لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۳، دوره ۱۱، شماره ۳ و ٤، صفحات: ۷-۲.

مقاله پژوهشی

مقایسهٔ میان طول موج‌های مختلف لیزر دیود در شبیه‌سازی لیزر درمانی درون وریدی (EVLT)

سحر صادقی [۱]
محمدحسین میران بیگی [۲]

خلاصه

مقدمه: لیزردرمانی درون‌وریدی (Endovenous laser treatment-EVLT) یک روش گرمادرمانی به‌صورت حداقل تهاجمی برای درمان رگ‌های واریس است. استفاده از لیزر مزایای زیادی بر روش‌های جراحی دارد که از آن‌جمله می‌توان به افزایش دقت، خونریزی کمتر و دست‌کاری کمتر بافت اشاره کرد. مدل‌کردن بهینهٔ اثر لیزر بر بافت برای بهترشدن درمان و حفظ بافت سالم امری ضروری است. هدف از این مقاله ارائهٔ مدلی برای شبیه‌سازی میزان حرارت و آسیب وارد بر بافت رگ در طول موج‌های مختلف لیزر دیود است.

روش بررسی: برای این کار، مدلی سه‌بُعدی طراحی شده است. رگ به‌صورت استوانه‌ای متقارن فرض شده است که توسط بافت همگن مجاور احاطه شده است. از روش مونت‌کارلو برای مدل‌سازی انتشار نور درون بافت استفاده شده است. سپس روش المان محدود برای مدل‌کردن معادلهٔ پنس برای بررسی افزایش دمای درون بافت به‌کار گرفته شد و درنهایت میزان آسیب به بافت توسط معادلهٔ آرنیوس محاسبه گردید.

یافته‌ها و نتیجه‌گیری: براساس نتایج به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی در طول موج‌های پایین به‌دلیل ضریب جذب بالاتر نور در طول موج ۹۸۰ نانومتر درمقایسه با طول موج ۸۱۰ نانومتر، حرارت بیشتر و درنتیجه آسیب بیشتر به دیواره در این طول موج ایجاد شده است. نتایج نشان دادند در طول‌موج ۱۴۷۰ نانومتر در مقایسه با طول‌موج ۹۸۰ نانومتر می‌توان با به‌کارگیری توان‌های کمتر لیزر به نتایج مطلوب مشابه دست یافت. در بررسی تأثیر مدت‌زمان تابش در ایجاد حرارت در بافت، به‌ازاء اعمال انرژی یکسان با تغییر توان و مدت زمان تابش، شبیه‌سازی‌ها نشان دادند که افزایش مدت‌زمان تابش با اعمال توان کمتر درمقایسه با اعمال لیزر با توان بیشتر، حرارت بیشتر و مدت‌زمان تابش کمتری را به‌همراه خواهد داشت.

واژه‌های کلیدی: EVLT، لیزر دیود، روش مونت‌کارلو، روش المان محدود

۱. *کارشناس ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.*

۲. *دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران*

نویسندهء مسئول: سحرصادقی، تلفن ۰۹۱۱۸۹۷۹۹۶۱
پست الکترونیک: sahar.sadeghi@modares.ac.ir

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-08]

مقدمه

واریس بیماری است که طی آن دیوارهٔ ورید دچار تورم می‌شود. درصورتی‌که دریچه‌های قلب و بافت رگ‌های خون‌رسان ضعیف شوند، خونی که به‌سمت قلب جریان دارد طی عمل ریفلاکس به پاها بازمی‌گردد و تجمع خون، رگ‌های واریسی را به‌وجود می‌آورد. در اغلب موارد برای برطرف‌کردن مشکل واریس، عمل جراحی به‌کارگرفته‌می‌شده‌است. درسال‌های اخیر، روش‌های کم‌تهاجمی معرفی شده‌اند که ضمن کاهش درد و خونریزی با کاهش مدت‌زمان لازم برای بهبود و سهولت بیشتر همراه هستند. EVLT یک روش درمانی مؤثر می‌باشد اما، کاربرد آن با محدودیت‌هایی همراه است. یکی از دلایل این محدودیت‌ها عدم وجود مدلی دقیق برای پیش‌بینی میزان آسیب به بافت می‌باشد.

برای اطمینان از نتیجهٔ EVLT باید ناحیهٔ نهایی که به آن آسیب خواهدرسید، مشخص باشد. پزشک در لیزردرمانی درون‌وریدی با هدایت سوند، ورید را سوراخ می‌نماید و یک سیم راهنما را به‌درون نقطه‌ای که خون ازآنجا شروع به پس‌زدن می‌کند، می‌فرستد. فیبر لیزری به‌درون آن فرستاده می‌شود و التهاب حاصل از اشعهٔ لیزر سبب به‌هم چسبیدن دیوارهٔ ورید می‌گردد[۱]. EVLT موفقیت‌آمیز با آسیب پایدار به دیوارهٔ داخلی و بیرونی رگ همراه می‌باشد که این موضوع نیازمند ایجاد حرارت کافی در این نواحی است. همچنین باید از حرارت زیاد در بافت‌های مجاور رگ جلوگیری شود. به‌طورمعمول درحین درمان، ماده‌ای بی‌حس‌کننده با هدف کاهش درد به بیمار تزریق می‌شود که سبب فشردگی رگ و کاهش قطر آن می‌شود و همچنین نقش حفاظتی دارد و از آسیب گرمایی به بافت‌های مجاور می‌کاهد. طول‌موج‌های متداول به‌کارگرفته‌شده در این زمینه ۸۱۰، ۹۴۰، ۹۸۰، ۱۰۶۴ و ۱۳۲۰ نانومتر می‌باشند[۲]. مدل‌سازی و شبیه‌سازی لیزردرمانی درون‌وریدی، درک بهتری از این فرآیند را فراهم می‌نماید و به انتخاب پارامترهای لیزر متناسب با قطر رگ کمک می‌کند. هدف از این مقاله ارائهٔ مدلی ریاضی است که میزان حرارت را در نقاط

جدول ۱: ضرایب نوری بافت [۳و۱۴]

نوع بافت		۸۱۰ nm	۹۸۰ nm	۱۴۷۰ nm
خون	ضریب جذب μa [1/mm] ضریب μ's [1/mm] پراکندگی کاهش یافته	./۱۶ ۰/۷۳	۰/۲۸ ۰/۶	۳ ۰/۵۲
دیوارهٔ رگ	ضریب جذب μa [1/mm] ضریب μ's [1/mm] پراکندگی کاهش یافته	۰/۲ ۲/۴	۰/۱ ۲	۲/۴ ۱/۷
بافت همبند مجاور رگ	ضریب جذب μa [1/mm] ضریب μ's [1/mm] پراکندگی کاهش یافته	۰/۰۱۷ ۱/۲	۰/۰۳ ۱	۰/۳۵ ۰/۸۴

مختلف بافت در حین درمان نشان دهد و نتایج حاصل را با یافته‌های گزارش‌شده از مطالعات گذشته مقایسه نماید.

جدول ۲: ضرایب حرارتی بافت [۳و۱۴]

نوع بافت	گرمای مخصوص بافت C [J/g.k]	چگالی بافت P [kg/m۳]	هدایت گرمایی بافت K [W/m.k]	انرژی فعالسازی Ea [J/mol]	فاکتور فرکانس A [۱/s]
خون	۳/۸۲	۱۰۵۰	۰/۵۶	$۴/۳\times ۱۰^{۵}$	$۷/۶\times ۱۰^{۶۶}$
دیواره رگ	۳/۷۸	۱۰۵۰	۰/۵۶	$۴/۳\times ۱۰^{۵}$	$۵/۶\times ۱۰^{۶۶}$
بافت همبند مجاور رگ	۳/۷۸	۱۰۵۰	۰/۵۶	$۴/۴۸\times ۱۰^{۵}$	$۵/۶\times ۱۰^{۶۶}$

* نرخ پرفیوژن خون برای بافت صفر درنظر گرفته‌شده‌است.

روش کار

در این تحقیق مدل مورد استفاده آثار نوری و گرمایی را شامل می‌شود. اعمالگر افقی در طول‌موج‌های ۹۸۰ نانومتر و ۱۴۷۰ نانومتر برای انتشار نور در بافت و ایجاد گرما مورد بررسی قرارگرفته و از روش مونت‌کارلو برای شبیه‌سازی انتشار نور در بافت استفاده شده است. افزایش دما با استفاده از معادلهٔ گرمایی پنس توسط روش المان محدود و آسیب به بافت با معادلهٔ آرنیوس محاسبه شده است.

هندسهٔ مدل

در این مقاله بافت رگ به‌صورت سه‌بُعدی مورد بررسی قرار گرفت. رگ به‌صورت استوانه‌ای متقارن با طول ۵۰ میلی‌متر و قطر ۳ میلی‌متر و ضخامت دیواره ۰/۴ میلی‌متر و بافت همگن اطراف آن به‌صورت مکعب با طول ۵۰ میلی‌متر و عرض ۴/۸ میلی‌متر درنظر گرفته‌شده است. اعمال‌گر افقی از نوع حجمی با طول ۱۰ میلی‌متر و قطر پرتوی لیزر ۶۰۰ μm در راستای محور x بافت در مختصات کارتزین در مرکز رگ قرار گرفته و اثرهای آن بررسی شده است. در شکل ۱ نمایی از اعمالگر حجمی دیده می‌شود که نور لیزر را به‌صورت همسان‌گرد در تمامی جهات در فضا پراکنده می‌کند[۴و۵].



شکل ۱: نحوهٔ ایجاد گرما توسط اعمالگر حجمی

روش مونت‌کارلو

تاکنون الگوریتم‌های متعددی برای روش مونت‌کارلو پیشنهاد شده‌است. الگوریتم‌ها باتوجه به گام حرکت به دو نوع ثابت و متغیر تقسیم می‌شوند.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-08]

گام متغیر می‌تواند به دو روش جذب لحظه‌ای و جذب تدریجی تقسیم شود. در این مقاله از روش مونت‌کارلو با گام حرکتی متغیر و جذب تدریجی استفاده شده است[۸-۶].

درپایان شبیه‌سازی مونت‌کارلو، ماتریس جذبی به‌دست می‌آید که میزان جذب فوتون‌ها در بافت را نشان می‌دهد. این ماتریس با تغییر زیر به ماتریس چگالی حجمی توزیع فوتون‌ها در بافت تبدیل می‌شود:

$$A(x,y,z) \leftarrow \frac{B(x,y,z)}{dx.dy.dz.N} \quad (۱)$$

در رابطهٔ(۱)، B(x,y,z) ماتریس جذب و dz ،dy ،dx ابعاد المان حجمی در مختصات کارتزین و N تعداد فوتون‌هایی می‌باشد که در شبیه‌سازی استفاده شده است. ماتریس حاصل از رابطهٔ (۱) را در توان لیزر ضرب می‌کنیم تا چگالی حجمی توان لیزر در بافت به‌دست آید.

جدول ۳: نتایج به‌دست‌آمده برای نقاط مختلف بافت پس از ۲ ثانیه تابش لیزر با توان ۱۵ وات در طول موج ۹۸۰ نانومتر

میزان آسیب	حداکثر دمای ایجادشده [C°]	نقاط مختلف بافت
$۱٫۲\times ۱۰^{۴}$	۷۴	لایهٔ داخلی دیواره رگ
۸×۱۰^{۳}	۶۵	لایهٔ خارجی دیواره رگ
۷×۱۰^{۲}	۴۲	بافت مجاور (۳mm دورتر از لایهٔ خارجی)

جدول ۴: نتایج حاصل از شبیه‌سازی به‌روش مونت‌کارلو در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر

توان لیزر [w]	مدت زمان تابش [s]	حداکثر دمای ایجادشده در لایهٔ درونی دیوارهٔ رگ [C°]	حداکثر دمای ایجادشده در لایهٔ خارجی دیوارهٔ رگ [C°]	حداکثر دمای ایجادشده در بافت مجاور (۲میلی‌متر دورتر از لایهٔ خارجی دیوارهٔ رگ)[C°]
۵	۱/۷	۶۱/۷	۴۳	۳۷
۵	۲	۶۹/۵۶	۴۵/۴	۳۸/۵
۸	۱	۵۸/۸	۴۱/۲	۳۷
۱۰	۱/۷	۸۳/۶۰	۴۷	۳۹

جدول ۵: حجم آسیب در شبیه‌سازی به‌روش مونت‌کارلو در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر

توان لیزر [w]	مدت زمان تابش [s]	قطر آسیب در راستای x [cm]	قطر آسیب در راستای y [cm]	قطر آسیب در راستای z [cm]	حجم آسیب [cm^3]
۵	۱/۷	۰/۶۱	۰/۳۶	۰/۳۳	۰/۰۲۹
۵	۲	۰/۸	۰/۴۵	۰/۳۸	۰/۰۳۸
۸	۱	۰/۵۵	۰/۳۴	۰/۲۹۵	۰/۰۳۴
۱۰	۱/۷	۱/۱	۰/۵۴	۰/۴	۰/۵۷

روش المان محدود

روش المان محدود (FEM) روشی عددی برای حل تقریبی معادلات دیفرانسیلی جزئی و انتگرالی است. روش حل به‌صورت حذف‌کردن معادلات دیفرانسیلی به‌طور کامل (در مسائل حالت ثابت) یا تغییر معادلات دیفرانسلی جزئی به معادلات دیفرانسیلی معمولی است که با تکنیک‌های عددی مثل رانگ‌کوتا قابل حل است. بدین‌منظور مش‌بندی روی ناحیه‌ای پیوسته برای ایجاد زیرناحیه‌ها که به آن‌ها المان گفته می‌شود، صورت می‌گیرد. در این روش به‌جای حل تحلیلی مسئله روی کل ناحیه مورد نظر، ابتدا ناحیه به المان‌های متعددی تقسیم‌بندی می‌شود. این المان‌ها می‌توانند به‌صورت مثلثی با سه نود یا چهار گوش با چهار نود باشند. با این کار، حل مسئله روی ناحیه‌ای که ابتدا به‌علت پیچیدگی هندسه کاری سخت و تقریباً غیر ممکن بود، روی نواحی مثلثی یا چهارگوش ساده به‌راحتی حل می‌شود و از حل روی هریک از این المان‌ها برای به‌دست‌آوردن حل روی کل ناحیهٔ مورد نظر استفاده می‌شود[۹]. برنامه COMSOL MULTIPHYSICS که در ابتدا به‌نام FEMLAB شناخته می‌شد یکی از برنامه‌هایی است که به‌صورت تجاری برای آنالیز به‌روش المان محدود به بازار عرضه شده است و قابلیت‌های فراوانی دارد و در این تحقیق از آن استفاده شده است[۱۰].

افزایش دما

هدف تابش لیزر بر بافت ایجاد گرما می‌باشد. معادلهٔ گرمایی بافت که توسط پنس معرفی شده است برای این منظوراستفاده می‌شود [۱۱و۱۲]:

$$p.c.\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla.[\nabla T] + p_b.\omega_b.c_b.[T_a - T] + S \quad (۲)$$

در این معادله T درجه‌حرارت، ρ چگالی بافت[$kg.cm^{-3}$]، c گرمای مخصوص بافت [$J.kg^{-1}.°C^{-1}$]، bc گرمای مخصوص خون [$J.kg^{-1}.°C^{-1}$]، k هدایت گرمایی بافت [$W.cm^{-1}.C^{-1}$]، t زمان Ta, [s] دمای خون ، S[°C] مقدار گرمای تولیدشده بر اثر جذب فوتون لیزر [$W.cm^{-3}$] وωb میانگین نرخ حجمی پرفیوژن خون [ml/g.min] است. در معادلهٔ(۲)، S از ضرب توان لیزر در ماتریس جذب به‌دست‌آمده از روش مونت‌کارلو حاصل می‌شود[۱۲و۱۳].

آسیب به بافت

افزایش دما می‌تواند موجب آسیب غیر قابل بازگشت به بافت شود. میزان آسیب به بافت را می‌توان با توجه به معادلهٔ آرنیوس محاسبه کرد [۱۳-۱۱]:

$$\Omega(r,\tau) = \ln\left(\frac{c(r,\tau)}{c(r,0)}\right) = \int_0^{\tau} A\exp\left(\frac{-E_a}{RT}\right)dt \quad (۳)$$

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-08]

که در آن Ω شاخص بدون بُعد میزان آسیب، Ea انرژی فعال‌سازی، A فاکتور فرکانس، R ثابت جهانی گازها (J/mol.K) و τ زمان کلی گرم‌کردن است. درواقع میزان آسیب تابعی لگاریتمی از تجمع مولکول‌های سالم در زمان صفر بر تعداد مولکول‌های سالم پس از τ ثانیه گرم‌کردن بافت با لیزر است. Ω=1 نشان‌دهندهٔ کاهش ۶۳ درصدی مولکول‌های سالم بافت است و معمولاً این مقدار را برای تعیین میزان آسیب غیر قابل برگشت عیین می‌کنند.

شبیه‌سازی

مقادیر مورد استفاده در این مقاله برای پارامترهای مختلف در جدول‌های ۱و۲ آورده شده است. برای انتشار نور در بافت از روش مونت‌کارلو استفاده‌شده است. با ضرب ماتریس جذب حاصل‌شده از روش مونت‌کارلو در توان لیزر، چگالی حجمی توان لیزر در بافت به‌دست می‌آید. چگالی حجمی توان لیزر همان پارامتر S در معادلهٔ (۲) می‌باشد. افزایش دما و میزان آسیب به بافت به‌ترتیب توسط معادلات (۲) و (۳) مدل‌سازی می‌شوند و مدل‌سازی با روش المان محدود صورت می‌گیرد. برای این کار از نرم‌افزار Comsol Multiphysics 3.5 که مخصوص شبیه‌سازی به‌روش المان محدود است، استفاده‌شده‌است. دمای اولیهٔ بافت ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد درنظر گرفته شده‌است.

اعمالگر به‌صورت افقی با طول ۱۰ میلی‌متر و قطر پرتوی لیزر ۶۰۰ μm در مرکز بافت قرار داده‌شد و نتایج برای لیزر دیودی با طول موج‌های ۹۸۰ و ۱۴۷۰ نانومتر مورد بررسی قرار گرفت.

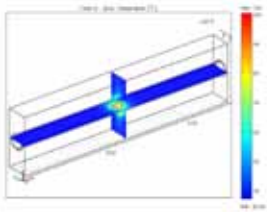
در روش مونت‌کارلو از ۱۰۰۰۰ فوتون برای شبیه‌سازی‌ها استفاده شد. همچنین بافت بصورت پنج‌لایه درنظر گرفته‌شد. لایهٔ میانی فضای داخل رگ با عمق ۳ میلی‌متر است به‌طوری‌که اعمالگر در وسط این لایه قرار می‌گیرد. دو لایه شامل دیوارهٔ رگ با عمق ۰/۴میلی‌متر و بافت همبند مجاور با عمق ۵ میلی‌متر در بالا و به‌طور مشابه همین دو لایه در پایین آن درنظر گرفته‌شده‌است. زمان تابش لیزر به ازاء اعمال توان‌های مختلف، متفاوت درنظر گرفته‌شده‌است. حداکثر دمای ایجادشده در بافت به‌صورت نقطه‌ای درنظر گرفته‌شده‌است.

یافته‌ها و بحث

هدف از بررسی مدل پنج‌لایهٔ بافت، چگونگی انتشار نور و گرما در دیوارهٔ رگ است درحالی‌که باید از حرارت و آسیب زیاد در بافت‌های مجاور رگ جلوگیری شود.

در شکل ۲ خروجی شبیه‌سازی نشان‌داده‌شده‌است. همان‌طورکه مشاهده می‌شود، اعمالگر نور لیزر را به‌صورت همسانگرد در تمامی جهات در فضا پراکنده می‌کند و ماکزیمم حرارت ایجادشدهٔ ناشی از لیزر با توان ۱۵W به‌مدت ۳ ثانیه در لایهٔ داخلی دیوارهٔ رگ در حدود ۸۴ درجهٔ سانتی‌گراد است.

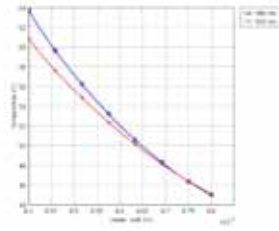
در جدول ۳، نتایج شبیه‌سازی برای مدل مورد نظر در طول موج ۹۸۰ نانومتر آورده‌شده‌است. در طول‌موج‌های پایین، ضریب جذب نور برای هموگلوبین بالا می‌باشد و تابش نور لیزر عمدتاً توسط هموگلوبین خون جذب می‌شود. در شکل ۳ نمودار افزایش دما در دیوارهٔ رگ برای لیزر دیودی در دو طول موج ۸۱۰ نانومتر و ۹۸۰ نانومتر به‌ازاء اعمال توان و مدت زمان یکسان مشاهده می‌شود. با توجه به شکل، به‌دلیل ضریب جذب بالاتر نور در طول موج ۹۸۰ نانومتر درمقایسه با طول موج ۸۱۰ نانومتر، حرارت بیشتر و درنتیجه آسیب بیشتر در دیواره ایجاد شده‌است. همان‌طور که بیان شد در طول موج ۹۸۰ نانومتر، ضریب جذب نور برای هموگلوبین بالا است و تابش نور لیزر عمدتاً توسط هموگلوبین خون جذب می‌شود و انتقال این حرارت به آب، سبب افزایش دمای آب موجود در خون می‌گردد. این موضوع زمانی اهمیت پیدا می‌کند که با رگ‌های بزرگ و با قطر بیشتر که نیازمند تولید انرژی بیشتر با افزایش توان یا مدت تابش هستند مواجه باشیم. در این حالات به‌ازاء اعمال توان‌های بالا، انرژی حرارتی که به هموگلوبین خون می‌رسد ممکن است زمان کافی برای انتقال حرارت به آب را نداشته باشد و افزایش ناگهانی دما در گلبول قرمز و خصوصاً در نوک فیبر موجب کربنی‌شدن فیبر و نیز سوراخ‌شدن دیوارهٔ رگ درصورت برخورد فیبر با دیواره شود. اما، در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر ضریب جذب آب بسیار بیشتر از هموگلوبین می‌باشد و تابش لیزر عمدتاً توسط آب جذب می‌شود و از آن‌جهت که بخش عمدهٔ خون از آب تشکیل شده است، تابش لیزر در این طول موج در خون با جذب بالایی همراه است[۱۶]. همچنین مطالعات گذشته بیان داشتند که طول موج‌های بالاتر با درد کمتری همراه هستند بدین‌منظور جهت بررسی اثرهای حرارتی لیزرهای دیود در طول موج های بالاتر، شبیه‌سازی برای لیزر دیود در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر انجام شده است[۱۷].



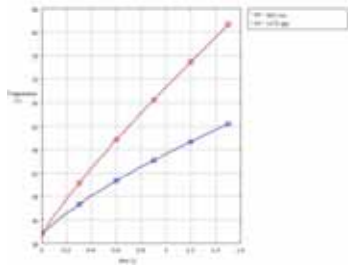
شکل ۲: خروجی نهایی تابش لیزر۹۸۰ نانومتر(۱۵W و ۳s)

در این تحقیق در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر از توان‌های پایین‌تر لیزر استفاده کردیم. نتایج شبیه‌سازی برای لیزر دیود در طول‌موج ۱۴۷۰نانومتر در جدول‌های ۴ و ۵ آورده‌شده‌است. نتایج نیز به‌خوبی نشان می‌دهد که در طول موج ۱۴۷۰نانومتر درمقایسه با طول موج ۹۸۰ نانومتر، می‌توان با به‌کارگیری توان‌های کمتر به نتایج مطلوب مشابه دست یافت. شکل۴ افزایش میزان حرارت در در لایهٔ درونی دیوارهٔ رگ پس از ۱/۵ ثانیه تابش لیزر با توان ۱۰ وات را دراین دو طول موج نشان می‌دهد.

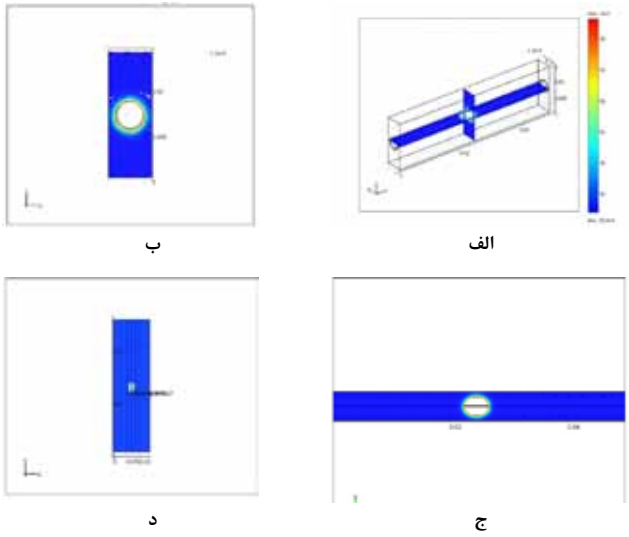
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-08]



شکل ۳: دما در دیوارهٔ رگ پس از ۲ ثانیه تابش لیزر با توان ۱۰ وات



شکل۴: خروجی نهایی تابش لیزر (۱۵W و ۳s)



الف ب ج د

شکل۵: افزایش دمای بافت پس از تابش لیزر دیود ۱۴۷۰ نانومتر (۵w-۲s) الف)نمایش سه‌بُعدی، ب)نمایش در راستای z-y، پ)نمایش در راستای x-y، ت)نمایش در راستای x-z

همچنین با نگاهی به جدول۳ می‌توان تأثیر مدت‌زمان تابش در ایجاد حرارت را به‌ازاء انرژی یکسان به‌وضوح نشان داد به‌طوری‌که تابش۱/۷ثانیه‌ای لیزر با توان ۵ وات حرارت بیشتری را درمقایسه با اعمال لیزر با توان بیشتر و مدت‌زمان تابش کمتر(۸ وات،۱ ثانیه) فراهم آورد.

شکل۵ افزایش دمای بافت پس از اعمال لیزر دیود در طول موج ۱۴۷۰نانومتر با توان ۵ وات و مدت‌زمان تابش۲ ثانیه را در راستاهای مختلف نشان می‌دهد.

البته باید این نکته را ذکرکرد که کار انجام‌شده در این مقاله به‌صورت تحلیلی بوده‌است و مقادیر مورد استفاده هم مقادیری هستند که به‌صورت عمومی در مقالات منتشرشده یافت می‌شوند. اما، این مقادیر برای افراد مختلف تفاوت‌هایی دارد و در بهترین و دقیق‌ترین حالت باید برای هر شخص به‌طور جداگانه اندازه‌گیری شود. همچنین صحت مدل‌های تحلیلی باید با آزمایش‌های عملی سنجیده‌شود و نقاط ضعف و ایرادهای آن‌ها برطرف شود. همچنین در این مقاله رگ و بافت مجاور برای بررسی تخمین‌ها به‌صورت لایه‌ای درنظر گرفته‌شدند ولی در واقعیت بافت رگ‌ها اشکال پیچیده‌ای دارند.

ازجمله کارهایی که به بهبود شبیه‌سازی تحلیلی انجام‌شده کمک می‌کند، به‌دست‌آوردن پارامترهای دقیق‌تر برای بافت می‌باشد. همچنین در مواردی خصوصیات رگ و بافت همگن مجاور نیز تفاوت‌هایی دارند که در شبیه‌سازی‌های آینده اثرهای آن‌ها بررسی خواهدشد. ازجمله اهداف آیندهٔ این تحقیق، بررسی اثر تغییرات پارامترهای مختلف مثل شکل بافت و تغییر مکان اعمالگر و لحاظ‌کردن حرکت و عقب‌زدگی فیبر در طول رگ جهت انسداد کامل رگ خواهدبود. بررسی دقت مدل تحلیلی مطرح‌شده در این مقاله به‌صورت عملی و رفع نقاط ضعف آن نیز مد نظر خواهد بود.

نتیجه‌گیری

در این مقاله شبیه‌سازی اثر لیزر دیودی در طول موج‌های مختلف بر بافت رگ مورد بررسی قرار گرفت. از روش مونت‌کارلو برای انتشار نور در بافت استفاده شد و از روش المان محدود برای حل عددی معادلهٔ انتقال گرما و میزان آسیب به بافت استفاده شد. بافت رگ به‌صورت سه‌بُعدی بررسی شد تا نحوهٔ انتشار نور و انتقال دما در آن به‌دست آید. نتایج نشان دادند که در طول‌موج‌های پایین، ضریب جذب نور برای هموگلوبین بالا است و تابش نور لیزر عمدتاً توسط هموگلوبین خون جذب می‌شود. لذا به‌دلیل ضریب جذب بالاتر نور در طول موج ۹۸۰ نانومتر درمقایسه با طول موج ۸۱۰ نانومتر، حرارت بیشتر و درنتیجه آسیب بیشتر به دیواره در این طول موج ایجاد می‌شود. همچنین در طول موج ۱۴۷۰نانومتر درمقایسه با طول موج ۹۸۰ نانومتر می‌توان با به‌کارگیری توان‌های کمتر لیزر به نتایج مطلوب مشابه دست یافت. در بررسی تأثیر مدت‌زمان تابش در ایجاد حرارت در بافت، به‌ازاء اعمال انرژی یکسان با تغییر توان و مدت زمان تابش، شبیه‌سازی‌ها نشان دادند که افزایش مدت‌زمان تابش با اعمال توان کمتر، حرارت بیشتری را درمقایسه با اعمال لیزر با توان بیشتر و مدت زمان تابش کمتر به‌همراه خواهد داشت.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-08]

References:

1. Durai R, Srodon P.D, Kyriakides C. Endovenous laser ablation for superficial venous insufficiency. The International Journal of Clinical Practice 2010; 64(1): 61-6.

2. Schmedt C, Blagova R, Karimi-Poor N, Burgmeier C, Steckmeier S, Beck T, Hecht V, Meier R, Sadeghi M, Steckmeier B, Srokab R. Update of endovenous laser therapy and the latest application studies. Medical Laser Application 2010; 25(1): 34-43.

3. Mordon S, Wassmer B. Endovenous laser treatment of Safenous veins: pulsed mode versus continuous mode, low power versus high power: Is there any difference? Pagina, 2008, IMP 12, 2008.

4. Mordon S, Wassmer B, Zemmouri J. Mathematical modeling of endovenou laser treatment. Biomed Eng Online, 2006; 5:26.

5. Sadeghi S, Miranbeigi M, Naghavi N. Modeling and Simulation of The Endovenous Laser Treatment With Diode Laser. 19th Iranian Conference On Biomedical Engineering, 2012.

6. Jacques S.L, Wang L. Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi Layered Tissue in Standard C. Orgeon Medical laser Cancer, 1998.

7. Prahl S.A. Light Transport in Tissue. PH.D. Thesis in the University of Texas at Austin, 1988.

8. Jacques S.L, Wang L. MCML-Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-Layered Tissues. Comput. Methods Prog. Biomed 1995; 4: 131-46.

9. Chessa J. Programming the finite element method with Matlab. www.tam.northwestern edu, 2002.

10. COMSOLAB Software, sweden, www. comsol.com

11. Mohammed Y, Verhey J.F. A finite element method model to simulate laser interstitial thermo therapy in anatomical in homogeneous regions. Biomedical Engineering online 2005; 4: 2.

12. Yassene M, Janko F.V. Implementation Practical Model for Light Transport and Hear Distribution Using Laser-Induced Thermotherapy Near to a Large Vessel. Phys. Med. Biol. 2003; 48: 3595-610.

13. Corradi C, Schiavi L, Rainieri S. Numerical Simulation of the Thermal Response Test Within Comsol Multiphysics Environment. Comsol Conference Hannnover 2008.

14. Glenn TN, Rastegar S, Jacques S.L. Finite Element Analysis of Temperature Controlled Coagulation in Laser Irradiated Tissue. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1996; 43(1).

15. Mordon S.R. Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. Lasers in surgery and medicine 2007; 39: 256-65.

16. Cecchetti W, Cecchetti L. Tests on diffusive fiber linked with 1470 nm diode laser used in ELVES. presentation july, 2008.

17. Doganci S, Demirkilic U. comparison of 980-nm laser and Bare-tip fiber with 1470-nm laser and radial fiber in the treatment of Great saphenous vein varicosities: A prospective Randomized Clinical Trial. Eur J Vasc Eendovasc Surg, 2010.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-08]