

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

خلاصه

مقدمه: لیزر درمانی درون وریدی (Endovenous laser treatment-EVLT) یک روش گرمادرمانی به صورت حداقل تهاجمی برای درمان رگ‌های واریس است. استفاده از لیزر مزایای زیادی بر روش‌های جراحی دارد که از آن جمله می‌توان به افزایش دقت، خونریزی کمتر و دست‌کاری کمتر بافت اشاره کرد. مدل کردن بهینه اثر لیزر بر بافت برای بهتر شدن درمان و حفظ بافت سالم امری ضروری است. هدف از این مقاله ارائه مدلی برای شبیه‌سازی میزان حرارت و آسیب وارد بر بافت رگ در طول موج‌های مختلف لیزر دیود است.

روش بررسی: برای این کار، مدلی سه‌بعدی طراحی شده است. رگ به صورت استوانه‌ای متقارن فرض شده است که توسط بافت همگن مجاور احاطه شده است. از روش مونت کارلو برای مدل‌سازی انتشار نور درون بافت استفاده شده است. سپس روش المان محدود برای مدل کردن معادله پنس برای بررسی افزایش دمای درون بافت به کار گرفته شد و در نهایت میزان آسیب به بافت توسط معادله آرنیوس محاسبه گردید.

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

واژه‌های کلیدی: EVLT، لیزر دیود، روش مونت کارلو، روش المان محدود

سحر صادقی^۱

محمد حسین میران ییگی^۲

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

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

نویسنده مسئول: سحر صادقی، تلفن ۰۹۱۱۸۹۷۹۹۶۱
پست الکترونیک: sahar.sadeghi@modares.ac.ir

مقدمه

واریس بیماری است که طی آن دیواره ورید دچار تورم می‌شود. در صورتی که در پیچه‌های قلب و بافت رگ‌های خون‌رسان ضعیف شوند، خونی که به سمت قلب جریان دارد طی عمل ریفلکس به پاها بازمی‌گردد و تجمع خون، رگ‌های واریسی را به وجود می‌آورد. در اغلب موارد برای برطرف کردن مشکل واریس، عمل جراحی به کار گرفته می‌شده است. در سال‌های اخیر، روش‌های کم‌تهاجمی معرفی شده‌اند که ضمن کاهش درد و خونریزی با کاهش مدت زمان 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 نتیجه EVLT باید ناحیه‌ی نهایی که به آن آسیب خواهد رسید، مشخص باشد. پزشک در لیزر درمانی درون‌وریدی با هدایت سوند، ورید را سوراخ می‌نماید و یک سیم راهنما را به درون نقطه‌ای که خون از آنجا شروع به پس زدن می‌کند، می‌فرستد. فیبر لیزری به درون آن فرستاده می‌شود و التهاب حاصل از اشعه لیزر سبب به هم چسبیدن دیواره ورید می‌گردد [۱]. EVLT موفقیت‌آمیز با آسیب پایدار به دیواره 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. به طور معمول در حین درمان، ماده‌ای بی‌حس کننده 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. طول موج‌های متداول به کار گرفته شده در این زمینه ۸۱۰، ۹۴۰، ۹۸۰، ۱۰۶۴ و ۱۳۲۰ نانومتر می‌باشند [۲]. مدل سازی و شبیه سازی لیزر درمانی درون‌وریدی، درک بهتری از این فرآیند را فراهم می‌نماید و به انتخاب پارامترهای لیزر متناسب با قطر رگ کمک می‌کند. هدف از این مقاله ارائه مدلی ریاضی است که میزان حرارت را در نقاط

جدول ۱: ضرایب نوری بافت [۱۴ و ۳]

نوع بافت		۸۱۰ nm	۹۸۰ nm	۱۴۷۰ nm
خون	ضریب جذب $\mu\text{a} [1/\text{mm}]$	۰/۱۶	۰/۲۸	۳
	ضریب $\mu's [1/\text{mm}]$ پراکندگی کاهش یافته	۰/۷۳	۰/۶	۰/۵۲
دیواره رگ	ضریب جذب $\mu\text{a} [1/\text{mm}]$	۰/۲	۰/۱	۲/۴
	ضریب $\mu's [1/\text{mm}]$ پراکندگی کاهش یافته	۲/۴	۲	۱/۷
بافت همبند مجاور رگ	ضریب جذب $\mu\text{a} [1/\text{mm}]$	۰/۰۱۷	۰/۰۳	۰/۲۵
	ضریب $\mu's [1/\text{mm}]$ پراکندگی کاهش یافته	۱/۲	۱	۰/۸۴

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

جدول ۲: ضرایب حرارتی بافت [۱۴ و ۳]

فاکتور فرکانس A [1/s]	انرژی فعال سازی Ea [J/mol]	هدایت گرمایی بافت K [W/m.k]	چگالی بافت P [kg/m ³]	گرمای مخصوص بافت C [J/g.k]	نوع بافت
$7/6 \times 10^{66}$	$4/3 \times 10^5$	۰/۵۶	۱۰۵۰	۳/۸۲	خون
$5/6 \times 10^{66}$	$4/3 \times 10^5$	۰/۵۶	۱۰۵۰	۳/۷۸	دیواره رگ
$5/6 \times 10^{66}$	$4/48 \times 10^5$	۰/۵۶	۱۰۵۰	۳/۷۸	بافت همبند مجاور رگ

* نرخ پرفیوژن خون برای بافت صفر در نظر گرفته شده است.

روش کار

در این تحقیق مدل مورد استفاده آثار نوری و گرمایی را شامل می‌شود. اعمالگر افقی در طول موج‌های ۹۸۰ نانومتر و ۱۴۷۰ نانومتر برای انتشار نور در بافت و ایجاد گرما مورد بررسی قرار گرفته و از روش مونت کارلو برای شبیه سازی انتشار نور در بافت استفاده شده است. افزایش دما با استفاده از معادله گرمایی پنس توسط روش المان محدود و آسیب به بافت با معادله آرنیوس محاسبه شده است.

هندسه مدل

در این مقاله بافت رگ به صورت سه بعدی مورد بررسی قرار گرفت. رگ به صورت استوانه‌ای متقارن با طول ۵۰ میلی متر و قطر ۳ میلی متر و ضخامت دیواره ۰/۴ میلی متر و بافت همگن اطراف آن به صورت مکعب با طول ۵۰ میلی متر و عرض ۴/۸ میلی متر در نظر گرفته شده است. اعمالگر افقی از نوع حجمی با طول ۱۰ میلی متر و قطر پرتوی لیزر $600 \mu\text{m}$ 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 به صورت همسان گرد در تمامی جهات در فضا پراکنده می‌کند [۴ و ۵].



شکل ۱: نحوه ایجاد گرما توسط اعمالگر حجمی

روش مونت کارلو

تاکنون الگوریتم‌های متعددی برای روش مونت کارلو پیشنهاد شده است. الگوریتم‌ها با توجه به گام حرکت به دو نوع ثابت و متغیر تقسیم می‌شوند.

روش المان محدود

روش المان محدود (FEM) روشی عددی برای حل تقریبی معادلات دیفرانسیلی جزئی و انتگرالی است. روش حل به صورت حذف کردن معادلات دیفرانسیلی به طور کامل (در مسائل حالت ثابت) یا تغییر معادلات دیفرانسیلی جزئی به معادلات دیفرانسیلی معمولی است که با تکنیک‌های عددی مثل رانگ کوتا قابل حل است. بدین منظور مش بندی روی ناحیه‌ای پیوسته برای ایجاد زیرناحیه‌ها که به آن‌ها المان گفته می‌شود، صورت می‌گیرد. در این روش به جای حل تحلیلی مسئله روی کل ناحیه مورد نظر، ابتدا ناحیه به المان‌های متعددی تقسیم بندی می‌شود. این المان‌ها می‌توانند به صورت مثلثی یا سه نود یا چهار گوش یا چهار نود باشند. با این کار، حل مسئله روی ناحیه‌ای که ابتدا به علت پیچیدگی هندسه کاری سخت و تقریباً غیر ممکن بود، روی نواحی مثلثی یا چهار گوش ساده به راحتی حل می‌شود و از حل روی هریک از این المان‌ها برای به دست آوردن حل روی کل ناحیه مورد نظر استفاده می‌شود [۹]. برنامه COMSOL MULTIPHYSICS که در ابتدا به نام FEMLAB شناخته می‌شد یکی از برنامه‌هایی است که به صورت تجاری برای آنالیز به روش 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. معادله گرمایی بافت که توسط پنس معرفی شده است برای این منظور استفاده می‌شود

$$p.c.\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot [\nabla T] \quad (11, 12):$$

$$+ p_b \cdot \omega_b \cdot c_b \cdot [T_a - T] + S \quad (2)$$

در این معادله T درجه حرارت، ρ چگالی بافت [kg.cm^{-3}], c گرمای مخصوص بافت [$\text{J.kg}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$], bc گرمای مخصوص خون [$\text{J.kg}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$], k هدایت گرمایی بافت [$\text{W.cm}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$], t زمان [s], T_a دمای خون، S مقدار گرمای تولید شده بر اثر جذب فوتون لیزر [W.cm^{-3}] و ω_b میانگین نرخ حجمی پرفیوژن خون [ml/g.min] است. در معادله (۲)، S از ضرب توان لیزر در ماتریس جذب به دست آمده از روش مونت کارلو حاصل می‌شود [۱۲ و ۱۳].

آسیب به بافت

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

$$\Omega(r, \tau) = \ln\left(\frac{c(r, \tau)}{c(r, 0)}\right) \quad (3)$$

$$= \int_0^\tau A \exp\left(-\frac{E_a}{RT}\right) dt$$

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

در پایان شبیه‌سازی مونت کارلو، ماتریس جذبی به دست 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:

$$A(x, y, z) \leftarrow \frac{B(x, y, z)}{dx \cdot dy \cdot dz \cdot N} \quad (1)$$

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

جدول ۳: نتایج به دست آمده برای نقاط مختلف بافت پس از ۲

ثانیه تابش لیزر با توان ۱۵ وات در طول موج ۹۸۰ نانومتر

میزان آسیب	حداکثر دمای ایجاد شده [$^\circ\text{C}$]	نقاط مختلف بافت
1.2×10^4	۷۴	لایه داخلی دیواره رگ
8×10^3	۶۵	لایه خارجی دیواره رگ
7×10^2	۴۲	بافت مجاور (۳mm دورتر از لایه خارجی)

جدول ۴: نتایج حاصل از شبیه‌سازی به روش مونت کارلو در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر

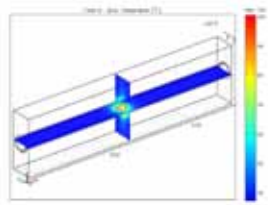
توان لیزر [w]	مدت زمان تابش [s]	حداکثر دمای ایجاد شده در لایه درونی دیواره رگ [$^\circ\text{C}$]	حداکثر دمای ایجاد شده در لایه خارجی دیواره رگ [$^\circ\text{C}$]	حداکثر دمای ایجاد شده در بافت مجاور (۲ میلی متر دورتر از لایه خارجی دیواره رگ) [$^\circ\text{C}$]
۵	۱/۷	۶۱/۷	۴۳	۳۷
۵	۲	۶۹/۵۶	۴۵/۴	۳۸/۵
۸	۱	۵۸/۸	۴۱/۲	۳۷
۱۰	۱/۷	۸۳/۶۰	۴۷	۳۹

جدول ۵: حجم آسیب در شبیه‌سازی به روش مونت کارلو 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

سانتی گراد است.

در جدول ۳، نتایج شبیه‌سازی برای مدل مورد نظر در طول موج ۹۸۰ نانومتر آورده شده‌است. در طول موج‌های 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 دیواره 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، به دلیل ضریب جذب بالاتر نور در طول موج ۹۸۰ نانومتر در مقایسه با طول موج ۸۱۰ نانومتر، حرارت بیشتر و در نتیجه 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 دیواره رگ در صورت 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 آن جهت که بخش عمده 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 موج‌های بالاتر، شبیه‌سازی برای لیزر دیود در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر انجام شده است [۱۷].



شکل ۲: خروجی نهایی تابش لیزر ۹۸۰ نانومتر (۱۵W و ۲s)

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

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

شبیه‌سازی

مقادیر مورد استفاده در این مقاله برای پارامترهای مختلف در جدول‌های ۱ و ۲ آورده شده است. برای انتشار نور در بافت از روش مونت کارلو استفاده شده است. با ضرب ماتریس جذب حاصل شده از روش مونت کارلو در توان لیزر، چگالی حجمی توان لیزر در بافت به‌دست می‌آید. چگالی حجمی توان لیزر همان پارامتر S در معادله (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، استفاده شده‌است. دمای اولیه بافت ۳۷ درجه سانتی‌گراد در نظر گرفته شده‌است.

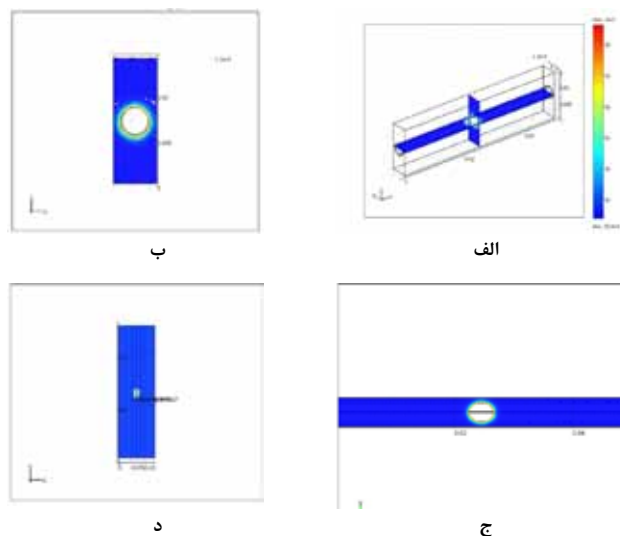
اعمالگر به‌صورت افقی با طول ۱۰ میلی‌متر و قطر پرتوی لیزر $600 \mu m$ در مرکز بافت قرار داده‌شد و نتایج برای لیزر دیودی با طول موج‌های ۹۸۰ و ۱۴۷۰ نانومتر مورد بررسی قرار گرفت.

در روش مونت کارلو از ۱۰۰۰۰ فوتون برای شبیه‌سازی‌ها استفاده شد. همچنین بافت به‌صورت پنج‌لایه در نظر گرفته‌شد. لایه میانی فضای داخل رگ با عمق ۳ میلی‌متر است به‌طوری‌که اعمالگر در وسط این لایه قرار می‌گیرد. دو لایه شامل دیواره رگ با عمق ۰/۴ میلی‌متر و بافت همبند مجاور با عمق ۵ میلی‌متر در بالا و به‌طور مشابه همین دو لایه در پایین آن در نظر گرفته شده‌است. زمان تابش لیزر به‌ازاء اعمال توان‌های مختلف، متفاوت در نظر گرفته شده‌است. حداکثر دمای ایجاد شده در بافت به‌صورت نقطه‌ای در نظر گرفته شده‌است.

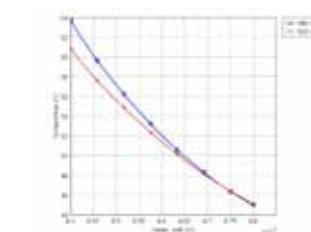
یافته‌ها و بحث

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

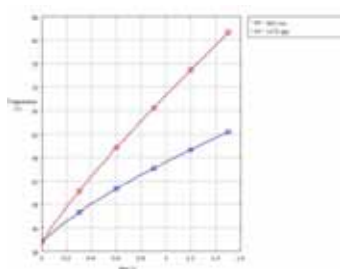
در شکل ۲ خروجی شبیه‌سازی نشان‌داده شده‌است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، اعمالگر نور لیزر را به‌صورت همسانگرد در تمامی جهات در فضا پراکنده می‌کند و ماکزیمم حرارت ایجاد شده ناشی از لیزر با توان ۱۵W به‌مدت ۳ ثانیه در لایه داخلی دیواره رگ در حدود ۸۴ درجه



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



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



شکل ۴: خروجی نهایی تابش لیزر (۱۵W و ۲s)

و تغییر مکان اعمالگر و لحاظ کردن حرکت و عقب‌زدگی فیبر در طول رگ جهت انسداد کامل رگ خواهد بود. 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 معادله انتقال گرما و میزان آسیب به بافت استفاده شد. بافت رگ به‌صورت سه‌بعدی بررسی شد تا نحوه انتشار نور و انتقال دما در آن به‌دست آید. نتایج نشان دادند که در طول موج‌های 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 در نتیجه آسیب بیشتر به دیواره در این طول موج ایجاد می‌شود. همچنین در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر درمقایسه با طول موج ۹۸۰ نانومتر می‌توان با به‌کارگیری توان‌های کمتر لیزر به نتایج مطلوب مشابه دست یافت. در بررسی تأثیر مدت زمان تابش در ایجاد حرارت در بافت، به‌ازاء اعمال انرژی یکسان با تغییر توان و مدت زمان تابش، شبیه‌سازی‌ها نشان دادند که افزایش مدت زمان تابش با اعمال توان کمتر، حرارت بیشتری را درمقایسه با اعمال لیزر با توان بیشتر و مدت زمان تابش کمتر به‌همراه خواهد داشت.

همچنین با نگاهی به جدول ۳ می‌توان تأثیر مدت زمان تابش در ایجاد حرارت را به‌ازاء انرژی یکسان به‌وضوح نشان داد به‌طوری‌که تابش ۱/۷ ثانیه‌ای لیزر با توان ۵ وات حرارت بیشتری را درمقایسه با اعمال لیزر با توان بیشتر و مدت زمان تابش کمتر (۸ وات، ۱ ثانیه) فراهم آورد.

شکل ۵ افزایش دمای بافت پس از اعمال لیزر دیود در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر با توان ۵ وات و مدت زمان تابش ۲ ثانیه را در راستاهای مختلف نشان می‌دهد.

البته باید این نکته را ذکر کرد 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 در نظر 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 خواهد شد. ازجمله اهداف آینده این تحقیق، بررسی اثر تغییرات پارامترهای مختلف مثل شکل بافت

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, Sroka 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 Saphenous 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 endovenous 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 Heat 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 Hannover* 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 Endovasc Surg*, 2010.