لیزر در پزشکی؛ ۱۴۰۳، دورهٔ ۲۱، شماره ۲، صفحات: ۸-۲

مقاله پژوهشی

بررسی تغییرات دمایی ناشی از تابش پرتو لیزر در بافت‌های مختلف با استفاده از مدل‌سازی با نرم‌افزار کامسول

معصومه معصومی‌پور[۱]
مهدی صالحی باروق[۱]
بابک باباخانی[۲]
سید بهنام‌الدین جامعی[۳،۴]
عباس مجدآبادی[۵]

۱. *گروه مهندسی هسته‌ای - پرتوپزشکی واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران*
۲. *مرکز تحقیقات ضایعات مغزی و نخاعی انستیتو علوم اعصاب دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران*
۳. *گروه آناتومی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران*
۴. *مرکز تحقیقات علوم اعصاب دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران*
۵. *گروه لیزر مرکز تحقیقات دندانپزشکی انستیتو تحقیقاتی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران*

نویسندهٔ مسئول: مهدی صالحی باروق
پست الکترونیک: me.salehi@iau.ac.ir

خلاصه

مقدمه: بررسی تغییرات دمایی و توزیع حرارتی در برهمکنش لیزرهای مختلف با مواد متفاوت همیشه مورد توجه محققین بوده است. در این مطالعه، با استفاده از نرم افزار کامسول، توزیع حرارتی و تغییر دمای بافت‌های پوست، چربی و بافت عضلانی در برهمکنش با طول‌موج‌های متفاوت لیزر در تکنیک لیزردرمانی برای ترمیم آسیب‌های اسکلتی عضلانی تخمین زده شد.

مواد و روش‌ها: یک مدل سه‌بعدی اولیه از هندسه و ابعاد و ضخامت مواد در لایه‌های مجزا در فضای شبیه‌سازی نرم‌افزار، تعریف شد و سپس پارامترهای اپتیکی و حرارتی برای هر بافت در طول‌موج‌های مختلف مشخص شد. در ادامه فرآیند مدل‌سازی، از فیزیک انتقال حرارت در بافت بیولوژیک برای بررسی توزیع حرارتی استفاده شد. همچنین، انرژی تابیده‌شده به‌وسیله پرتو لیزر در طول‌موج مختلف، به‌عنوان منبع حرارتی تابشی درنظر گرفته شد.

یافته‌ها: نتایج محاسبات به وسیله نرم‌افزار نشان داد که طول‌موج‌های متفاوت از لیزر می‌تواند دمای پوست را تا ۳۸/۸ درجه سانتیگراد تغییر دهد. اما در بافت‌های عمقی‌تر مانند بافت عضلانی تغییرات دمایی محسوس مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: در روش‌های درمانی با استفاده از لیزر به‌منظور ترمیم بافت، تغیرات دمایی و حرارتی هیچ‌گونه اثری ندارند و فرآیند ترمیم در اثر پدیده‌های فوتوشیمیایی رخ می‌دهد که در این مطالعه در فضای شبیه‌سازی نشان داده شد که تغییرات دمایی چشمگیری در بافت‌ها رخ نمی‌دهد.

واژه‌های کلیدی: برهمکنش لیزر و بافت، لیزر کم‌توان، مدل‌سازی، نرم‌افزار کامسول

مقدمه

اثـرات بیولوژیک لیزر براسـاس طول‌مـوج، توان به کاربرده شـده و ویژگی‌هـای اپتیکی و فیزیکی بافت‌ها، می‌تواند بسـیار متفاوت باشـد [۱]. کنتـرل اثرات حرارتی و تغییرات دمایـی در هر نوعی از روش‌های لیزردرمانی، برای رسـیدن به نتایج درمانی مطلوب، بسیار مهم و اساسی اسـت. در روش‌های درمانی برای آسـیب‌های اسـکلتی عضلانی، اثرات بیولوژیک در اثر فرآیندهای فوتوشیمیایی بدون اثرات حرارتی و تغییرات دمایـی در بافت‌های هدف، صورت می‌گیرد [۴-۲]. پرتو لیزر در محدوده توان خروجی ۵۰۰-۱ میلی وات و به‌طورخاص نور در محدوده طیفی قرمز و مادون قرمز با طول‌مـوج ۱۰۰۰-۶۰۰ نانومتر، برای مدت چند دقیقه، طی چند جلسه و برای چندین هفته مورد استفاده قرار می‌گیرد و در این روش، پارامترهای فیزیکی پرتو تابشـی و مدت زمان تابش، از فاکتورهای تأثیرگذار در اثرات درمانی هستند. در این فرآیند درمانی، انرژی فوتون‌های پرتو لیزر توسـط گیرنده‌های نوری جذب می‌شود و به دنبال آن تغییرات شـیمیایی در سـلول رخ می‌دهد که منجر به اثرات بیولوژیک می‌شـود [۱۳-۵]. دانستن این موضوع که تغییرات دمایی و اثرات حرارتی منجر به چه نوع اثر بیولوژیک خواهد شد، در روش‌های درمانی مختلف با استفاده از پرتو لیزر، بسـیار مهم می‌باشـد. لذا، تهیه یک مدل شبیه‌سازی‌شـده بـرای تخمین‌زدن تغییرات دمایی و توزیـع حرارتی در بافت‌های هدف، در جهت بهینه‌سـازی تنظیمات دستگاه‌های لیزر در کاربردهای مختلف و دسـت یافتن بـه نتایج درمانی مطلوب‌تـر، مورد نیاز کاربران اسـت.

نرم‌افزار کامسـول این امـکان را فراهم می‌کند تـا پدیده‌های فیزیکی بسـیاری را در حیطه‌هـای مختلف و کاربردهای متفاوت، به سـادگی و بطور دقیق مورد بررسـی قرار داد. مطالعات گذشـته نشان می‌دهد، این نرم‌افزار محاسبات را برای کاربران، با دقت بالاتری نسبت به نرم‌افزارهای شبیه‌سـازی دیگر، انجام می‌دهد و به‌طور قابـل اطمینان، اطلاعات اولیه و پارامترهـای مؤثر در هر مطالعه‌ای را براسـاس یـک مدل دقیق، مورد بررسـی قرار می‌دهد [۱۷-۱۴]. از اینگونه موارد می‌توان به مطالعه‌ای که گرمای القاشـده در بافت عصبی در اثر تابش لیزر Nd:YAG با استفاده از شبیه‌سـازی با نرم‌افزار کامسول، اشاره کرد [۱۸]. همچنین در مطالعه شبیه‌سازی دیگری توزیع حرارتی در تکنیک لیزردرمانی برای ازبین‌بردن موها، مورد بررسی قرار گرفت [۱۹].

ازآنجایی‌که بررسـی دزهای مختلف پرتو بـا طول‌موج‌های متفاوت در مطالعات بالینی، بسـیار زمان‌بر و پرهزینه اسـت، پارامترهای درمانی را می‌توان به وسیله نرم‌افزار کامسول شبیه‌سازی کرد و میزان جذب انرژی توسـط لایه‌های مختلف بافـت در ناحیه درمان، در دزهـای متفاوت و طول‌موج‌های متفاوت مورد بررسـی قرار داد و میزان حرارت ایجادشـده در نقاط مختلف ناحیه تحت‌تابش را بررسـی نمود، تا دز بهینه و پروتکل درمانی متناسـب با بیماری، اتخاذ شـود. لذا، هدف از طراحی این مدل، بررسی اثرات پارامترهای لیزر بر تغییرات دمای بافت‌ها، به‌منظور دستیابی به پارامترهای مؤثر باریکه پرتو لیزر در روش‌های مختلف درمانی می‌باشد و با اسـتفاده از این مدل، می‌توان آستانه تحریک زیستی و تخریب بافت را در برهمکنـش طول‌موج‌های مختلف با بافت‌های متفاوت در روش‌های درمانی مجزا، در اثر تغییرات حرارتی تخمین زد.

مواد و روش‌ها

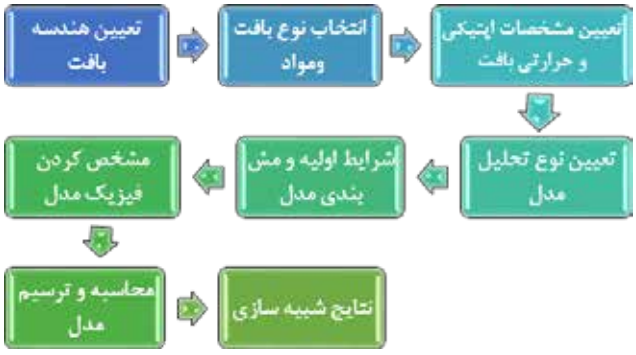
روند مدل‌سازی با نرم‌افزار کامسول

روندشبیه‌سازی‌انرژی‌منتقل‌شده‌ازپرتولیزردربافت‌های‌مختلف‌وچگونگی تغییرات دمایی در بافت‌ها، به‌طور خلاصه در شکل ۱ مشخص شده است.

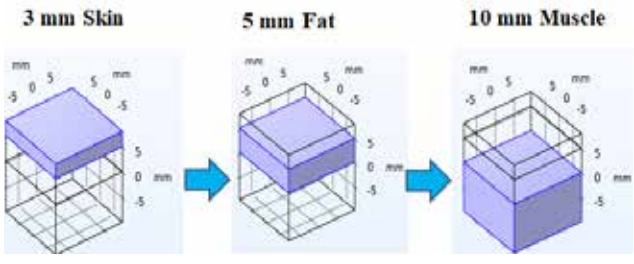
شبیه‌سازی بافت

• هندسـه مدل: یک مکعب در ابعاد ۱۸ میلی‌متر، از لایه‌های مختلف با ضخامت‌های متفاوت ایجاد شـد. برای هر لایه خصوصیت یک نوع بافت تعریف شد. این لایه‌ها از سطح تا عمق عبارتند از: بافت پوست ۳ میلی‌متر، بافت چربی ۵ میلی‌متر، بافت عضلانی ۱۰ میلی‌متر [۲۰] (شکل ۲).

• خصوصیات اپتیکی بافت: تکنیک‌های تشخیصی و درمانی با پرتو لیزر، تحت تأثیر خصوصیات اپتیکی بافـت قرار دارد. عمق نفوذ طول‌موج‌های مختلف لیزر و انرژی منتقل شـده به بافـت، به خصوصیات اپتیکی بافت



شکل ۱. مراحل مدلسازی با نرم‌افزار کامسول به‌طور خلاصه عنوان شده است. (ابتدا برای ساختن مدل، هندسه و مواد تشکیل‌دهنده بافت‌ها مشخص شد، سپس مشخصات اپتیکی و حرارتی تعیین شد و در نهایت فیزیک مدل و نوع تحلیل مدل تعیین گردید).



شکل ۲. هندسه مدل و طراحی لایه‌ها با ضخامت متفاوت در این شکل نشان داده شده است.

وابسته است [۲۱]. در این شبیه‌سازی، خصوصیات اپتیکی بافت‌ها در هر طول‌موج (ضرائب جذب و ضرائب پراکندگی برحسب (cm^{-1}) گزارش شده در مطالعات دیگر که در جدول ۱ ارائه شده است) در قسمت پارامترهای مدل، به تفکیک تعریف شد [۲۲-۲۸].

• خصوصیات حرارتی بافت: پارامترهای حرارتی تحت‌تأثیر مقدار آب موجود در هر بافت می‌باشد [۲۹]. از اساسی‌ترین پارامترهای حرارتی هر بافت می‌توان به چگالی بافت و ظرفیت گرمایی بافت اشاره کرد که به تفکیک برای هر بافت در جدول ۱ عنوان شده است.

جدول ۱. خصوصیات حرارتی و اپتیکی بافت‌های مختلف [۲۵-۲۳]

خصوصیات حرارتی	پوست		چربی		عضله	
چگالی بافت (kg/m^3)	۱۱۰۹		۹۱۱		۱۰۹۰	
ظرفیت گرمایی ($J/(kg\cdot K)$)	۳۳۹۱		۲۳۴۸		۳۴۲۱	
خصوصیات اپتیکی (cm^{-1})						
طول‌موج (نانومتر)	μ´s	μa	μ´s	μa	μ´s	μa
۶۰۰	۲۸/۱	۰/۶۹	۱۳/۴	۱/۱۸	۸/۹۴	۱/۲۳
۷۰۰	۱۶/۷	۰/۴۸	۱۲/۲	۱/۱۱	۸/۱۸	۰/۴۸
۸۰۰	۱۴	۰/۴۳	۱۱/۶	۱/۰۷	۷/۰۴	۰/۲۸
۹۰۰	۱۵/۷	۰/۳۳	۱۰	۱/۰۷	۶/۲۱	۰/۳۲
۱۰۰۰	۱۶/۸	۰/۲۷	۹/۳۹	۱/۰۶	۵/۷۳	۰/۵۱

فیزیک مدل

در این مطالعه، انرژی باریکه پرتو لیزر به‌عنوان منبع گرمای تابشی در نظر گرفته شد و براساس معادله ۱ در فضای شبیه‌سازی نرم‌افزار تعریف شد.

معادله (۱) $Q_i = \sum_i \kappa_i I$

κ_i مجموع ضرائب جذب و پراکندگی بر حسب (cm^{-1}) و I شدت باریکه تابشی براساس (W/cm^2) می‌باشد.

برای مشخص کردن توزیع حرارتی ناشی از جذب‌شدن انرژی پرتو لیزر توسط بافت، فیزیک و معادلات مرتبط با پخش نور و توزیع حرارتی در یک بافت بیولوژیکی در نظر گرفته شد و از ماژول Bio heat transfer استفاده شد که براساس معادله ۲ و پارامترهای مرتبط با آن به شرح زیر می‌باشند.

معادله (۲) $\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla . q = \rho_b C_{p,b} \omega_b (Tb - T) + Q\,met$

ρ چگالی بافت (kg/m^3)، C_p ظرفیت گرمایی ویژه در فشار ثابت بافت ($J/(kg\cdot K)$)، T دمای مطلق بافت (K)، q شار گرمایی در اثر رسانش در بافت (W/m^2)، ρ_b چگالی خون ($kg/m3$)، C_{pb} ظرفیت گرمایی ویژه خون در فشار ثابت ($J/(kg\cdot K)$)، ω_b آهنگ پرفیوژن خون ($1/s$)، Tb دمای وریدی خون (K)، Qmet منبع گرمایی متابولیک (W/m^3) این مقادیر به نوع بافت مرتبط می‌باشد، که در پیش فرض برنامه برای هر نوع بافت تعریف شده است و با انتخاب نوع مواد و هر بافت در مدل لحاظ می‌شود.

توان اولیه باریکه تابشی صفر و بیشینه توان تابشی ۵۰۰ میلی‌وات و جهت تابش به سمت محور z−، فاصله شروع باریکه پرتو از بافت ۴۰ میلی‌متر، سطح مقطع باریکه تابشی ۰/۲۵ سانتی‌مترمربع و دمای اولیه بافت نیز ۳۷ درجه سانتی‌گراد در نظر گرفته شد.

نوع تحلیل مدل در این مطالعه، وابسته به زمان می‌باشد و با گذر زمان انرژی منتقل‌شده به بافت افزایش می‌یابد و به دنبال آن گرمای منتقل‌شده به بافت نیز دستخوش تغییر قرار می‌گیرد و افزایش می‌یابد. بعد از تحلیل داده‌ها و اطلاعات با مش‌بندی نرمال، نتایج در کمتر ۵ دقیقه محاسبه و ارائه شد و با تغییر هر پارامتر یا جزئی از مدل قابلیت تکرارپذیری و محاسبه مجدد وجود داشت.

برای اعتبارسنجی مدل و نتایج محاسبه شده و دقت دیتاهای بدست آمده، از مدل‌های مشابه و مطالعات ارائه شده در وب سایت COMSOL Multiphysics استفاده شد [۳۰].

یافته‌ها

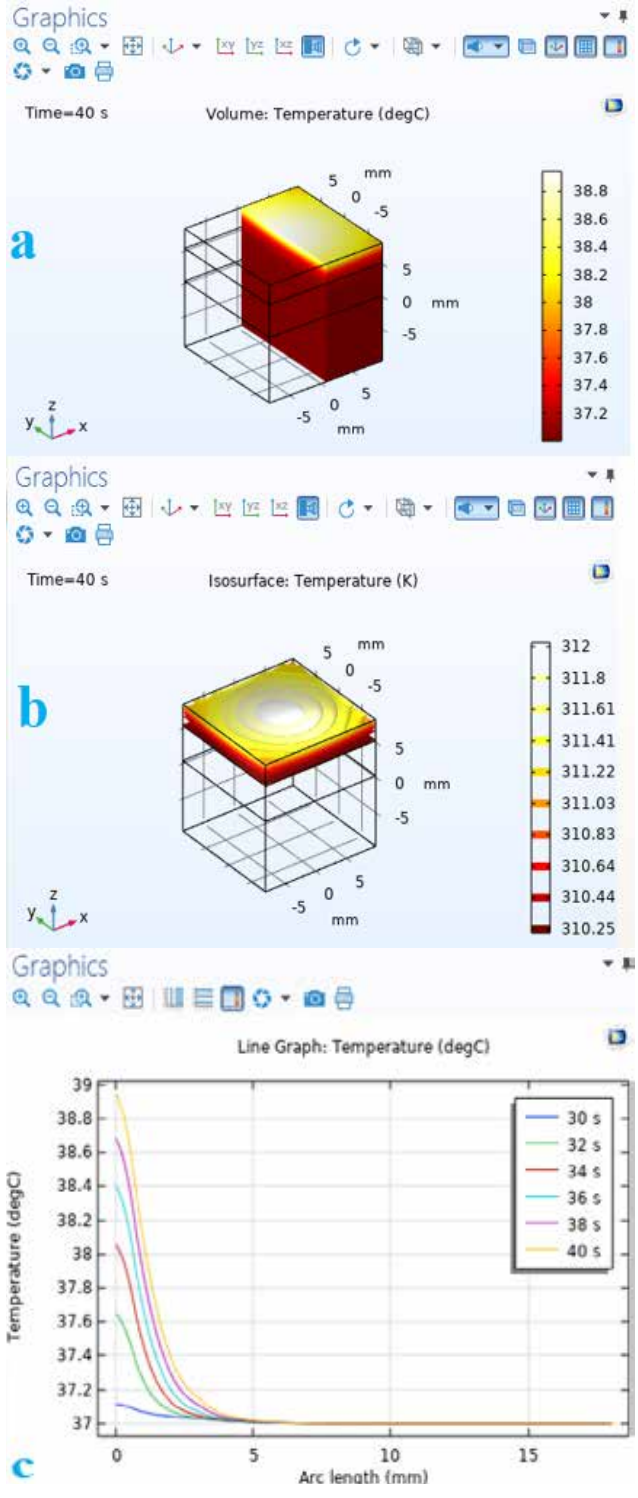
با استفاده از این مدل می‌توان در هر زمان و در هر نقطه از عمق بافت‌ها مقدار دما را تخمین زد و توزیع حرارتی را در هندسه مشخص شده در مدل مشاهده نمود که این تغییرات حرارتی در بافت‌های مختلف در تکنیک‌های درمانی متفاوت می‌تواند مهم و تأثیرگذار باشد.

نتایج مدل برای محدوده طول‌موجی قرمز و مادون قرمز مشخص شدند و تغییرات دمایی پس از سپری شدن ۳۰ ثانیه از زمان تابش چندان محسوس نبود و بعد از سپری شدن زمان تا ۴۰ ثانیه اندک اندک افزاش دما در بافت‌ها مشاهده شد و این تغییرات دمایی اغلب در سطح پوست مشاهده شد. همانطور که در شکل ۳ برای طول‌موج‌های قرمز مشخص شده است، تغییرات دما تا حدود ۳۸/۸ درجه تخمین زده شدکه این مقدار در مورد طول‌موج‌های مادون قرمز تا حدود ۳۸/۴ درجه سانتی‌گراد مشاهده شد (شکل ۴).

نمودار تغییرات حرارتی براساس عمق نیز از مدل استخراج شد که نشان داد این تغییرات بسیار اندک و تا عمق حدود ۵ میلی‌متر وجود دارد و در بافت‌های عمقی‌تر مانند بافت عضلانی تغیرات دما رخ نمی‌دهد.

بحث و نتیجه‌گیری

در سال‌های اخیر تکنیک‌های جدیدی از شبیه‌سازی در برهمکنش لیزر و بافت ارائه شده است [۲۹]. در این مطالعه، با استفاده از نرم‌افزار کامسول و در نظر گرفتن ضرائب جذب و پراکندگی بافت‌ها و محاسبات براساس معادلات انتقال حرارت، تغییرات دما در بافت‌های مختلف مورد

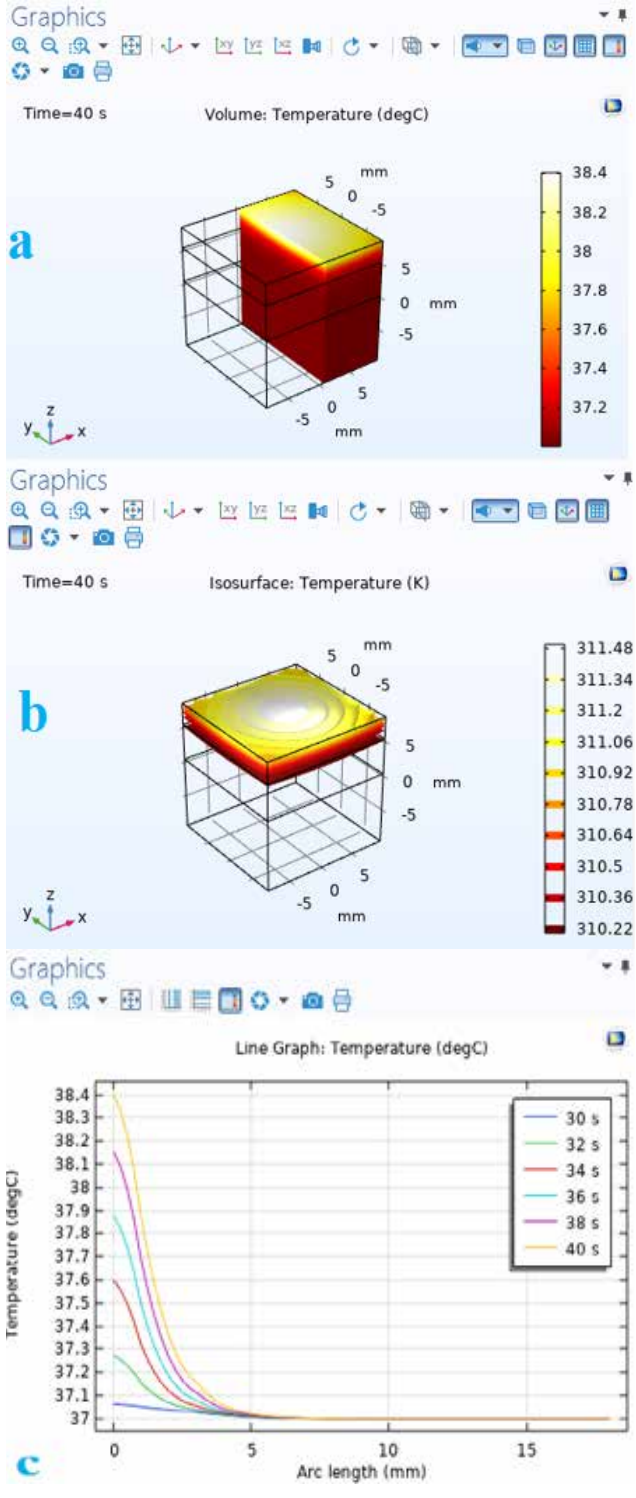


شکل ۳.

(a) تغیرات دمایی برحسب سانتی‌گراد در بافت‌ها بعد از سپری‌شدن ۴۰ ثانیه از تابش طول‌موج قرمز لیزر

(b) صفحات هم‌دما برحسب کلوین بعد از سپری شدن ۴۰ ثانیه از تابش طول‌موج قرمز پرتو لیزر

(c) نمودار تغییرات دما نسبت به عمق برحسب سانتی‌گراد در زمان‌های مختلف تابش طول‌موج قرمز پرتو لیزر



شکل ۴.

(a) تغیرات دمایی برحسب سانتی‌گراد در بافت‌ها بعد از سپری شدن ۴۰ ثانیه از تابش طول‌موج‌های مادون قرمز لیزر

(b) صفحات هم‌دما برحسب کلوین بعد از سپری‌شدن ۴۰ ثانیه از تابش طول‌موج‌های مادون قرمز پرتو لیزر

(c) نمودار تغییرات دما نسبت به عمق برحسب سانتی‌گراد در زمان‌های مختلف تابش طول‌موج‌های مادون قرمز پرتو لیزر

بررسی قرار گرفت. براساس نتایج بدست آمده از مدل، تغییرات دما در بافت‌ها به ضرایب جذب و ضرائب پراکندگی بافت‌ها در طول‌موج‌های مختلف بستگی دارد. در بسیاری از موارد، اثرات بیولوژیک به واسطه تابش پرتو لیزر با انرژی‌ها و توان‌های متفاوت، در اثر تغییرات دمایی و حرارتی در بافت‌ها رخ می‌دهد. براساس گزارش محققین برای دست یافتن به اثرات تحریک زیستی دمای بافت می‌بایست کمتر از ۴۳ درجه سانتی‌گراد، برای هیپرترمی۴۵-۴۳ درجه سانتی‌گراد، کاهش فعالیت آنزیم‌ها تا ۵۰ درجه سانتی‌گراد و انعقاد تا ۶۰ درجه سانتی‌گراد رخ می‌دهد [۳۳-۳۱]. در اثر تاباندن لیزر بر مولکول‌های زنده، میتوکندری و غشاء سلول نقش مهمی را در واکنش سلول به نور مرئی قرمز و نور مادون قرمز ایفا می‌کنند که به دنبال آن اجزا زنجیره تنفسی فعال می‌شود. برای توجیه اثرات فوتوشیمیایی لیزر، زنجیره‌ای از پدیده‌های مولکولی پیشنهاد شد که با جذب نور توسط یک گیرنده نوری شروع می‌شود و آنزیم‌های میتوکندری را فعال می‌کند و با واکنش‌های نوری خاتمه می‌یابد. شواهد نشان می‌دهد که پرتوهای با شدت پائین در محدوده طیفی قرمز و مادون قرمز امواج الکترمغناطیس، ازطریق گیرنده‌های نوری اولیه مانند سیتوکروم C اکسیداز (کمپلکس IV میتوکندری) بر آنزیم پایانی زنجیره انتقال الکترونی میتوکندری، اثر می‌گذارد و به دنبال آن سرعت انتقال الکترون افزایش می‌یابد که منجر به افزایش پتانسیل الکتریکی غشاء میتوکندری و تولید ATP می‌شود و در نهایت عملکرد سلول بهبود می‌یابد. از طرفی، لیزر باعث افزایش پتانسیل الکتروشیمیای پروتون و افزایش تولید ATP و RNA و افزایش مصرف اکسیژن می‌شود که قادر است تولید NADH را افزایش دهد و سپس مصرف اکسیژن در زنجیره تنفسی III&II افزایش یابد. این تغییرات بیوشیمیایی و سلولی منجر به اثرات میکروسکوپیک، مانند تکثیر سلول‌ها شده و مقاومت بافت‌های آسیب دیده را افزایش می‌دهد و در ادامه روند بازسازی بافت بهبود می‌یابد. تمامی‌این فرآیندهای بیولوژیک در سلول در شرایطی رخ می‌دهد که تغییرات حرارتی در اثر تابش پرتو لیزر بسیار اندک و کمتر از یک درجه سانتیگراد باشد[۷-۲]. بنابراین کنترل‌کردن میزان تغیرات دمایی در بافت‌ها به‌منظور دست‌یافتن به اثرات موردنظر در بافت هدف، بسیار ضروری و مهم است که ابزارهای شبیه‌سازی کمک شایانی را برای تخمین توزیع حرارتی کرده است. نتایج اولیه منتج‌شده از تکنیک‌های شبیه‌سازی، این امکان را فراهم می‌کند تا یک طراحی درمان مناسب و بدون آسیب در روش‌های درمانی اتخاذ گردد. در این مطالعه نیز مشخص شده است که با افزایش زمان تابش امکان بالا رفتن دما وجود دارد به‌طوری‌که می‌تواند مکانیسم تحریک زیستی را مختل کند. در مطالعات آتی می‌توان این روش مدل‌سازی را برای تکنیک‌های دیگر لیزر درمانی در توان‌های بالا گسترش داد و برهمکنش حرارتی لیزرهای توان بالا با بافت‌های دیگر را مشاهده نمود و درعین‌حال به پارامترهای درمانی بهینه دست یافت و در سطح گسترده‌تر و پیشرفته‌تر می‌توان این مدل را اساس طراحی یک اپلیکیشن کاربردی به‌منظور دست‌یافتن به یک روش درمانی مؤثر و بدون عارضه قرار داد. در این مطالعه از نرم‌افزار کامسول در جهت طراحی یک ارزیابی اولیه در لیزردرمانی به‌منظور دستیابی به پارامترهای بهینه و ایمن در پروتکل‌های درمانی بالینی و آزمایشگاهی، استفاده شد. همچنین، استفاده از این تکنولوژی کامپیوتری، می‌تواند در مراحل اولیه تحقیقات باعث کاهش مطالعات حیوانی و آزمایشگاهی شود.

تشکر و قدردانی

تشکر و سپاس فراوان از تمامی‌اساتید مرکز تحقیقات ضایعات مغزی و نخاعی، انستیتو علوم اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی تهران که در انجام این تحقیق همراهی‌مان کردند.

سهم نویسندگان

همه نویسندگان در طراحی و تحلیل نتایج این مطالعه مشارکت داشتند و نسخه نهایی مقاله توسط همه نویسندگان مورد تأیید قرار گرفته است.

References:

1. Mohammed Y, Verhey JF. A finite element method model to simulate laser interstitial thermo therapy in anatomical inhomogeneous regions. Biomed Eng Online, 2005; 4(2), 1-16.

2. Karu TI, Afanas'eva NI. Cytochrome c oxidase as the primary photoacceptor upon laser exposure of cultured cells to visible and near IR-range light. Dokl Akad Nauk, 1995; 342(5), 693-695.

3. Karu, TI, Kolyakov SF. Exact action spectra for cellular responses relevant to phototherapy. Photomed Laser Surg, 2005; 23(4), 355-361.

4. Huang YY, Sharma SK, Carroll J, Hamblin MR. Biphasic Dose Response in Low Level Light Therapy – An Update. Dose-Response, 2011; 9(4), 602–618.

5. Borutaite V, Budriunaite A, Brown GC. Reversal of nitric oxide-, peroxynitrite- and Snitrosothiol-induced inhibition of mitochondrial respiration or complex I activity by light and thiols. Biochimica ET biophysica acta, 2000; 1459(2-3), 405-412.

6. Sutherland JC. Biological effects of polychromatic light. Photochem Photobiol, 2002; 76(2), 164-170.

7. Lubart R, Eichler M, Lavi R, Friedman H, Shainberg A. Low-energy laser irradiation promotes cellular redox activity. Photomed Laser Surg, 2005; 23(1), 3-9.

8. Lane N. Cell biology: power games. Nature. 2006; 443(7114), 901-903.

9. Shiva S, Gladwin MT. shining a light on tissue NO stores: near infrared release of NO from nitrite and nitrosylated hemes. J Mol Cell Cardiol, 2009; 46(1), 1-3.

10. Lohr NL, Keszler A, Pratt P, Bienengraber M, Warltier DC, Hogg N. Enhancement of nitric oxide release from nitrosyl hemoglobin and nitrosyl myoglobin by red/near infrared radiation: Potential role in cardioprotection. J Mol Cell Cardiol, 2009; 47(2), 256–263.

11. Zhang R, Mio Y, Pratt PF, Lohr N, Warltier DC, Whelan HT, Jacobs ER, Medhora M, Bienengraeber M. Near infrared light protects cardiomyocytes from hypoxia and reoxygenation injury by a nitric oxide dependent mechanism. J Mol Cell Cardiol, 2009; 46(1), 4-1.

12. Ball KA, Castello PR, Poyton RO. Low intensity light stimulates nitrite-dependent nitric oxide synthesis but not oxygen consumption by cytochrome c oxidase: Implications for phototherapy. J Photochem Photobiol B, 2011; 102(3), 182-191.

13. Poyton RO, Ball KA. Therapeutic photobiomodulation: nitric oxide and a novel function of mitochondrial cytochrome c oxidase. Discov Med, 2011; 11(57), 154-159.

14. Yang L, Wei T, Lisheng L, Junfeng S, Ming S, Xiangzheng C. Study on Heat Effect of High-Power Continuous Wave Laser on Steel Cylinder. Appl. Sci, 2020; 10(21), 7844.

15. Dremin V, Novikova I, Rafailov E. Simulation of thermal field distribution in biological tissue and cell culture media irradiated with infrared wavelengths. Opt. Express, 2022; 30: 23078-23089.

16. Shurrab KM, Sayem El-Daher M. Simulation and Study of Temperature Distribution in Living Biological Tissues under Laser Irradiation. Lasers Med Sci 2014; 5(3):135-9.

17. Akulova DV, Sheremet MA. Mathematical Simulation of Bio-Heat Transfer in Tissues Having Five Layers in the Presence of a Tumor Zone. Mathematics 2024; 12: 676.

18. Shirkavand A, Mohammadzadeh L, Zibaei ME, Zand N. The induced heat modeling using COMSOL software in nerve due to Nd: YAG laser irradiation. lmj 2020; 17 (3) :1-8.

19. Ataie-Fashtami L, Shirkavand A, Sarkar S, Alinaghizadeh MR, Hejazi M, Fateh M, Esmaeeli Javid GR, Zand N, Mohammadreza H. Simulation of Heat Distribution and Thermal Damage Patterns of Diode Hair-Removal Lasers: An Applicable Method for Optimizing Treatment Parameters. Photomedicine and Laser Surgery, 2011; 29(7): 509-515.

20. Neumann EE, Owings TM, Schimmoeller T, Nagle TF, Colbrunn RW, Landis B, Jelovsek JE, Wong M, Ku JP, Erdemir A. Reference data on thickness and mechanics of tissue layers and anthropometry of musculoskeletal extremities. 2018; 5:180193 DOI: 10.1038/sdata.2018.193.

21. Jacques SL. Optical properties of biological tissues: a review. Phys. Med. Biol, 2013; 58(11), 37–61.

22. Cheong WF. Appendix to chapter 8: Summary of optical properties Optical-Thermal Response of Laser Irradiated Tissue. 1st edn ed A J Welch and M J C van Gemert (New York: Plenum); 1995.

23. Bashkatov AN, Genina EA, Kochubey VI, Tuchin VV. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. J. Phys. D: Appl. Phys, 2005; 38(15), 2543-2555.

24. Bashkatov AN, Genina EA, Kochubey VI, Tuchin VV. Optical properties of the subcutaneous adipose tissue in the spectral range 400-2500 nm. Opt. Spectrosc, 2005; 99(5), 836-842.

25. Bashkatov AN, Genina EA, Kochubey VI, Tuchin VV. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: a review. J. Innov. Opt. Health Sci, 2011; 4(1), 9–38.

26. Sandell JL, Zhu TC. A review of in-vivo optical properties of human tissues and its impact on PDT. J. Biophotonics, 2011; 4(11-12), 773–787.

27. Welch AJ, van Gemert MJC. Overview of optical and thermal laser-tissue interaction and nomenclature Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue. 2nd edn ed A J Welch and M J C van Gemert (Berlin: Springer) chapter 1, 2011; (DOI: 10.1007/978-90-481-8831-4).

28. Yi J, Backman V. Imaging a full set of optical scattering properties of biological tissues by inverse spectroscopic optical coherence tomography Opt. Lett, 2012; 37(21), 4443–4445.

29. Dua R, Chakraborty S. A novelmodeling and simulation technique of photo -thermal interactions between lasers and living biological tissues undergoing multiple changes in phase. Computers in biology and medicine, 2005; 35(5), 447–462.

30. https://www.comsol.com

31. Brugmans MJ, Kemper J, Gijsbers GH, van der Meulen FW, Gemert MJ. Temperature response of biological materials to pulsed non-ablative CO2 laser irradiation. Lasers in surgery and medicine, 1991; 11(6), 587–594.

32. Miserendino LJ, Levy GC, Rizoiu IM. Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. Journal of Endodontics, 1995; 21(2), 83–87.

33. Banerjee A, Ogale AA, Das C, Mitra K, Subramanian C. Temperature Distribution in Different Materials Due to Short Pulse Laser Irradaition. Heat Transfer Engineering, 2005; 26(8), 41-49.