

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

سحر صادقی^۱

محمدحسین میران‌بیگی^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.

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 آن جمله می‌توان به افزایش دقت، خونریزی کمتر و دست‌کاری کمتر بافت اشاره کرد. مدل‌کردن 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 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 معادله پنس برای بررسی افزایش دمای درون بافت به‌کار گرفته شد و در نهایت میزان آسیب به بافت توسط معادله 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 در نتیجه آسیب بیشتر به دیواره در این طول موج ایجاد شده است. نتایج نشان دادند 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 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

نویسنده مسئول: سحر صادقی، تلفن ۰۹۱۱۸۸۷۹۹۶۱
پست الکترونیک: sahar.sadeghi@modares.ac.ir

مقدمه

واریس بیماری است که طی آن دیواره ورید دچار تورم می‌شود. در صورتی که دریچه‌های 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 به‌کارگرفته می‌شده است. در سال‌های 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.

واریس بیماری است که طی آن دیواره ورید دچار تورم می‌شود. در صورتی که دریچه‌های 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 به‌کارگرفته می‌شده است. در سال‌های 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.

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 شبیه‌سازی 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 سه‌بعدی مورد بررسی قرار گرفت. رگ به صورت استوانه‌ای متقارن با طول ۵۰ میلی‌متر و قطر ۳ میلی‌متر و ضخامت دیواره ۰/۴ میلی‌متر و بافت همگن اطراف آن به صورت مکعب با طول ۵۰ میلی‌متر و عرض ۴/۸ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. اعمالگر افقی از نوع حجمی با طول ۱۰ میلی‌متر و قطر پرتوی لیزر ۶۰۰ μm در راستای محور X بافت در مختصات کارتیزین 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 همسان‌گرد در تمامی جهات در فضا پراکنده می‌کند [۵۴].



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. 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 [۶-۸]. 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 کارتیزین و N تعداد فوتون‌هایی

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

جدول ۱: ضرایب نوری بافت [۱۴ و ۳]

نوع بافت		۸۱۰ nm	۹۸۰ nm	۱۴۷۰ nm
خون	$\mu_a [1/mm]$ ضریب جذب	۰/۱۶	۰/۲۸	۳
	$\mu'_s [1/mm]$ ضریب پراکندگی	۰/۷۳	۰/۱۶	۰/۵۲
دیواره رگ	$\mu_a [1/mm]$ ضریب جذب	۰/۲	۰/۱	۲/۴
	$\mu'_s [1/mm]$ ضریب پراکندگی	۲/۴	۲	۱/۷
بافت همبند مجاور رگ	$\mu_a [1/mm]$ ضریب جذب	۰/۰۱۷	۰/۰۳	۰/۳۵
	$\mu'_s [1/mm]$ ضریب پراکندگی	۱/۲	۱	۰/۸۴

جدول ۲: ضرایب حرارتی بافت [۱۴ و ۳]

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

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

روش 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 تکنیک های عددی مثل رانگ کوتا قابل حل است. بدین منظور مش بندی روی ناحیه ای پیوسته برای ایجاد زیرناحیه ها که به آن ها المان گفته می شود، صورت می گیرد. در این روش به جای حل تحلیلی مسئله روی کل ناحیه مورد نظر، ابتدا ناحیه به المان های متعددی تقسیم بندی می شود. این المان ها می توانند به صورت مثلثی یا سه نود یا چهار گوش با چهار نود باشند. با این کار، حل مسئله روی ناحیه ای که ابتدا به علت پیچیدگی هندسه کاری سخت و تقریباً غیر ممکن بود، روی نواحی مثلثی یا چهار گوش ساده به راحتی حل می شود و از حل روی هریک از این المان ها برای به دست آوردن حل روی کل ناحیه مورد نظر استفاده می شود [۹]. برنامه COMSOL MULTIPHYSICS که در ابتدا به نام FEMLAB شناخته می شد یکی از برنامه هایی است که به صورت تجاری برای آنالیز به روش المان محدود به بازار عرضه شده است و قابلیت های فراوانی دارد و در این تحقیق از آن استفاده شده است [۱۰].

افزایش دما

هدف تابش لیزر بر بافت ایجاد گرما می باشد. معادله گرمایی بافت که توسط پنس معرفی شده است برای این منظور استفاده می شود [۱۱ و ۱۲]:

$$p.c. \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot [\nabla T] + p_b \cdot \omega_b \cdot c_b \cdot [T_a - T] + S \quad (2)$$

در این معادله T درجه حرارت، ρ چگالی بافت [kg.cm⁻³]. c گرمای مخصوص بافت [J.kg⁻¹.°C⁻¹]. c_b گرمای مخصوص خون [J.kg⁻¹.°C⁻¹]. k هدایت گرمایی بافت [W.cm⁻¹.C⁻¹]. t زمان [s]. T_a دمای خون [°C]. 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 می شود [۱۲ و ۱۳].

می باشد که در شبیه سازی استفاده شده است. ماتریس حاصل از رابطه (۱) را در توان لیزر ضرب می کنیم 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 [°C]	نقاط مختلف بافت
۱.۲ × ۱۰ ^{-۴}	۷۴	لایه داخلی دیواره رگ
۸ × ۱۰ ^{-۳}	۶۵	لایه خارجی دیواره رگ
۷ × ۱۰ ^{-۲}	۴۲	بافت مجاور (mm ^۳ دورتر از لایه خارجی)

جدول ۴: نتایج حاصل از شبیه سازی 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 [°C]	حداکثر دمای ایجاد شده در لایه خارجی دیواره رگ [°C]	حداکثر دمای ایجاد شده در بافت مجاور (۲ میلی متر دورتر از لایه خارجی دیواره 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 شبیه سازی به روش مونت کارلو در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر

توان لیزر [w]	مدت زمان تابش [s]	قطر آسیب در X راستای [cm]	قطر آسیب در Y راستای [cm]	قطر آسیب در Z راستای [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

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]:

$$\Omega(r, \tau) = \ln\left(\frac{c(r, \tau)}{c(r, 0)}\right) = \int_0^{\tau} A \exp\left(-\frac{E_a}{RT}\right) dt \quad (3)$$

که در آن Ω شاخص بدون بعد میزان آسیب، E_a انرژی فعال‌سازی، A فاکتور فرکانس، R ثابت جهانی گازها ($J/mol.K$) و τ زمان کلی گرم‌کردن است. در واقع میزان آسیب تابعی لگاریتمی از تجمع مولکول‌های سالم در زمان صفر بر تعداد مولکول‌های سالم پس از τ ثانیه گرم‌کردن 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 تعیین 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 مونت‌کارلو استفاده شده است. با ضرب ماتریس جذب حاصل شده از روش مونت‌کارلو در توان لیزر، چگالی حجمی توان لیزر در بافت به دست می‌آید. چگالی حجمی توان لیزر همان پارامتر S در معادله (۲) می‌باشد. افزایش دما و میزان آسیب به بافت به ترتیب 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 به روش المان محدود است، استفاده شده است. دمای اولیه بافت ۳۷ درجه سانتی‌گراد در نظر گرفته شده است.

اعمالگر به صورت افقی با طول ۱۰ میلی‌متر و قطر پرتوی لیزر $600 \mu m$ در مرکز بافت قرار داده شد 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 در نظر گرفته شد. لایه میانی فضای داخل رگ با عمق ۳ میلی‌متر است به طوری که 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 به طور مشابه همین دو لایه در پایین آن در نظر گرفته شده است. زمان تابش لیزر به ازاء اعمال توان‌های مختلف، متفاوت در نظر گرفته شده است. حداکثر دمای ایجاد شده در بافت به صورت نقطه‌ای در نظر گرفته شده است.

یافته‌ها و بحث

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

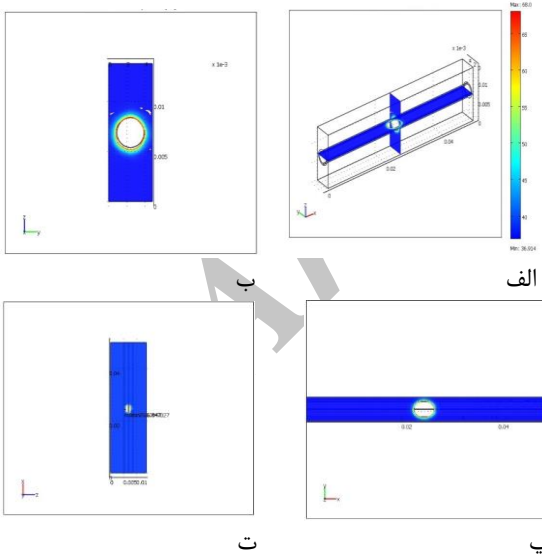
در شکل ۲ خروجی شبیه‌سازی نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، اعمالگر نور لیزر را به صورت همسانگرد در تمامی جهات در فضا پراکنده می‌کند و ماکزیمم حرارت ایجاد شده ناشی از لیزر با توان ۱۵ W به مدت ۳ ثانیه در لایه داخلی دیواره رگ در حدود ۸۴ درجه سانتی‌گراد است.

در جدول ۳، نتایج شبیه‌سازی برای مدل مورد نظر در طول موج ۹۸۰ نانومتر آورده شده است. 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 به ازاء 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 شده است.

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 به ازاء 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 سوختن 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

البته باید این نکته را ذکر کرد که کار انجام شده در این مقاله به صورت تحلیلی بوده است و مقادیر مورد استفاده هم مقادیری هستند که به صورت عمومی در مقالات منتشر شده یافت می شوند. اما، این مقادیر برای افراد مختلف تفاوت هایی دارد و در بهترین و دقیق ترین حالت باید برای هر شخص به طور جداگانه اندازه گیری شود. همچنین صحت مدل های تحلیلی باید با آزمایش های عملی سنجیده شود و نقاط ضعف و ایرادهای آن ها برطرف شود. همچنین در این مقاله رگ و بافت مجاور برای بررسی تخمین ها به صورت لایه ای در نظر گرفته شدند ولی در واقعیت بافت رگ ها اشکال پیچیده ای دارند.

از جمله کارهایی که به بهبود شبیه سازی تحلیلی انجام شده کمک می کند، به دست آوردن پارامترهای دقیق تر برای بافت می باشد. همچنین در مواردی خصوصیات رگ و بافت همگن مجاور نیز تفاوت هایی دارند که در شبیه سازی های آینده اثرهای آن ها بررسی خواهد شد. از جمله اهداف آینده این تحقیق، بررسی اثر تغییرات پارامترهای مختلف مثل شکل بافت و تغییر مکان اعمال لیزر و لحاظ کردن حرکت و عقب زدگی فیبر در طول رگ جهت انسداد کامل رگ خواهد بود. بررسی دقت مدل تحلیلی مطرح شده در این مقاله به صورت عملی و رفع نقاط ضعف آن نیز مد نظر خواهد بود.



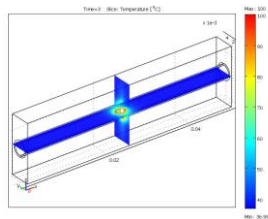
شکل ۵: افزایش دمای بافت پس از تابش لیزر دیود ۱۴۷۰ نانومتر (۲S-W) (الف) نمایش سه بُعدی، (ب) نمایش در راستای Z-Y، (پ) نمایش در راستای X-Y، (ت) نمایش در راستای X-Z

درد کمتری همراه هستند بدین منظور جهت بررسی اثرهای حرارتی لیزرهای دیود در طول موج های بالاتر، شبیه سازی برای لیزر دیود در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر انجام شده است [۱۷].

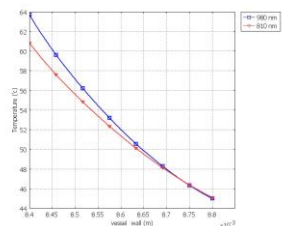
در این تحقیق در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر از توان های پایین تر لیزر استفاده کردیم. نتایج شبیه سازی برای لیزر دیود در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر در جدول های ۴ و ۵ آورده شده است. نتایج نیز به خوبی نشان می دهد که در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر در مقایسه با طول موج ۹۸۰ نانومتر، می توان با به کارگیری توان های کمتر به نتایج 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 می دهد.

همچنین با نگاهی به جدول ۳ می توان تأثیر مدت زمان تابش در ایجاد حرارت را به ازاء انرژی یکسان به وضوح نشان داد به طوری که تابش ۱/۷ ثانیه ای لیزر با توان ۵ وات حرارت بیشتری را در مقایسه با اعمال لیزر با توان بیشتر و مدت زمان تابش کمتر (۸ وات، ۱ ثانیه) فراهم آورد.

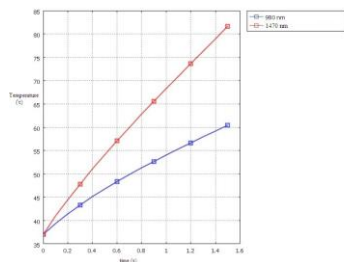
شکل ۵ افزایش دمای بافت پس از اعمال لیزر دیود در طول موج ۱۴۷۰ نانومتر با توان ۵ وات و مدت زمان تابش ۲ ثانیه را در راستاهای مختلف نشان می دهد.



شکل ۶: خروجی نهایی تابش لیزر ۹۸۰ نانومتر (۱۵W و ۳S)



شکل ۷: دما در دیواره رگ پس از ۲ ثانیه تابش لیزر با توان ۱۰ وات



شکل ۸: خروجی نهایی تابش لیزر (۱۵W و ۳S)

نتیجه‌گیری

۱۴۷۰ نانومتر 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 مدت‌زمان تابش، شبیه‌سازی‌ها نشان دادند که افزایش مدت‌زمان تابش با اعمال توان کمتر، حرارت بیشتری را درمقایسه با اعمال لیزر با توان بیشتر و مدت‌زمان تابش کمتر به‌همراه خواهد داشت.

در این مقاله شبیه‌سازی اثر لیزر دیودی در طول‌موج‌های 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 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 طول‌موج ۸۱۰ نانومتر، حرارت بیشتر و درنتیجه آسیب بیشتر به دیواره در این طول‌موج ایجاد می‌شود. همچنین در طول موج

References

- 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.
- 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.
- 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.
- Mordon S, Wassmer B, Zemmouri J. Mathematical modeling of endovenou laser treatment. *Biomed Eng Online*, 2006; 5: 26.
- Sadeghi S, Miranbeigi M, Naghavi N. Modeling and Simulation of The Endovenous Laser Treatment With Diode Laser. 19th Iranian Conference On Biomedical Engineering, 2012.
- Jacques S.L, Wang L. Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi Layered Tissue in Standard C. *Orgeon Medical laser Cancer*, 1998.
- Prahl S.A. Light Transport in Tissue. PH.D. Thesis in the University of Texas at Austin, 1988.
- Jacques S.L, Wang L. MCML-Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-Layered Tissues. *Comput. Methods Prog. Biomed* 1995; 4: 131-46.
- Chessa J. Programming the finite element method with Matlab. www.tam.northwestern.edu, 2002.
- COMSOLAB Software, sweden, www.comsol.com .
- 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.
- Yassene M, Janko F.V. Implementation Practical Model for Light Transport and Hear Distribution Using Laser-Induced Thermo therapy Near to a Large Vessel. *Phys. Med. Biol.* 2003; 48: 3595-610.
- Corradi C, Schiavi L, Rainieri S. Numerical Simulation of the Thermal Response Test Within Comsol Multiphysics Environment. *Comsol Conference Hannnover* 2008.
- 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).
- Mordon S.R. Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. *Lasers in surgery and medicine* 2007; 39: 256-65.
- 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.

Archive of SID