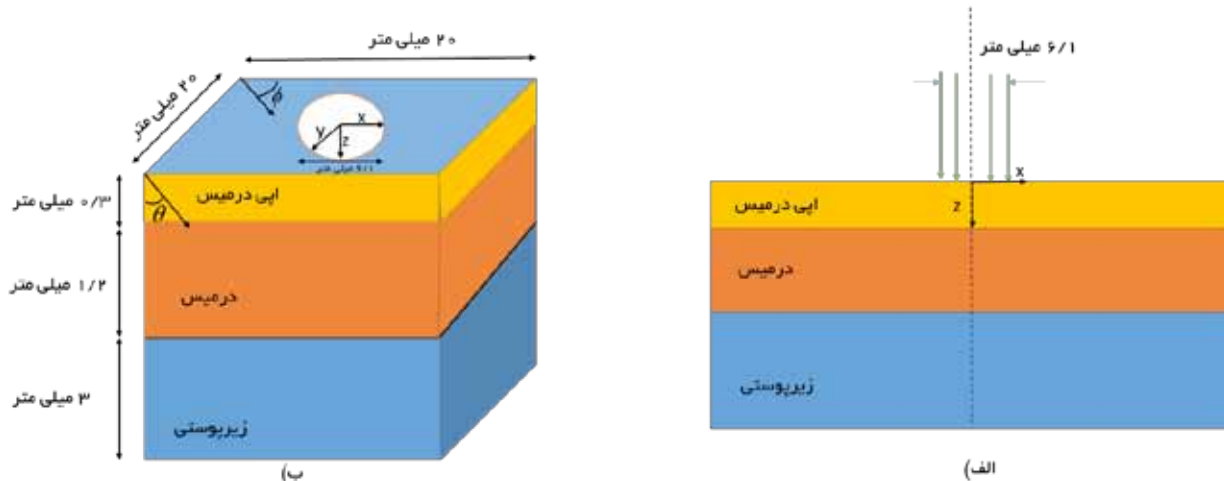
بافت پوست را می توان به صورت یک بافت چندلایه (شکل ۱) در نظر گرفت. در این الگو، ضخامت پوست بیرونی (epidermis)، غشاء میانی پوست (dermis) و زیرپوستی (subcutaneous) به ترتیب ۰/۳ میلی متر، ۱/۲ میلی متر و ۳ میلی متر در نظر گرفته شده است. سطح بالایی پوست بیرونی به طور عمودی در معرض تابش لیزر همگرا قرار می گیرد. در این شبیه سازی، قطر پرتوی لیزر ۶/۱ میلی متر در نظر گرفته شده است.

هنگامی که پرتوی لیزر به سطح بیرونی پوست (اپی درمیس) تابانده می شود، به دلیل اختلاف ضریب شکست هوا و لایه اپی درمیس به مقدار بسیار ناچیزی (حدود ۵ درصد) منعکس می گردد. بنابراین با توجه به تابش عمودی نور لیزر به بافت (شکل ۱) قسمت عمده ای از پرتوی تابشی وارد لایه اپی درمیس می شود و سپس با توجه به میزان جذب و پراکندگی در لایه ها پرتو ممکن است جذب پوست گردد و یا از آن خارج شود.

شرایط مرزی مورد استفاده در این شبیه سازی بدین صورت است که ضریب شکست و پارامتر عدم تقارن در هر لایه، مخصوص به آن لایه و ثابت می باشند و ضریب شکست هوای محیط را برابر با ۱ در نظر می گیریم. همچنین به دلیل قابلیت جذب بالای لایه ماهیچه ای زیرپوستی، این لایه را از نظر تابشی سرد (جسم سیاه) در نظر می گیریم. در محدوده طول موج های مورد نظر و در دمای طبیعی بدن (۳۶/۵ درجه سانتی گراد) از تابش جسم سیاه توسط پوست و بافت های اطراف صرف نظر می کنیم.

باتوجه به کاربردهای درمانی لیزر در پزشکی، بررسی نحوه برهمکنش پرتوی لیزر با بافت بدن از اهمیت بسیاری برخوردار است. بررسی و تخمین دمای ایجاد شده درون بافتی که تحت تابش لیزر قرار گرفته است، باعث می شود پزشکان هنگام کار با لیزر از آسیب های وارد شده به پوست و همچنین تأثیرات استفاده از آن در قسمت های مختلف بدن آگاه شوند. عدم شناخت، ممکن است باعث تأثیرات جبران ناپذیری بر روی بافت بدن بیمار گردد. پارامترهای مختلفی در هنگام تابش لیزر بر بافت تأثیرگذار هستند، به طور مثال ویژگی لیزر مورد استفاده برای درمان از جمله طول موج، پیوسته یا پالسی بودن خروجی لیزر، توان یا انرژی لیزر و شعاع ناحیه تحت تابش از اهمیت به سزایی برخوردار است. البته در فرآیند درمان باید برخی از خصوصیات بافت از جمله ضرایب جذب، پراکندگی، هدایت گرمایی و ظرفیت گرمایی ویژه بافت نیز در نظر گرفته شوند که مقدار برخی از این پارامترها با طول موج متغیر است.

در سال های اخیر، پژوهشگران از لیزر گالیم آرسنید، (Ga-As) با طول موج ۹۰۴ نانومتر و میانگین توان ۴۵ میلی وات برای بررسی تأثیر درمانی لیزر در بافت های عضلانی استفاده کرده اند [۱ و ۲]. علاوه بر این، هاپکینز و همکاران دیویدهای لیزر با طول موج ۶۶۰ تا ۹۴۰ نانومتر در توان های ۱۵ تا ۲۵ میلی وات 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 طول موج ۸۰۸ نانومتر توان ۱۰۰ میلی وات به مدت ۴۰ ثانیه به نتایج قابل قبولی دست پیدا کردند [۴]. البته، تارادج و همکاران در پژوهشی دیگر اعلام کردند که لیزر As-Ga-Al با طول موج ۸۱۰ نانومتر تأثیر مطلوبی در روند درمان زخم وریدی پا ندارد [۵]. بنابراین با مرور نتایج مقالات فوق می توان گفت که برای دستیابی به یک درمان موفق، توان لیزر باید با کمترین میزان جذب در لایه های دیگر به طور مؤثر و دقیق توسط لایه هدف جذب گردد. لایه هدف در موارد فوق درمیس، زیر جلدی یا لایه عضلانی می باشد. همچنین برای بهبود عملکرد لیزر در بافت، شبیه سازی های بسیاری انجام گرفته است که اغلب آن ها تنها برای یک تک لایه پوست مورد ارزیابی قرار گرفته است. روا و همکاران نفوذ لیزر را بر روی ۱۴۲ بیمار مورد بررسی قرار دادند و همزمان شبیه سازی مونت کارلو را نیز جهت مقایسه با کار تجربی ارائه کردند. آن ها پوست را به صورت یک محیط تک لایه با ضرایب اپتیکی ثابت در نظر گرفتند و به بررسی ضرایب جذب و پراکندگی نفوذ لیزر در پوست پرداختند [۶]. همچنین پروین و همکاران با تمرکز بر روی توزیع انرژی در لایه میانی پوست با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو و مطالعه اثر پراکندگی ناهمسانگرد، تأثیر پراکندگی ناهمسانگرد روی چگالی حجمی توان جذب شده را مطالعه نمودند [۷]. اغلب مطالعات انجام شده در محدوده طیفی ۶۰۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر صورت گرفته است که به



شکل ۱: نمای شماتیک از مدل بافت پوست به کار برده شده در شبیه‌سازی (الف) نمای دوبعدی (ب) نمای سه‌بعدی

تئوری و معرفی روش مونت کارلو جهت شبیه‌سازی انتشار نور در بافت پوست

به‌جای حل مستقیم معادلات ماکسول، انتقال پرتوی نوری در بافت را می‌توان توسط معادلهٔ تراپرد 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]. با توجه 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:

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

اگر میانگین کسینوس زاویهٔ پراکندگی Θ باشد، در این صورت پارامتر ناهمسانگردی g به‌صورت زیر خواهد بود:

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

پارامتر ناهمسانگردی g برای محیطی با پراکندگی شدیداً روبه‌جلو به مقدار +۱، برای پراکندگی همسانگرد (دارای خواص برابر از هر سو) به

مقدار صفر و برای پراکندگی به شدت روبه‌عقب به مقدار -۱ نزدیک می‌شود و در حالت کلی عددی بین ۱ و -۱ است. با توجه به اینکه برای حل معادلهٔ تراپرد تابشی باید ضرایب جذب و پراکندگی و همچنین پارامتر ناهمسانگردی مشخص باشند، بنابراین از روش تحلیل عددی مونت کارلو 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 در نظر 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_1 و n_1 به زاویه و ضریب شکست محیط اول و θ_2 و n_2 به زاویه و ضریب شکست محیط دوم اشاره دارند. در اینجا، شکست توسط قانون اسنل به‌صورت زیر می‌باشد:

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

در نهایت، در حالت تابش همسو شرایط مرزی برای سطح فوقانی را می

توان به صورت زیر نوشت:

$$I(x, y, z = 0) = G_0 \delta(\theta_c) \quad (6)$$

و برای سطح زیرین داریم:

$$I\left(x, y, z = l, \frac{\pi}{2} < \theta < \pi, \phi\right) = 0 \quad (7)$$

که در آن I ضخامت پوست و G_0 تابش لیزر فرودی می باشد که می توان آن را براساس توان لیزر مورد استفاده محاسبه کرد.

همچنین در این مقاله، روش مونت کارلو با واریانس کاهش یافته چندلایه سه بعدی را مورد استفاده قرار داده ایم. در این روش به منظور توصیف مناسب، نور را به صورت تعداد زیادی از بسته هایی که مقدار مشخصی انرژی را حمل می کنند، در نظر می گیریم. این روش، هر بسته انرژی را که درون پوست جذب، پراکنده، منتقل یا منعکس شده باشد، ردیابی و دنبال می کند. برای بسته هایی که در پوست پراکنده می شوند، در هر فعل وانفعال فرآیند جذب، کسری از انرژی آن ها مطابق با معادله زیر کم خواهد شد [۱۲]:

$$W = \frac{\mu_a}{\mu_a + \mu_s} W_0 \quad (8)$$

که در آن W_0 انرژی اولیه بسته و W انرژی بسته بعد از برهمکنش با محیط می باشد. براساس این روش، یک بسته انرژی می تواند بی نهایت مرتبه منتشر شود و انرژی آن هرگز به صفر نرسد. بنابراین، یک آستانه انرژی تعریف می شود تا بسته ای که انرژی آن زیر این آستانه قرار می گیرد، نابود شده فرض گردد. این آستانه انرژی، مقدار بهینه ای است تا اطمینان حاصل شود که نتایج مستقل از این انتخاب هستند، بنابراین 0.01 انرژی اولیه به عنوان آستانه انرژی برای این مطالعه در نظر گرفته شده است. به منظور ردیابی آخرین مرحله انتشار، از طریق تکنیک رولت [۱۲] به یک بسته ضعیف در m آمین مرحله از بقا، (مثلاً $m = 10$) شانس دومی داده می شود. براساس این تکنیک، اگر یک بسته توسط نهمین فعل وانفعال محیط جذب نشد، رولت براساس یک روش تصادفی، یا آن را تا mW انرژی می دهد و یا آن را حذف می کند. بسته های نابود شده مورد بررسی قرار می گیرند تا از قانون بقای انرژی تبعیت کنند. سپس، با توجه به محاسبات آماری، قابلیت جذب و انتقال پوست مورد مطالعه قرار می گیرد. این شبیه سازی هم برای محیط با پراکندگی و هم برای محیط بدون پراکندگی، قابل استفاده است. در محیط بدون پراکندگی، یک مکعب مستطیل از آب به عنوان یک محیط صرفاً جذب کننده استفاده می شود. علاوه بر این، حساسیت کد مونت کارلو به تعداد بسته های انرژی

مورد استفاده تجزیه و تحلیل می گردد تا اطمینان حاصل شود که نتایج به دست آمده مستقل از این انتخاب باشد. در این تحقیق 10^6 بسته انرژی با توان کلی 155 میلی وات در تمام نتایج مورد استفاده قرار گرفته اند.

در این مقاله از تکنیک مونت کارلو که توسط متروپولیس و اولام برای حل معادلات دیفرانسیل ارائه شد، استفاده شده است و همچنین برای دقت بالاتر از تکنیک دیگری که توسط خان و هریس با عنوان تکنیک مونت کارلو با واریانس کاهش یافته استفاده گردید تا دقت بالایی در انجام محاسبات صورت گیرد و همچنین صرفه جویی در زمان و عدم افزایش زمان محاسبه با توجه به سی پی یو کامپیوتر در نظر گرفته شود. نتایج حاصل از این تحقیق با استفاده از تکنیک های فوق، قابل مقایسه با نتایج ارائه شده توسط هالتس و پراهل می باشد [۱۴ و ۱۵]. با توجه به مقایسه انجام شده انحراف به دست آمده برای نتایج هالتس و پراهل به ترتیب 0.1 درصد، 0.11 درصد و 0.3 درصد بود.

نتایج شبیه سازی:

شکل ۲ ویژگی های تابشی لایه های پوستی در محدوده طول موج 1000 نانومتر تا 1900 نانومتر را نشان می دهد. این منحنی، ضرائب جذب و پراکندگی لایه های پوستی در این محدوده طول موج را نشان می دهد.

برای انتخاب طول موج های مورد نظر (مطلوب)، پارامتر بدون بعدی به نام ضخامت گذار اپتیکی مورد استفاده قرار می گیرد [۱۳]. ضخامت گذار اپتیکی، نشان دهنده قدرت محیط در کاهش تابش در یک طول موج معین در مسیر نفوذ می باشد که رابطه آن را می توان به صورت زیر در نظر گرفت:

$$\tau_\lambda = \sum_{i=1}^n d_i \mu_{ai} + \sum_{i=1}^n (1 - g_i) d_i \mu_{si} \quad (9)$$

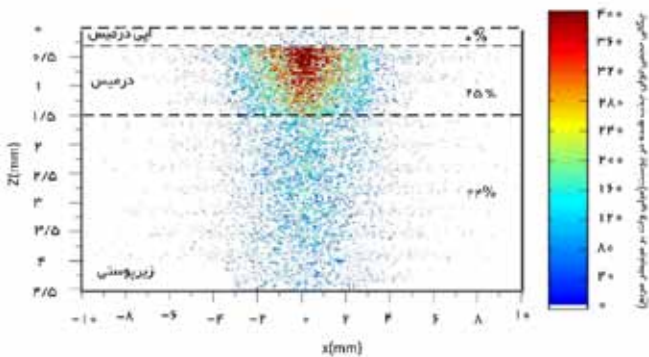
که در آن d_i ضخامت فیزیکی، n تعداد لایه ها، g فاکتور ناهمسانگردی، μ_{si} و μ_{ai} به ترتیب ضرایب جذب و پراکندگی i آمین لایه می باشند. شکل ۳ منحنی تغییرات ضخامت گذار اپتیکی را نسبت به طول موج در محدوده 1000 تا 1900 نانومتر نشان می دهد. از آنجا که نفوذ ناکافی در طول موج های بزرگ تر یک موضوع مهم می باشد، طول موج هایی که به ضخامت گذار اپتیکی نسبتاً کم مربوط می شوند، در شکل نشان داده شده اند.

پارامتر مربوط به لیزر درمانی بافت ها، مقدار چگالی انرژی جذب شده توسط بافت می باشد. تغییرات محلی مقدار چگالی که می تواند به طور قابل توجهی درمان را تحت تأثیر قرار دهد، به صورت زیر تعریف می شود:

$$Dv = P_{abs} \cdot t_{exp} \quad (10)$$

که در آن P_{abs} چگالی حجمی توان جذب شده و t_{exp} مدت زمان در معرض قرار گرفتن بافت تحت پرتوی لیزر می باشند. برای انجام این مرحله از شبیه سازی، یک پرتوی لیزر موازی با قطر $6/1$ میلی متر با

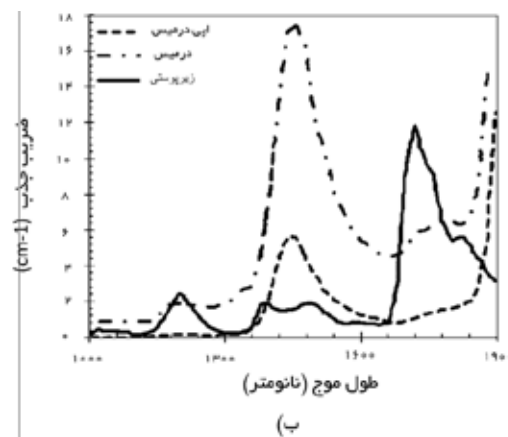
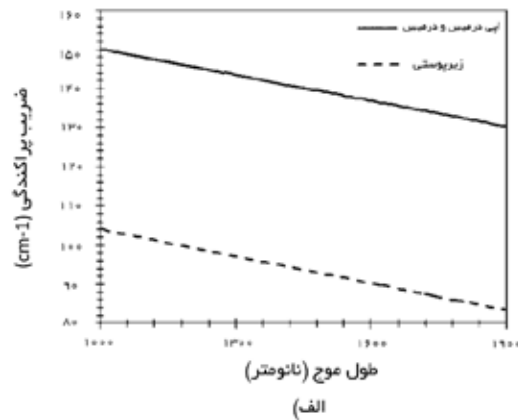
بر حجم مربوط به آن، چگالی توان جذب‌شده اندازه‌گیری می‌گردد. در این شکل چگالی حجمی توان به صورت تابعی از موقعیت در مدل پوست سه‌لایه روی صفحه X-Z نشان داده شده است. به منظور نشان دادن این چگالی، نتایج سه‌بعدی توان جذب‌شده در پوست در مسیر Y ادغام و روی صفحه X-Z رسم شده است. از طرف دیگر، در این شکل درصد توان جذب شده در هر لایه نیز نشان داده شده است. این درصدها جذب لیزر در لایه های پوستی و در نتیجه بسته‌های انرژی‌ای که می‌توانند از سطح پوست انتقال یابند و یا رو به عقب پراکنده‌شوند را نشان می‌دهد.



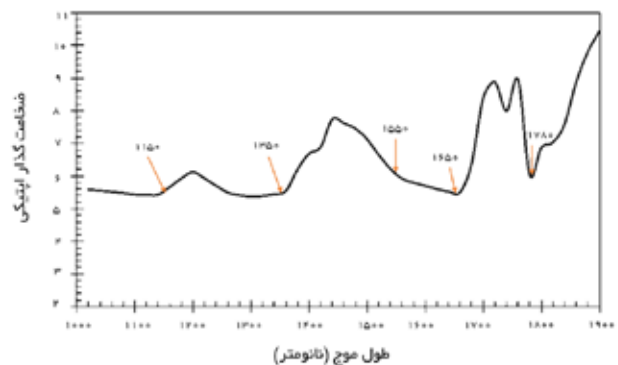
شکل ۴: موقعیت و چگالی حجمی توان جذب‌شده برای توان ورودی ۱۵۵ میلی‌وات در طول موج ۱۳۵۰ نانومتر. X بیان‌کننده موقعیت در محور X و Z نشان‌دهنده فاصله از سطح و رنگ‌ها نشان‌دهنده شدت چگالی حجمی توان جذب‌شده در پوست می‌باشد.

همانگونه که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، توان جذب‌شده در لایه پوست بیرونی در مقایسه با لایه‌های غشاء میانی و زیرپوستی قابل چشم‌پوشی است. علاوه بر این، 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 می‌رسد در حالی که در لایه زیرپوستی هرگز از ۲۰۰ میلی‌وات بر میلی‌متر مکعب تجاوز نمی‌کند. برای مشاهده دقیق‌تر سهم هر لایه در جذب، توان جذب‌شده موضعی لایه‌های پوستی به صورت تابعی از فاصله از سطح پوست در شکل ۴ نشان داده شده است. این شکل نشان می‌دهد که با نفوذ بیشتر نور درون بافت، جذب موضعی برای غشاء میانی و لایه زیرپوستی کاهش می‌یابد. با توجه به این شکل درمی‌یابیم که در جذب موضعی با کاهش های ۵۶ درصد و ۴۸ درصد به ترتیب برای لایه غشاء میانی و لایه زیرپوستی مواجه خواهیم بود. در شکل ۵ می‌توان مشاهده کرد که سطح جذب در غشاء میانی (اپی درمیس) نسبت به دو لایه دیگر به طور قابل توجهی بالاتر است که این موضوع در شکل ۴ نیز نشان داده شده است.

به منظور داشتن مؤثرترین نتایج در شبیه‌سازی، توان لیزر باید به طور دقیق به لایه پوستی مورد نظر تابیده شود. بر اساس هدف درمان، این لایه می‌تواند پوست بیرونی، غشاء میانی، زیرپوستی یا لایه ماهیچه‌ای زیر زیرپوستی باشد. در شکل ۶ نفوذ نور در طول موج‌های مختلف بر اساس توان موضعی جذب‌شده



شکل ۲: منحنی تغییرات الف) ضریب پراکندگی (ب) ضریب جذب لایه‌های پوستی با طول موج در محدوده ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر



شکل ۳: منحنی تغییرات ضخامت گذار اپتیکی بافت پوست نسبت به طول موج در محدوده ۱۰۰۰ تا ۱۹۰۰ نانومتر

توان ۱۵۵ میلی‌وات در طول موج ۱۳۵۰ نانومتر در نظر گرفته شده است. چگالی توان جذب‌شده با استفاده از نتایج اجرای کد مونت کارلو در شکل ۴ نشان داده شده است. برای انجام این کار، برای یک حجم معین، کسر بسته های جذب‌شده شمارش می‌شود و در مقدار انرژی‌ای که هر بسته حمل می‌کند، ضرب می‌شود. سپس، با تقسیم انرژی جذب‌شده اندازه‌گیری شده

محیطی با سه لایه با ضرایب جذب و پراکندگی مخصوص به هر لایه مدل گردید. سپس این بافت در معرض تابش لیزر قرار داده شد. به منظور مدل سازی انتشار پرتوی لیزر در پوست، معادلهٔ ترابرد تابشی مورد استفاده قرار گرفت. در ادامه، با توجه به پارامتر ضخامت گذار اپتیکی، طول موج‌های با عمق نفوذ و میزان جذب بیشینه انتخاب شدند. جهت حل معادلهٔ ترابرد تابشی برای این طول موج‌ها از روش مونت کارلو واریانس کاهش یافته استفاده شد. در این مطالعه پس از انجام محاسبات و شبیه‌سازی‌های دقیق نتایج زیر حاصل گردید:

- در این مقاله روش مونت کارلو با واریانس کاهش یافتهٔ چند لایهٔ سه بعدی مورد استفاده قرار گرفت. برای توصیف نور از بسته‌های انرژی‌ای استفاده شده است که انرژی کل به صورت کاملاً یکنواخت و برابر، در بسته‌های انرژی تقسیم شده است. یعنی؛ هر بسته دارای انرژی معین و برابر با سایر بسته‌های انرژی می‌باشد و روش مونت کارلو هنگام محاسبات برای تک تک بسته‌ها مقادیر جذب، پراکندگی و انتقال در پوست را مورد ارزیابی قرار می‌دهد. با توجه به اینکه با این روش یک بسته می‌تواند تا بی نهایت منتشر شود، پس برای جلوگیری از این کار، آستانهٔ انرژی تعریف شد تا وقتی سطح انرژی بسته به کمتر از آستانه رسید، بسته نابود شده در نظر گرفته شود. از تکنیک رولت هم برای شناسایی بسته‌های ضعیف انرژی که دارای انرژی کمتر از آستانه بودند، استفاده گردید.

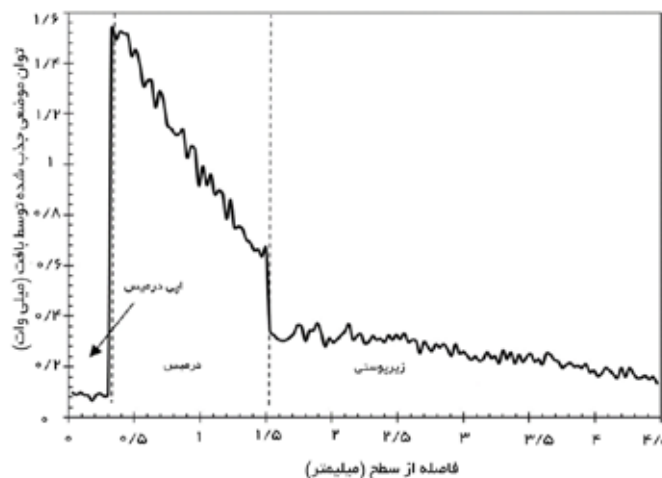
نتیجه‌گیری

- با توجه به نیاز و هدف درمان، می‌توان با انتخاب صحیح طول موج، باعث جذب حداکثری توان لیزر تابیده شده در لایه‌های خاص از پوست شد. برای نمونه، ۹۰ درصد میزان جذب در لایهٔ زیر پوستی و ۴۸ درصد جذب در لایهٔ میانی پوست به ترتیب با استفاده از طول موج‌های ۱۷۸۰ و ۱۵۵۰ نانومتر به دست می‌آیند.

- اگرچه جذب کلی پوست در طول موج‌های ۱۱۵۰ نانومتر، ۱۳۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر یکسان است، اما توزیع فضایی توان جذب شده در لایه‌های مختلف پوست کاملاً متفاوت می‌باشند. در طول موج ۱۳۵۰ نانومتر لیزر تابیده شده عمدتاً در لایهٔ میانی جذب شده است (حدود ۲۵ درصد)، حال آنکه در مورد طول موج‌های ۱۱۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر، لایهٔ زیر پوستی بالاترین درصد توان لیزر تابیده شده را جذب کرده است (حدود ۳۵ درصد).

- برای طول موج‌های مختلف، میزان جذب یکسان در یک لایه لزوماً به معنی یکسان بودن چگالی حجمی توان جذب شده نمی‌باشد. برای مثال با وجود اینکه میزان جذب در لایهٔ میانی به طور قابل قبولی در طول موج‌های ۱۱۵۰ و ۱۶۵۰ نانومتر یکسان است، اما چگالی حجمی توان جذب شده در این لایه برای طول موج ۱۱۵۰ نانومتر از مقدار

280 mW/mm^3 بیشتر نشد، حال آنکه در طول موج 1650 mW/mm^3 مقدار بیش از 400 بود.



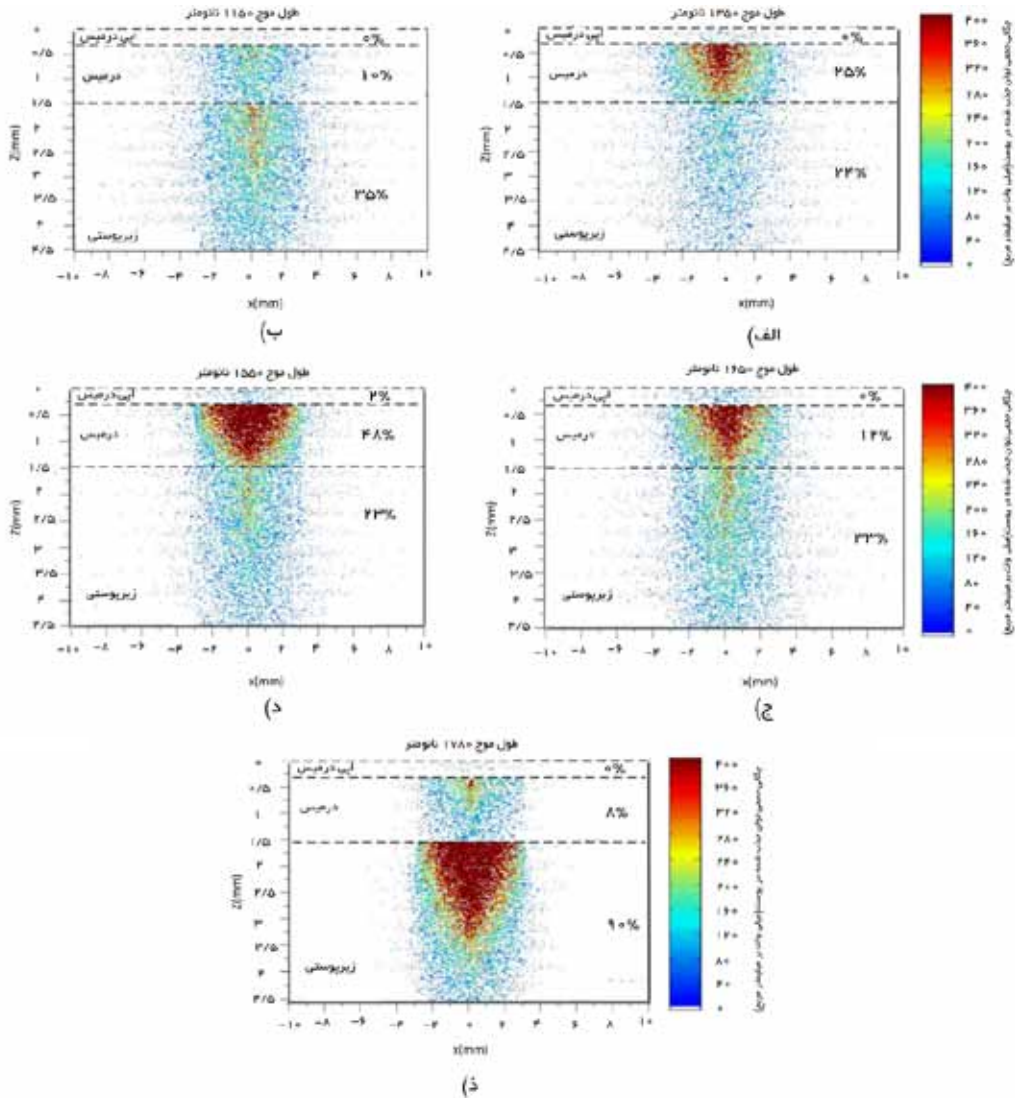
شکل ۵: منحنی توان موضعی جذب شده توسط بافت به صورت تابعی از فاصله در طول موج ۱۳۵۰ نانومتر و توان ورودی ۱۵۵ میلی‌وات

در لایه‌ها مقایسه شده‌اند. همچنین چگالی حجمی توان جذب شده در پوست نیز نشان داده شده است. این نتایج نشان می‌دهند که اگرچه جذب کلی پوست در طول موج‌های ۱۱۵۰ نانومتر، ۱۳۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر یکسان است، اما توزیع فضایی توان جذب شده در لایه‌های مختلف پوست کاملاً متفاوت می‌باشند. در طول موج ۱۳۵۰ نانومتر لیزر تابیده شده عمدتاً در لایهٔ میانی جذب شده است (حدود ۲۵ درصد)، حال آنکه در مورد طول موج‌های ۱۱۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر، لایهٔ زیر پوستی بالاترین درصد توان لیزر تابیده شده را جذب کرده است (حدود ۳۵ درصد). علاوه بر این، نمودارهای رنگی نشان می‌دهند که توزیع توان جذب شده در لایه‌های پوستی تا حد زیادی به طول موج بستگی دارد. چگالی حجمی توان در لایهٔ غشاء میانی و لایهٔ زیر پوستی در ۱۱۵۰ نانومتر تقریباً یکسان می‌باشد، در حالی که چگالی‌های حجمی جذب بالایی در غشاء میانی در طول موج‌های ۱۳۵۰ نانومتر، ۱۵۵۰ نانومتر و ۱۶۵۰ نانومتر دیده می‌شود. همچنین شکل ۶ نشان می‌دهد که برخلاف طول موج‌های در نظر گرفته شده، توان در ۱۷۸۰ نانومتر می‌تواند از طریق لایهٔ بیرونی و غشاء میانی نفوذ کند و جذب بالایی را توسط لایهٔ زیر پوستی به دست آورد. بدون جذب قابل توجهی در لایهٔ بیرونی و غشاء میانی در این طول موج ۹۰ درصد از توان لیزر توسط لایهٔ زیر پوستی پوست جذب شده است.

به منظور اعتبارسنجی، نتایج این شبیه‌سازی در مورد محیطی ناهمسانگرد با ضخامت نوری $2/0$ ، بازتاب $0/9$ و پارامتر نامتقارنی $0/75$ با شبیه‌سازی و نتایج حاصل از مرجع [۱۶] مقایسه شد. بر اساس این مقایسه‌ها با توجه به قانون Beer-Lambert، جداول و محاسبات مرجع [۱۶] درصد انحراف برای انتقال نور (انرژی) برای سه لایهٔ پوست بیرونی، میانی و زیر پوستی به ترتیب $0/5$ درصد، $0/18$ درصد و $0/23$ درصد بود.

بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق به منظور مطالعهٔ نفوذ پرتوی لیزر، پوست انسان به صورت



شکل ۶: 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 هر لایه در شکل برحسب درصد بیان شده است؛ x بیان‌کننده موقعیت روی محور x، z نشان‌دهنده فاصله از سطح و رنگ‌ها نشان‌دهنده چگالی حجمی توان جذب‌شده در پوست می‌باشند.

پیشنهادات

- درمورد محدودیت‌های روش شبیه‌سازی باید اشاره نمود که با افزایش تعداد بسته از یک میلیون بسته انرژی به ده میلیون بسته 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 یک میلیون و توان کلی ۱۵۵ میلی‌وات در تمامی نتایج شبیه‌سازی ارائه شده در برنامه لحاظ گردیده‌است.
- درمورد انتقال توان به لایه میانی پیشنهاد می‌شود برای مقادیر کمتر از $3 \times 10^3 \text{ mW/mm}$ از طول‌موج ۱۳۵۰ نانومتر و برای مقادیر جذب بیشتر از $250 \times 3 \text{ mW/mm}$ باید از طول‌موج ۱۵۵۰ نانومتر استفاده کرد.

- نتایج حاصل از این تحقیق با استفاده از تکنیک‌های فوق قابل مقایسه با نتایج گزارش‌شده توسط هالتس و پراهل می‌باشد [۱۴ و ۱۵]. با توجه به مقایسه انجام‌شده انحراف به‌دست‌آمده برای نتایج هالتس و پراهل به ترتیب ۰/۰۱ درصد، ۰/۱۱ درصد و ۰/۳ درصد بود. همچنین این‌کد 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 با توجه به قانون Beer-Lambert، جداول و محاسبات مرجع [۱۶] درصد انحراف برای انتقال نور (انرژی) برای سه لایه پوست بیرونی، میانی و زیرپوستی به ترتیب ۰/۰۵ درصد، ۰/۱۸ درصد و ۰/۲۳ بود.

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)- κ B 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, Blaszczyk 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. Quantitative 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. Prah 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 Simulation of Near Infrared Reflectance Spectroscopy in the Wavelength Range from 1000 nm to 1900 nm. *Opt. Rev.* 2003; 10: 600–6.

درضمن، طول موج ۱۷۸۰ نانومتر بیشترین انتقال توان به لایه زیر پوستی را نشان می‌دهد.

• براساس مدلی که در این مقاله ارائه گردیده است، پوست به صورت محیطی سه‌لایه با خواص اپتیکی ثابت برای هر لایه در نظر گرفته شده است. حال آنکه در واقعیت خواص اپتیکی پوست برای هر لایه ثابت نمی‌باشد و در هر لایه به تدریج تغییر می‌کند. بنابراین پیشنهاد می‌گردد برای شبیه‌سازی بهتر پوست بایستی خواص اپتیکی را برای هر لایه متغیر در نظر گرفت تا به نتایج دقیق‌تری دست یافت.

• در این تحقیق پارامتر عدم تقارن برای هر لایه ثابت در نظر گرفته شده است. حال آنکه این پارامتر به صورت تابعی از طول موج تغییر می‌کند. بنابراین پیشنهاد می‌گردد برای به دست آوردن نتایج دقیق‌تر در مطالعات آینده، این پارامتر در شبیه‌سازی‌های مورد نظر به صورت تابعی از طول موج نور تابیده شده در نظر گرفته شود.