مجله مهندسی مکانیک مدرس، تیر 1396، دوره 17، شماره 4، ص‌ص 125-133

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

شبیه‌سازی عددی اثر حرارتی لیزر پرتو پیوسته در بافت زنده حامل جریان خون

سیدمحمدابراهیم شاه امیریان[1]، خسرو لاری[2*]، حسین امیری[2]

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته، کرمان

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته، کرمان

* کرمان، صندوق پستی 7631133131، k.lari@kgut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 27 آذر 1395
پذیرش: 26 اسفند 1395
ارائه در سایت: 19 فروردین 1396

کلید واژگان:
لیزر پرتو پیوسته
بافت زنده
جریان خون
کوپل تشعشع با رسانش
روش راستاهای مجزا

چکیده

در کار حاضر، شبیه‌سازی اثر حرارتی لیزر پرتو پیوسته بر بافت زنده پوست حامل جریان خون مورد بررسی قرار گرفته است. برای این کار، یک محیط یک بعدی در نظر گرفته شده که در یک سطح تحت تاثیر تشعشع لیزر و سطح دیگر به واسطه تماس با دیگر قسمت بدن، در دمای ثابت 37 درجه سانتی‌گراد باقی مانده است. پرتوهای لیزر به‌صورت پیوسته و عمود بر سطح تابیده می‌شود. بافت پوست به‌عنوان یک محیط شدیداً پراکنده کننده و غیرایزوتروپیک می‌باشد و محیط داخلی به‌صورت محیط خاکستری با دیواره‌های مرزی سیاه فرض شده‌اند. جریان خون نیز در معادله زیست گرمایی بافت پوست لحاظ شده است. معادلات حاکم بر این مسئله، معادله تشعشع به همراه رسانش می‌باشد که روش راستاهای مجزا برای حل معادله تشعشع، روش حجم محدود برای حل معادله انرژی و روش مقیاسی برای بیان تأثیر پراگندگی غیرایزوتروپیک پوست استفاده شده است. صحت‌سنجی با کارهای دیگر محققین صورت پذیرفته است و درنهایت، اثر تغییر پارامتر های نوری و فیزیکی بافت مانند ضریب تشعشع-رسانش، ضریب پراکندگی البدو، ضریب میرایی، اثر جریان خون و تاثیر تغییرات شار لیزر بر زمان افزایش دمای بافت و عمق نفوذ حرارت بررسی گردیده است. لازم به‌ذکر است که مطالعه حاضر را می‌توان به‌عنوان یک کار ارزشمند پایه‌ای و راهنمای مفید، جهت توسعه کاربردهای شبیه‌سازی‌های عددی اثر لیزر در بافت زنده در درمان، جراحی و همچنین کارهای تشخیصی در نظر گرفت.

Numerical simulation of thermal effects of continuous wave laser on living tissue with blood perfusion

Seyed Mohammad Ebrahim Shahamirian, Khosro Lari*, Hossein Amiri

Department of Energy, Institute of Science and High Technology and Environmental Sciences, Graduate University of Advance Technology, Kerman, Iran.
* P.O.B. 7631133131 Kerman, Iran, k.lari@kgut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 17 December 2016
Accepted 16 March 2017
Available Online 08 April 2017

Keywords:
CW laser
Living Tissue
Blood Perfusion
Radiation-Conduction
Discrete Ordinates Method (DOM)

ABSTRACT

In the present work, the thermal effects of a CW laser on skin tissues with blood perfusion are simulated. For this purpose, a one-dimensional medium is considered that is exposed to the laser beams from one side and the other side is at the constant temperature (37 ℃) because of being touched by other parts of the body. The laser beams are considered to be collimated and perpendicular to the surface of the tissue. The skin tissue is a strong anisotropic scattering medium and is assumed to be gray with black walls. Also, the blood perfusion is considered in the bioheat transfer equation of the skin tissue. The governing equations of this problem are radiative heat transfer coupled with conductive heat transfer in which the discrete ordinates method, finite volume method and scaling method are used to solve the radiative transfer equation, the energy equation and to model the anisotropic scattering of the tissue, respectively. Validation of the model is performed by comparison with the other related works. Then, the effects of different optical and physical parameters of tissue such as conduction-radiation parameter, scattering albedo, extinction coefficient, blood perfusion and the effects of laser power on the time of temperature increase of the tissue and thermal penetration depth are studied. It should be mentioned that the results of the present study show valuable guidance for understanding the coupled light and bioheat transport in tissues in therapy, surgery and diagnostic tasks.

1- مقدمه

پدیده انتقال حرارت را می‌توان از ارکان ادامه حیات دانست، بدین سبب است که سال‌ها بشر در پی استفاده و تجزیه و تحلیل آن می‌باشد. راه‌های انتقال حرارت، رسانش، جابجایی، تشعشع و ترکیب آن‌ها با یکدیگر است. یکی از بارزترین روش‌های انتقال حرارت، انتقال تشعشعی می‌باشد که کاربردهای فراوانی در صنایع مختلفی چون ساخت کلکتورهای خورشیدی، شیشه و پنجره، کوره‌های ذوب، پدیده‌هایی که با آتش در ارتباط‌اند و همچنین به‌طور خاص در علم پزشکی مانند لیزردرمانی‌ها (جراحی، گرما درمانی و ...) دارا می‌باشد.

لیزر از جمله ابزارهایی است که از سال 1960 به‌عنوان ابزاری در درمان، جراحی و همچنین کارهای تشخیصی، مورد استفاده قرار گرفته است [1]. عموماً لیزرها، پرتوهای پیوسته‌ای که از امواج الکترومغناطیس در بازه فروسرخ تا فرا سرخ صادر می‌شود را همگرا می‌کنند و با افزایش انرژی در یک محل خاص از اثرات آن استفاده می‌نمایند. به‌طور مثال برای از بین بردن یک بافت

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

S. M. Ebrahim Shahamirian, Kh. Lari, H. Amiri, Numerical simulation of thermal effects of continuous wave laser on living tissue with blood perfusion, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 4, pp. 125-133, 2017 (in Persian)

مریض، دمای آن را تا دمای انحطاط[1] بافت بالا می‌برند تا بتوانند بافت مریض را از بین ببرند. از آن‌جا که ممکن است دمای انحطاط بافت مریض با دمای بافت‌های اطراف آن متفاوت باشد، این امکان وجود دارد که در صورت افزایش زیاد دما، بافت‌های اطراف صدمه ببینند. این درحالی است که اندازه گیری دما و انتقال تابش درون بافت زیستی، به‌صورت تجربی، کار مشکلی است [2]. این مهم، ضرورت استفاده از شبیه‌سازها و همچنین استفاده از روش‌های عددی برای پیش‌بینی رفتار حرارتی به‌واسطه لیزر درمانی[2] در بافت زنده را مشخص می‌کند. بررسی آسیب گرمایی در بافت پوستی که در معرض شار گرمایی قرار می‌گیرد، از موضوعات جدیدی است که توسط بسیاری از محققین داخلی و خارجی مورد توجه قرار گرفته است [3].

اساس ریاضی عملکرد پرتو لیزر در بخش‌های حرارتی را می‌توان متأثر از ترکیب تشعشع با رسانش (معادله زیست گرمایی[3]) معروف به معادله‌ی پنس[4] [4] دانست. حل دقیق چنین مسائلی به واسطه‌ی وجود معادله انتگرالی-دیفرانسیلی غیرخطی حاکم بر آن (معادله انتقال تشعشعی[5]) دشوار می‌باشد و به همین منظور پژوهشگران بسیاری در پی حل این مسئله با روش‌های مختلف، شرایط مرزی متفاوت و اشکال مختلف بر آمده‌اند.

از جمله پژوهش‌های صورت پذیرفته در زمینه ترکیب تشعشع با رسانش (بدون اثر لیزر) می‌توان به‌کار ویسکانتا و گراش [5] اشاره نمود که مسئله ترکیبی تشعشع با رسانش را در حالت یک بعدی و با روش تبدیل معادلات غیرخطی انتگرالی-دیفرانسیلی به معادلات غیرخطی انتگرالی و به‌کمک روش سعی و خطا حل نمودند. چرینکر و کراسبی [6] محیط مستطیلی دو بعدی تحت تاثیر پرتوهای موازی[6] همراه با پخش تشعشع را مورد بررسی قرار دادند. پرتوهای موازی که به‌صورت ترم منبع خارجی به معادلات حاکم اضافه می‌شود، اساس شیوه تحلیل تشعشعی لیزر می‌باشد.

با رشد لیزرها، مدل‌های گوناگونی از آن‌ها با کاربردهای مختلفی پا به عرصه درمان‌های پزشکی گذاشتند. دسته‌ای از آن‌ها، لیزر با امواج پیوسته[7] هستند که رفتار آن‌ها شبیه پرتوهای موازی است. ژو و همکاران [7] در ایده‌ای جدید اثر لیزر امواج پیوسته بر بافت یخ زده و در حال تغییر فاز در مختصات استوانه‌ای متقارن را بررسی کردند. آن‌ها نتیجه گرفتند که با افزایش ضریب جذب و غیرایزوتروپیک بودن محیط، نرخ ذوب شدن سریع‌تر می‌شود. روکو و همکاران [8] در یک کار آزمایشگاهی از لیزر پیوسته در محیط کدر (مشابه پوست) برای شناسایی یک توده استوانه‌ای پرداختند. آن‌ها از نور با طول موج نزدیک به مادون قرمز (NIR)[8] که به‌دلیل کم بودن ضریب جذب در طول موج معین توانایی نفوذ در حدود چند سانتی‌متر در بافت را دارد، برای شناسایی استفاده کردند. آن‌ها کار خود را با حل عددی به روش مونت کارلو[9] مقایسه نمودند که دارای تطابق مناسبی بود.

دسته دیگری از لیزرها، لیزرهای وابسته به زمان به نام لیزرهای ضربان کوتاه[10] هستند. این لیزرها دارای دیافراگم می‌باشند و پرتوهای خروجی به صورت منقطع خارج می‌شود. ضربان‌ها در یک بازه زمانی خیلی خیلی کوتاه رخ می‌دهند. گو و کومار [9] از روش راستاهای مجزا (DOM)[11] برای آنالیز

[1] Degeneration temperature
[2] Laser therapy
[3] Bioheat transfer equation
[4] Pennes equation
[5] Radiative transfer equation
[6] Collimated beam
[7] Continues wave laser
[8] Near infrared
[9] Monte Carlo
[10] Short pulse laser
[11] Discrete Ordinates Method (DOM)

دوبعدی لیزر ضربان کوتاه در محیط کدر[12] استفاده نمودند. گو و کیم [10] نیز از روش راستاهای مجزا در مختصات سه‌بعدی جهت تحلیل اثر لیزر بر بافت مغز استفاده نمودند. آن‌ها اثر تغییرات زمان و تاثیر هوا در شرط مرزی دیواره را نیز لحاظ کردند. آن‌ها نشان دادند که روش راستاهای مجزا توانایی پیش‌بینی دقیق میدان تشعشعی وابسته به زمان مانند تشعشع ورودی به بافت و تعیین انعکاس و عبور در مرزها را دارد. جیاو و گو [11] مدل استوانه‌ای شامل تومور را مورد بررسی عددی قرار دادند. آن‌ها اثر قدرت لیزر و قطر تمرکز لیزر را بررسی کردند و مشخص شد که پرتوهای متمرکز شده، عمق نفوذ بیشتری دارند و به بافت اطراف صدمه‌ی کمتری می زنند.

در کار جدیدی آکاماتسو و گو [12] مدل‌سازی عددی انتقال تشعشعی بسیار سریع تابش شده از طریق یک مربع کوچک پالسی در محیط چند لایه غیرهمگن را از طریق روش راستاهای مجزا بررسی نمودند. کومار و سریواستاوا [13] اخیرا به بررسی عددی اثر جریان خون بر توزیع دمای تابش لیزر بر پوست زنده پرداختند. نتایج آن‌ها به وضوح اثر شدید طبیعت ضربانی جریان خون بر توزیع دما اطراف بافت را نشان می‌داد. در ادامه کارهای در زمینه اثر لیزر بر پوست می‌توان به کار ساکورای و همکاران [14] اشاره نمود که از روش المان تشعشعی به‌وسیله مدل انتشار پرتو[13] برای حل معادله تشعشع استفاده کردند و در معادله زیست گرمایی اثر جریان خون را نیز لحاظ کردند. تغییرات پارامترهای فیزیکی و اپتیکی بافت و عکس‌العمل تغییرات دمایی نیز بررسی شد. در کار دیگری از ساکورای و همکاران [2]، علاوه بر موارد قبل، اثر هوا در لایه موثر بین لیزر و پوست و ضریب شکست نور نیز به عنوان یک پارامتر جدید مورد بررسی قرار گرفت.

روش راستاهای مجزا که برای حل معادلات تشعشع در این پژوهش انتخاب شده است دارای چند ویژگی بارز مثبت می‌باشد؛ از جمله این‌که الگوریتم نسبتاً ساده‌ای دارد، ساختار آن به گونه‌ای است که می‌تواند به راحتی با روش‌های حجم محدود و المان محدود ترکیب شود و می‌توان دقت حل آن را در صورت نیاز زیاد نمود [10]. این ویژگی‌ها و برخی از ویژگی‌های مثبت دیگر که در قبل اشاره شد، باعث شده که روش راستاهای مجزا به عنوان یکی از روش‌های پرکاربرد حل تشعشعی به‌کار گرفته شود. در زمینه حل معادله انتقال تشعشعی می‌توان به روش‌های دیگری نیز اشاره نمود، از قبیل: روش مونت کارلو [15]، روش حجم محدود [16]، روش المان محدود [17]، روش المان تشعشعی به‌وسیله مدل انتشار پرتو [14,2]، روش انتقال مجزا[14]، روش لتیس بولتزمن[15] [18]، روش هارمونیک کروی(تقریب P_N)[16] و روش ناحیه[17] [1]. هرکدام از این روش ها دارای نقاط قوت و ضعف مخصوص به خود می باشند و هیچ یک از این روش‌ها به‌طور کامل بر روش‌های دیگر برتری ندارد. هانتر و گو [19] با مقایسه روش های حجم محدود و راستاهای مجزا در مختصات استوانه ای و با مقایسه بین زمان محاسبات و میزان حجم حافظه مورد استفاده، نشان دادند که روش حجم محدود حافظه بیشتری نیاز دارد و زمان همگرایی آن نسبت به روش راستاهای مجزا بالاتر است. میشرا و همکاران [20] با مقایسه بین چهار روش راستاهای مجزا، حجم محدود، انتقال مجزا و مونت کارلو به این نتیجه رسیدند که روش مونت کارلو و روش انتقال مجزا، روش‌های زمان بر هستند و روش راستاهای مجزا از نظر محاسبات سریع‌تر و مناسب‌تر می باشد.

[12] Turbid
[13] Radiation Element Method by Ray Emission Model (REM^2)
[14] Discrete Transfer Method (DTM)
[15] Lattice Boltzmann Method (LBM)
[16] The Method of Spherical Harmonics (P_N Approximation)
[17] The Zonal Method

هدف این پژوهش، بررسی اثر حرارتی لیزر به‌عنوان یک پرتو پیوسته و موازی بر روی بافت زنده پوست می‌باشد. برای شبیه‌سازی در این کار، به‌دلیل تغییرات شدید کمیت‌ها در راستای ضخامت بافت از فرض محیط یک بعدی استفاده می‌شود. این محیط از یک طرف تحت تاثیر لیزر و سطح دیگر به واسطه تماس با دیگر قسمت‌های بدن، در دمای ثابت 37 درجه سانتی‌گراد (310 کلوین) قرار دارد. همچنین جهت بررسی بدترین حالت تاثیر لیزر بر پوست، فرض می‌شود که سطحی که با لیزر در تماس است آدیاباتیک است و هیچ گونه انتقال حرارتی با محیط ندارد.

پرتوهای لیزر به‌صورت پیوسته و عمود بر سطح تابیده می‌شود. از تغییرات پارامترها به واسطه تغییر دما صرف‌نظر شده و مقادیر آن‌ها در طول تابش لیزر ثابت فرض شده‌اند. بافت پوست به‌عنوان یک محیط شدیداً پراکنده کننده، غیرایزوترپیک، همراه با محیط داخلی خاکستری و دیواره‌های مرزی سیاه فرض می‌شود. جریان خون در معادله انرژی پوست لحاظ می‌شود، اما به‌دلیل مقدار ناچیز انرژی تولیدی متابولیسم (انرژی حاصل از سوخت وساز بدن) نسبت به توان لیزر، از بررسی این انرژی در این کار صرف‌نظر شده است. جهت حل معادله تشعشع در این پژوهش از روش راستاهای مجزا با تقریب تقسیمات جهاتی S_8 و برای حل معادله انرژی از روش حجم محدود استفاده شده است. به واسطه این‌که بافت پوست یک محیط پراکنده کننده غیر ایزوتروپیک است، برای اعمال اثر پراکندگی تشعشع در پوست از روش مقیاسی[1] استفاده می شود [21].

لازم به‌ذکر است که با توجه به بررسی‌های صورت گرفته، تحلیل اثر لیزر با پرتوهای پیوسته بر پوست، با در نظر گرفتن مشخصات بافت زنده و شروط مرزی معرفی شده و از طریق به‌کارگیری روش راستاهای مجزا در این پژوهش، تاکنون مورد بررسی قرار نگرفته است. مطالعه حاضر می‌تواند راهنمای با ارزشی جهت توسعه کاربرد لیزر در بافت زنده باشد.

2- معادلات حاکم و روش عددی

2-1- معادله انرژی

معادله کلی معادله زیست گرمایی همراه با اثر تشعشع (لیزر) به‌صورت معادله (1) می‌باشد [14]:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = k\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + h_m + \rho_b c_b \gamma_b (T_{\mathrm{ref}} - T) - \nabla \cdot q_R \tag{1}$$

در این معادله، ترم سمت چپ، تغییرات انرژی برحسب زمان، اولین ترم سمت راست بیانگر انرژی انتقال یافته از طریق رسانش، ترم دوم مربوط به انرژی حاصل از سوخت و ساز بدن، ترم سوم انرژی انتقال یافته از طریق جریان خون و ترم آخر بیان‌گر اثر تشعشع در معادله انرژی می‌باشد که این ترم از طریق حل معادله انتقال تشعشعی حاصل می‌شود.

2-2- معادله انتقال تشعشعی

یک پرتو نور هنگام عبور از یک محیط دخیل در تشعشع، با جهت $\hat{s}$، به واسطه جذب و پراکندگی در آن محیط دچار کاهش انرژی می‌شود ولی همزمان به واسطه صدور انرژی و پراکندگی از دیگر جهات به جهت حرکت پرتو، انرژی دریافت می‌کند. معادله انتقال تشعشع در واقع تعادل بین این پدیده‌ها می‌باشد. معادله انتقال تشعشع به همراه اثر لیزر طبق معادله (2) بیان می‌شود [1]:

$$\frac{1}{\beta}\hat{s}\cdot\nabla I_d(r,\hat{s}) = \hat{s}\cdot\nabla_\tau I_d(r,\hat{s}) = -I_d(r,\hat{s}) + (1-\omega)I_b(r)$$
$$+\frac{\omega}{4\pi}\int_{4\pi} I_d(r,\hat{s})\Phi(\hat{s},\hat{s}')\,d\Omega' + \omega S_c(r,\hat{s}) \tag{2}$$

در این معادله، ترم سمت چپ، تغییرات شدت تشعشع در راستای طول، اولین ترم سمت راست بیانگر تضعیف تشعشع، ترم دوم مربوط به تشعشع صادر شده از محیط، ترم سوم نشان دهنده تشعشع پخشی ورودی در راستای موردنظر و آخرین ترم، اثر لیزر در بافت را نشان می‌دهد. در این معادله جمله منبع لیزر در محیط،$S_c(r,\hat{s})$ ، از طریق فرمول زیر به توان لیزر، $q_o(r_w)$، مربوط می‌شود:

$$S_c(r,\hat{s}) = \frac{1}{4\pi}\int_{4\pi} I_c(r,\hat{s}')\Phi(\hat{s},\hat{s}')\,d\Omega'$$
$$= \frac{1}{4\pi}[1-\rho(r_w)]q_o(r_w)e^{-\tau_c}\Phi(\hat{s},\hat{s}_c) \tag{3}$$

$I_c(\mathrm{r},\hat{s})$ با توجه به پرتوهای موازی و پیوسته لیزر به‌صورت زیر بیان می‌شود:

$$I_c(r,\hat{s}) = [1-\rho(r_w)]q_o(r_w)\delta[\hat{s}-\hat{s}_c(r_w)]e^{-\tau_c} \tag{4}$$

که در آن δ تابع دلتای دیراک می‌باشد.

شرط مرزی برای معادله (2) به‌صورت زیر می‌باشد [1]:

$$I_d(r_w,\hat{s}) = \varepsilon(r_w)I_b(r_w)$$
$$+\frac{\rho(r_w)}{\pi}\left[H_c(r_w) + \int_{n.\hat{s}'<0} I_d(r_w,\hat{s}')\,|n\cdot\hat{s}'|d\Omega'\right] \tag{5}$$

این شرط مرزی از بالانس انرژی در دیواره محیط به‌دست می‌آید که نشان می‌دهد که مقدار تشعشع در دیواره برابر با مجموع تشعشع صادر شده از دیواره (ترم اول سمت راست) با میزان انعکاس تشعشع ورودی به سطح (ترم دوم سمت راست) می‌باشد. که در آن تابع $H_c(r_w)$ به قرار زیر است:

$$H_c(r_w) = \int_{n.\hat{s}'<0} I_c(r_w,\hat{s}')\,|n\cdot\hat{s}'|d\Omega'$$
$$= [1-\rho(r_w')]q_o(r_w')|n\cdot\hat{s}_c{}'|e^{-\tau_c} \tag{6}$$

2-3- روش راستاهای مجزا

یکی از روش‌های کارآمد در زمینه حل تشعشع در محیط های دخیل در تشعشع، روش راستاهای مجزا (DOM) می‌باشد که توانایی‌های این روش در برابر روش‌های دیگر، مورد توجه بسیاری از محققین واقع شده است. روش راستاهای مجزا با یک فرمول‌بندی واحد می‌تواند از تقریب‌های با مرتبه بالا مربوط به جهات استفاده کند، قابلیت ترکیب مناسبی با دیگر کدهای روش‌های حجم محدود مورد استفاده در دینامیک سیالات محاسباتی را دارد و دارای کارایی خوبی در محاسبه تابع فاز غیرایزوتروپیک و محیط‌های ناهمگن می‌باشد [9].

روش راستاهای مجزا ابزاری است که معادله انتقال تشعشعی (برای یک محیط خاکستری یا وابسته به طیف) را تبدیل به مجموعه‌ای از معادلات دیفرانسیلی پاره‌ای می‌کند که اساس این روش، مجزا نمودن جهات شدت تشعشع است [1]. معادله انتقال تشعشع (معادله (2)) در مختصات کارتزین به فرم زیر در می‌آید:

$$\xi_i\frac{\partial I_i}{\partial x} + \eta_i\frac{\partial I_i}{\partial y} + \mu_i\frac{\partial I_i}{\partial z} + \beta I_i = \beta S_i\,, \quad i = 1,2,\dots,n \tag{7}$$

که در آن S_i ترم منبع تشعشع است که در روش راسته‌ای مجزا به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$S_i = (1-\omega)I_b + \frac{\omega}{4\pi}\sum_{j=1}^{n} w_j\,\Phi_{ij}I_j + S_c\,, \quad i = 1,2,..,n \tag{8}$$

[1] Scaling

در این رابطه S_c متأثر از حضور منبع خارجی تشعشع (پرتوهای موازی و پیوسته لیزر) می‌باشد که طبق رابطه زیر به‌دست می‌آید:

$$S_c = \frac{1}{4\pi}[1-\rho(r_w)]q_o(r_w)e^{-\tau_c}\Phi(\hat{s},\hat{s}_c) \tag{9}$$

در این رابطه q_o میزان شار ورودی لیزر و τ_c ضخامت اپتیکی بافت می‌باشد. شرط مرزی معادله (7) به‌صورت زیر می‌شود:

$$I_d(r_w,\hat{s}_i) = \varepsilon(r_w)I_b(r_w) + \frac{\rho(r_w)}{\pi}\left[H_c(r_w) + \sum_{n.\hat{s}_j<0} w_j I_d(r_w,\hat{s}_j)\left|n\cdot\hat{s}_j\right|\right],\ \ n\cdot\hat{s}_i > 0 \tag{10}$$

بعد از محاسبه شدت تشعشع، باید شدت تشعشع ورودی[1] و به کمک آن مقدار دیورژانس شار تشعشعی محاسبه شود. شدت تشعشع حادث برابر است با:

$$G(r) = G_d(r) + G_c(r) = \sum_{i=1}^{n} w_i I_d(r) + [1-\rho(r_w)]q_o(r_w)e^{-\tau_c} \tag{11}$$

که G_c به واسطه حضور لیزر می‌باشد و q_o نیز شار ورودی در اثر پرتوهای لیزر است. دیورژانس شار تشعشعی ($\nabla\cdot q_R$) برابر است با:

$$\nabla\cdot q_R = \kappa(4\pi I_b - G) = \beta(1-\omega)(4\pi I_b - G) \tag{12}$$

پوست محیطی غیرایزوتروپیک با پراکنده‌کنندگی شدید می‌باشد، بنابراین برای لحاظ کردن این اثر در کار حاضر تابع فاز، Φ، براساس روش مقیاسی[2] [21] مدل‌سازی شده است تا به کمک این روش اثر پراکندگی غیرایزوتروپیک محیط در روابط حاکم اعمال شود. لازم به ذکر است که برای این کار روش‌های دیگری از قبیل تقریب تابع فاز پراکندگی به کمک سری لژاندر [9] و تقریب تابع فاز پراکندگی به کمک تابع فاز هنی- گرین استین[3] [22] نیز وجود دارد که در این پژوهش استفاده نشده‌اند.

در روش مقیاسی، مقادیر جدید مربوط به ضریب میرایی و ضریب پراکندگی البدو به‌صورت زیر به‌دست می‌آیند:

$$\beta^* = \beta(1-f\omega) \tag{13}$$

$$\omega^* = \frac{\omega(1-f)}{1-\omega f} \tag{14}$$

ω^* و β^* به ترتیب ضریب پراکندگی البدو و ضریب میرایی تبدیل یافته، برای حالت پراکنندگی ایزوتروپیک[4] می‌باشد که معادل با ω و β در حالت پراکنندگی غیرایزوتروپیک[5] است. در این روابط، پارامتر f به نام کسر پیش‌رونده تابع فاز[6] شناخته می‌شود که برابر است با $f = a_1/3$ و ضریب a_1 برای محیط پوست که یک محیط شدیداً پراکندکننده غیرهمگرا است، 2.7 لحاظ می‌شود [14].

2-4- بی‌بعدسازی

به‌منظور حل معادله انرژی حاکم که ترکیب انتقال حرارت رسانایی و تابشی می‌باشد، معادلات حاکم به‌صورت بدون بعد تبدیل می‌شوند. به‌منظور بی‌بعدسازی، اعداد بی‌بعد به‌صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$\xi = \frac{\alpha t}{L^2},\quad x^* = \frac{x}{L},\quad \theta = \frac{T}{T_{\mathrm{ref}}}$$

$$\Psi_R = \frac{{q_R}^*}{\sigma T_{\mathrm{ref}}^4},\quad \Psi_c = -\frac{\partial\theta}{\partial x^*},\quad G^* = \frac{G}{\sigma T_{\mathrm{ref}}^4}$$

$$h^*{}_m = \frac{L^2 h_m}{k T_{\mathrm{ref}}},\quad h^*{}_b = \frac{L^2\rho_b c_b \gamma_b}{k},\quad N_{\mathrm{cr}} = \frac{k\beta}{4\sigma T_{\mathrm{ref}}^3}$$

$$\nabla^*\cdot\Psi_R = \frac{\beta^2 L^2}{4N_{\mathrm{cr}}}(1-\omega)(4\theta^4 - G^*) \tag{15}$$

به کمک این مقادیر بی‌بعد معادله انرژی زیست گرمایی (معادله (1)) در حالت بی‌بعد به‌صورت معادله (16) در می‌آید:

$$\frac{\partial\theta}{\partial\xi} = \frac{\partial^2\theta}{\partial x^{*2}} + h^*{}_m + h^*{}_b(1-\theta) - \nabla^*\cdot\Psi_R \tag{16}$$

3- نتایج

3-1- بیان مساله

مسئله حاضر، بررسی اثر حرارتی لیزر با پرتوهای پیوسته و موازی بر بافت پوست می‌باشد. برای شبیه‌سازی این کار، یک محیط یک بعدی در نظر گرفته شده که یک سطح تحت تاثیر لیزر و سطح دیگر به واسطه تماس با دیگر قسمت‌های بدن، در دمای ثابت 37 درجه سانتی‌گراد (310 کلوین) فرض شده است. ضمناً فرض می‌شود سطحی که با لیزر در تماس است هیچ گونه انتقال حرارتی با محیط ندارد (فرض آدیاباتیک). پرتوهای لیزر به‌صورت پیوسته و عمود بر سطح در نظر گرفته می‌شوند، از تغییرات پارامترها به واسطه تغییر دما صرف‌نظر شده و مقادیر آن‌ها در طول تابش لیزر ثابت فرض می‌گردند. بافت پوست به‌عنوان یک محیط شدیداً پراکنده کننده، غیر ایزوترپیک، و محیط داخلی خاکستری و دیواره‌های مرزی سیاه فرض شده اند (شکل 1). جریان خون در معادله انرژی پوست لحاظ شده است. اما به‌دلیل مقدار ناچیز انرژی تولیدی متابوسلیم (انرژی حاصل از سوخت و ساز بدن) نسبت به توان لیزر، با تقریب بسیار خوبی می‌توان از این انرژی در محاسبات صرف‌نظر نمود، ولی معادله‌ی مربوط به آن معرفی گردیده است.

لیزرهایی که برای درمان استفاده می‌شوند با توجه به نوع درمان می‌تواند لیزرهای پرتوان یا کم توان استفاده شود که هر کدام کارایی به‌خصوص خود را دارند. به‌طورکلی می‌توان گفت که لیزرهای با پرتوهای پیوسته که برای لیزر درمانی استفاده می‌شود، دارای توان در بازه 1 تا 10 [W/cm²] می‌باشد [14]. مشخصات حرارتی بافت زنده بدن انسان متغیر می‌باشد، این تغییرات برای ضریب رسانایی k در بازه 0.3 تا 0.6 [W/mK]، شدت جریان خون γ_b در بازه 0.001 تا 0.003 [m³/sm³]، ضریب میرایی β در بازه 5 تا 15 [mm^{-1}] و ضریب بی‌بعد پراکندگی ω در بازه 0.985 تا 0.995 می‌باشد [14].

شرایط مرزی در دیواره $x^* = 0$ برابر $\Psi_R = 25$ ،$d\theta/dx^* = 0$ (شرط آدیاباتیک) و در دیواره $x^* = 1$ برابر $\theta = 1$ (شرط دما ثابت) می‌باشد و دیواره ها سیاه فرض شده‌اند ($\rho = 0$ و $\varepsilon = 1$) (شکل 1). شار بی‌بعد ورودی لیزر در تمام موارد برابر 25، در دمای $T_{\mathrm{ref}} = 310$ K می باشد و طول بافت

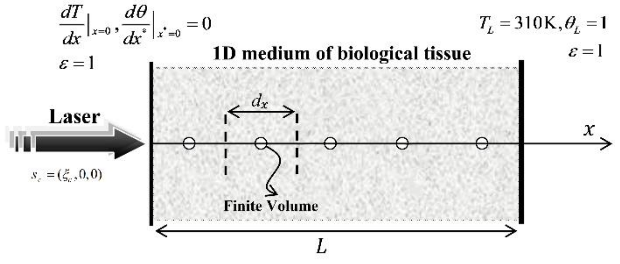

Fig. 1 Schematic of the problem, laser effect on biological tissue with wall boundary conditions

شکل 1 شماتیک مسئله، تاثیر لیزر بر بافت پوست با شرایط مرزی دیواره

1 Incident radiation
2 Scaling anisotropic scattering
3 The Henyey-Greenstein phase function
4 Isotropic Scattering
5 Anisotropic Scattering
6 Forward fraction of phase function

مورد استفاده $L = 0.03\ \text{m}$ می‌باشد. ضریب رسانی بافت، k در هر مرحله با توجه به داده‌ها و پارامتر بدون بعد N_{cr} قابل محاسبه است. روش راستاهای مجزا با تقریب تقسیمات جهاتی S_8 برای حل معادله تشعشع استفاده می‌شود و برای حل معادله انرژی از روش حجم محدود استفاده می‌گردد. به‌واسطه این‌که بافت پوست یک محیط غیرایزوتروپیک است برای اعمال اثر آن از روش مقیاسی بهره گرفته می‌شود. تعداد تقسیمات طولی جهت مش‌بندی ناحیه نیز پس از انجام استقلال از مش، به تعداد 500 عدد در نظر گرفته می‌شود.

3-2- اعتبارسنجی

یکی از ملزومات کار عددی مقایسه نتایج به‌دست آمده با نتایج معتبر می‌باشد تا از صحت روش استفاده شده اطمینان حاصل شود. در کار حاضر نیز این صحت سنجی در دو بخش انجام پذیرفته است. در ابتدا معادله تعادل تشعشعی با اثر پرتوهای موازی (بدون اثر رسانش) و با شرط مرزی دما ثابت با کار سارما و همکاران [24] مقایسه گردید.

در این کار معادله‌ی تشعشع با اثر پرتو های موازی (منبع تشعشع خارجی) برای حالت تعادل تشعشعی[1] ($\nabla \cdot q = 0$) و در زاویه تابش عمود بر سطح ($\theta = 0$)، با شرط مرزی دیواره های دیفیوز و سیاه ($\varepsilon = 1$) با دمای ثابت ($T = 0$) در هر دو دیواره، فرض ایزوتروپیک بودن پخش تشعشعی، محیط شدیداً پراکنده کننده $\omega = 1$ و با ضریب میرایی $\beta = 5\ \text{mm}^{-1}$ لحاظ شده است. در "شکل 2" نتایج توان صدور بی‌بعد به‌صورت $E^* = (\sigma T^4/\pi)/q_o$ در طول مکان بی‌بعد Z/L ، به‌دست آمده و با نتایج حاصل در مرجع [24] مقایسه شده است. قابل توجه است که روش حل معادلات تشعشعی در مرجع [24]، روش انتقال مجزا (DTM) و در کار حاضر، روش راستاهای مجزا (DOM) می باشد. همان‌طور که در "شکل 2" مشاهده می‌شود، نتایج از تطابق خوبی با یکدیگر برخوردارند.

در مرحله‌ی بعد، صحت‌سنجی معادلات حاکم با لحاظ کردن بقیه پارامترها و اثرات فیزیکی مانند جریان خون و اثر لیزر مورد بررسی قرار گرفت. بدین منظور از شرایط مرزی و محیطی پژوهش ساکورای و همکاران [14] استفاده شد که در این کار اثرات لیزر بر بافت زنده از طریق حل معادله

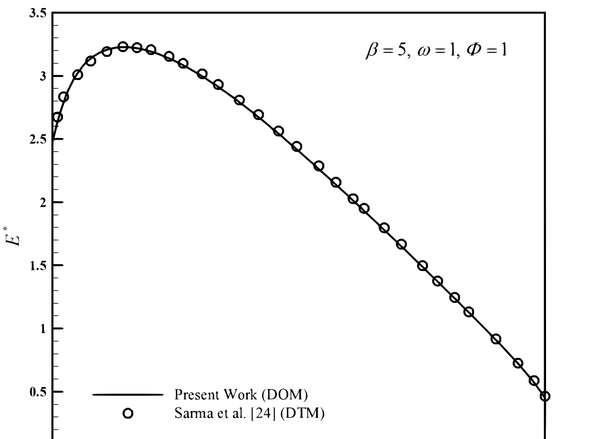

Fig. 2 Variation of non-dimensional emissive power with non-dimensional distance

شکل 2 نمودار صحت‌سنجی توان صدور بی‌بعد شده برحسب مکان بی‌بعد

[1] Radiative Equilibrium

انتقال تشعشعی به روش المان تشعشعی به‌وسیله مدل انتشار پرتو (REM[2]) صورت پذیرفته است.

پارامترهای مورد استفاده در این مقایسه براساس مقادیر داده شده در مرجع [14] می‌باشد که به قرار زیر است: $N_{\text{cr}} = 4$ و $\omega = 0.99$ و $h_b^* = 30$ و $\beta = 5\ \text{mm}^{-1}$ و $T_{\text{ref}} = 310\ \text{K}$. شرایط مرزی در دیواره $x^* = 0$ برابر $\Psi_R = 20$ ، $d\theta/dx^* = 0$ (آدیاباتیک) و در دیواره‌ی $x^* = 1$ برابر $\theta = 1$ (دما ثابت) می‌باشد و همچنین دیواره‌ها سیاه فرض شده‌اند ($\rho = 0$ و $\varepsilon = 1$).

"شکل 3" نتایج دمای بدون بعد در راستای ضخامت بدون بعد بافت، به‌دست آمده از کار حاضر را نشان می دهد که با نتایج مرجع [14] مورد مقایسه قرار گرفته است. همان‌طور که مشاهده می‌شود نتایج از انطباق مناسبی با یکدیگر برخوردار هستند.

3-3- نتایج کار حاضر

در این بخش، به بررسی نتایج تاثیر پارامترهای مختلف موثر در تحلیل لیزر پرتو پیوسته بر بافت زنده پرداخته می‌شود. این پارامترها عبارتند از: ضریب میرایی پوست (β)، ضریب تشعشع-رسانش (N_{cr})، شدت جریان خون (h_b^*)، ضریب پراکندگی البدو (ω) و توان لیزر.

جهت بررسی هر یک از این پارامترها در هر قسمت، مقادیر دیگر پارامترها ثابت فرض می‌شوند و پارامتر موردنظر با توجه به محدوده تغییرات واقعی و عملی آن، با توجه به محدوده گفته شده در بخش بیان مساله (برگرفته از مرجع [14])، تغییر داده می‌شود و نتایج حاصل مورد بررسی قرار می‌گیرد.

3-3-1- تأثیر ضریب میرایی پوست (β)

دراین بخش نتایج اثر تغییر ضریب میرایی (β) بر نمودار دمای بافت در اثر تاثیر لیزر پرتو پیوسته در حالت پایدار، مورد بررسی قرار می‌گیرد. جهت این کار پارامترها ی $N_{\text{cr}} = 400$، $L = 0.03\ \text{m}$، $\omega = 0.99$، $h_b^* = 30$ و $T_{\text{ref}} = 310\ \text{K}$ را ثابت نگه داشته و برای β های 6 ، 8 ، 10 و $12\ \text{mm}^{-1}$ نمودارهای تغییرات دما در راستای طول بافت را به‌دست آورده که در "شکل 4" نمایش داده شده است.

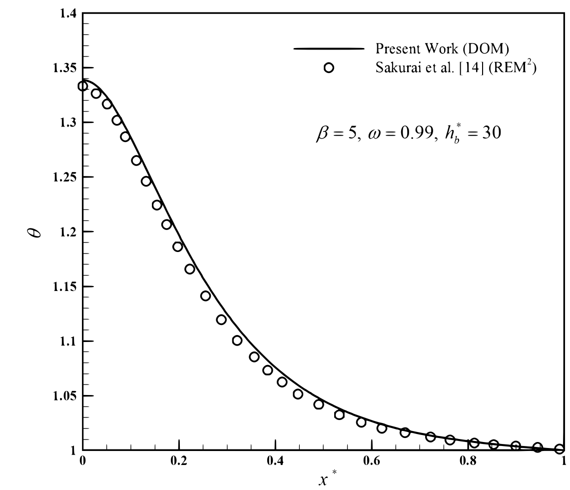

Fig. 3 Variation of non-dimensional temperature with non-dimensional distance

شکل 3 نمودار صحت‌سنجی دمای بی‌بعد برحسب مکان بی‌بعد

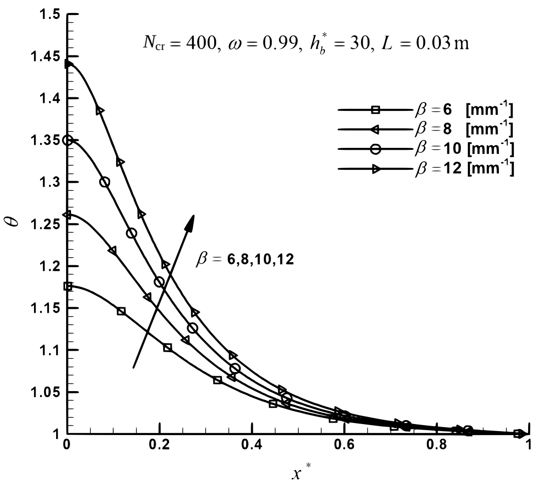

Fig. 4 Effect of extinction coefficient on dimensionless temperature distribution

شکل 4 اثر تغییر ضریب میرایی (β) بر تغییرات دمای بی‌بعد

همان‌طور که مشاهده می شود، با افزایش ضریب میرایی (β) مقدار دما در طول پوست افزایش پیدا کرده است. دمای بدون‌بعد در ابتدای پوست، با افزایش ضریب میرایی از 6 به 12 در حدود 24 درصد افزایش دما می‌یابد. علت افزایش دما را می‌توان از معادله حاکم بر مسئله پیدا نمود. با توجه به معادله اثر لیزر بر بافت (معادله بی‌بعد (16)) مشاهده می‌شود که اثر تشعشع توسط ترم دیورژانس شار تشعشعی، $\nabla^* \cdot \Psi_R$، وارد معادله انرژی می‌گردد. حال با توجه به رابطه مربوط به $\nabla^* \cdot \Psi_R$ در معادله (15)، مشخص است که $\nabla^* \cdot \Psi_R$ رابطه مستقیم با مربع ضریب میرایی (β^2) دارد. بنابراین با افزایش ضریب میرایی (β) و ثابت ماندن بقیه پارامترها، $\nabla^* \cdot \Psi_R$ افزایش و در نتیجه اثر منبع انرژی در معادله انرژی که همان دیورژانس شار تشعشع می‌باشد، افزایش می‌یابد. در اثر چنین افزایشی، سطح انرژی در معادله انرژی بالا رفته و به تبع آن مقدار دما با افزایش روبرو می‌شود (شکل 4).

3-3-2- تأثیر ضریب تشعشع – رسانش (N_{cr})

در این مرحله نتایج اثر تغییر ضریب تشعشع–رسانش ($N_{cr} = k\beta/4\sigma T_{ref}^3$) بر نمودار دمای پوست در طول بافت مورد بررسی قرار می‌گیرد. جهت این کار پارامترهای: $\beta \cdot L = 300$ ، $\omega = 0.99$ ، $h_b^* = 30$ و $T_{ref} = 310$ K ثابت نگه داشته می‌شود و برای ضریب تشعشع – رسانش (N_{cr}) 300، 400، 600 و 800 نمودارهای تغییرات دما در پوست به‌دست آمده و در "شکل 5" نمایش داده شده است.

با توجه به منحنی های "شکل 4" مشاهده می شود که با افزایش عدد بی‌بعد تشعشع – رسانش (N_{cr})، دما در راستای پوست کاهش پیدا می‌کند. مقدار این کاهش برای دمای ابتدای پوست با تغییر N_{cr} از 300 تا 800، در حدود 20 درصد می‌باشد. افزایش N_{cr} به معنای افزایش اثر رسانش می‌باشد (با ثابت بودن دیگر پارامترها، k ضریب رسانش بزرگتر می‌شود)، از طرفی با نگاه به معادله بی‌بعد مربوط به دیورژانس شار تشعشعی، $\nabla^* \cdot \Psi_R$ (معادله (15))، مشخص است که $\nabla^* \cdot \Psi_R$ رابطه عکس با ضریب تشعشع– رسانش (N_{cr}) دارد. بنابراین با افزایش N_{cr} و ثابت ماندن بقیه پارامترها، دیورژانس شار تشعشعی $\nabla^* \cdot \Psi_R$ کاهش می‌یابد و این به‌معنای کاهش اثر منبع تشعشع در معادله انرژی می‌باشد که در نتیجه باعث کاهش دما در راستای پوست می شود (شکل 5).

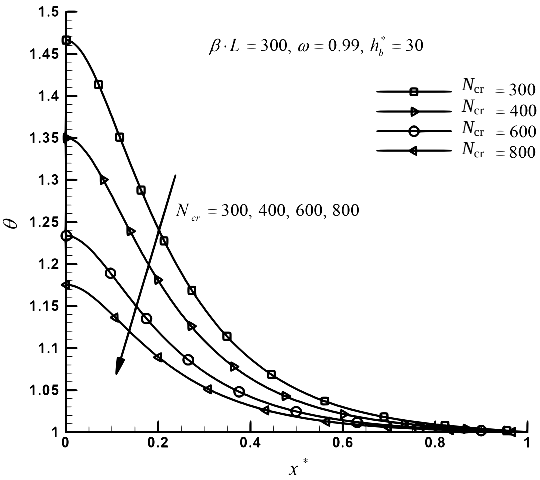

Fig. 5 Effect of conduction-radiation parameter on dimensionless temperature distribution

شکل 5 اثر تغییر پارامتر بی بعد تشعشع – رسانش (N_{cr}) بر تغییرات دمای بی بعد

3-3-3- تأثیر شدت جریان خون بی‌بعد در بافت (h_b^*)

در این بخش، نتایج اثر تغییر جریان خون بی‌بعد (h_b^*) بر نمودار دمای بافت مورد بررسی قرار می‌گیرد. جهت این‌کار پارامترهای: $N_{cr} = 400$ ، $T_{ref} = 310$ ، $\beta \cdot L = 300$ و $\omega = 0.99$ را ثابت نگه‌داشته و برای مقادیر شدت جریان خون (h_b^*) 30، 60 و 90 نمودارهای تغییرات دما بدست می آید که در "شکل 6" نمایش داده شده است.

جریان خون در بدن انسان دارای وظایف بسیار زیادی می باشد، از جمله این وظایف می‌توان به کار انتقال حرارت و به نوعی خنک‌کاری نواحی از بافت که دارای دمای بیشتر دمای خون (37 درجه سانتی‌گراد) هستند، اشاره نمود که در واقع جریان خون با انتقال حرارت جابجایی ناحیه موردنظر را خنک می‌کند.

با توجه به معادله زیست حرارتی بافت زنده همراه با تأثیر تشعشع (معادله حاکم (16))، می‌توان نحوه تغییرات دما در اثر تغییر در شدت جریان خون را توضیح داد. ترم $h_b^*(1-\theta)$ مربوط به جریان خون می‌باشد که h_b^* عدد بی‌بعد شدت جریان خون است که تقریبا شبیه ضریب جابجایی در

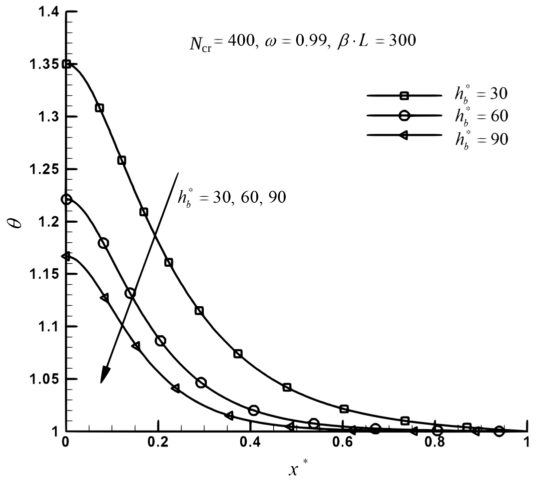

Fig. 6 Effect of blood perfusion parameter on dimensionless temperature distribution

شکل 6 اثر تغییر عدد بی‌بعد جریان خون (h_b^*) بر تغییرات دمای بی‌بعد

انتقال حرارت جابجایی عمل می‌کند. هرچه این ترم بزرگ‌تر باشد انتقال حرارت بیشتری انجام می‌شود و حرارت تولید شده در پوست به مقدار بیشتری از بافت خارج می‌شود. این موضوع در نمودارهای "شکل 6" به وضوح مشخص است که نشان می‌دهد با افزایش ضریب بی‌بعد جریان خون، مقدار دما در راستای عمق پوست کاهش یافته است.

3-3-4- تأثیر ضریب پراگندگی البدو (ω)

در این بخش نتایج اثر تغییر ضریب پراگندگی البدو (ω) بر نمودار دمای بافت درحالت پایدار مورد بررسی قرار می‌گیرد. جهت این کار پارامترهای: $N_{\mathrm{cr}} = 400$ ، $\beta \cdot L = 300$ ، $h_b^* = 30$ و $T_{\mathrm{ref}} = 310K$ ثابت نگه داشته می‌شود و برای ضریب پراگندگی البدو (ω) 0.985، 0.990 و 0.995 نمودار های تغییرات دما در راستای ضخامت به‌دست می‌آید که در "شکل 7" نمایش داده شده است.

همان‌طور که در "شکل 7" مشاهده می‌شود با افزایش ضریب پراکندگی البدو (ω)، دمای سطح کاهش می‌یابد. این موضوع به این دلیل است که با افزایش ضریب پراکندگی البدو (ω) میزان بیشتری از پرتوهای تشعشع پراکنده می‌شود. با توجه به روابط $\beta = \kappa + \sigma_s$ و $\omega = \sigma_s / \beta$ ، که در آن κ ضریب جذب و σ_s ضریب پراکندگی می‌باشد، رابطه $\kappa = \beta(1-\omega)$ حاصل می‌شود که با ثابت ماندن ضریب میرایی (β) و افزایش ضریب پراکندگی البدو (ω)، ضریب جذب (κ) کاهش می‌یابد. در نتیجه با کاهش ضریب جذب، میزان جذب انرژی توسط محیط و دیورژانس شار تشعشعی کاهش یافته و در نتیجه دما نیز کاهش می‌یابد.

3-3-5- تاثیر توان لیزر بر افزایش دما

در این بخش به یکی از کاربردهای مهم و عملی این پژوهش پرداخته می‌شود که رابطه توان لیزر ورودی بر زمان افزایش دما و عمق نفوذ برای رسیدن به دمای موردنظر می‌باشد. افزایش دمای بافت از دمای طبیعی خود (37 °C) به دماهای بالاتر تغییراتی در بافت ایجاد می‌کند، عکس‌العمل زیستی بافت در مقابل این افزایش دما را می‌توان به صورت خلاصه در جدول 1 مشاهده نمود.

همان‌طور که دیده می‌شود در بازه دمایی 60 °C تا 80 °C، فرآیند دناتوره شدن آغاز می‌شود و ساختار پروتئین و کلاژن بافت تغییر ماهیت

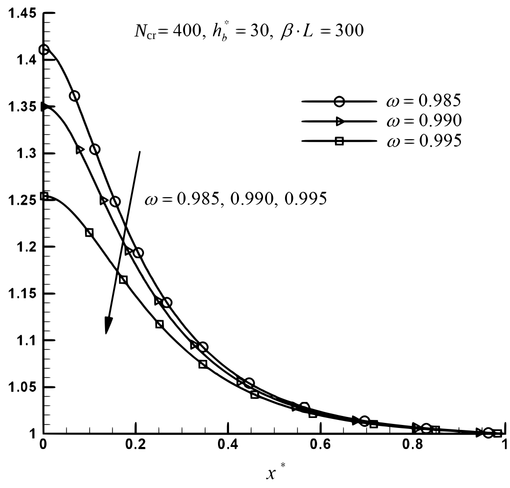

Fig. 7 Effect of scattering albedo on dimensionless temperature distribution

شکل 7 اثر تغییر ضریب پراکندگی البدو (ω) بر تغییرات دمای بی‌بعد

جدول 1 تغییرات زیستی در بافت در اثر افزایش دما [25]

Table 1 biological change in the tissue due to temperature increase [25]

تغییرات زیستی در بافت	دما (°C)
عادی	37
افزایش دما وکاهش عملکرد آنزیم و عدم حرکت سلول	45-50
تغییر در ساختار پروتئین وکلاژن – انعقاد پروتئین	60-80
تبخیر، جدایش	100
کربنیزه شدن (سوختن)	>100
ذوب شدن	>300

می‌دهد که در اثر آن پروتئین منعقد می‌شود و سلول رو به زوال می‌رود و مرگ سلولی رخ می‌دهد. در دمای 100 °C به بالاتر آب درون بافت شروع به تبخیر می‌کند و نهایتاً در دمای بالاتر از 300 °C بافت شروع به ذوب شدن می‌کند [25].

متخصصین درمان نیاز دارند بدانند چه مقدار توان لیزر و مدت زمان تابش موردنیاز است تا دمای بافت زنده به 65 °C (دمای انحطاط بافت زنده) در عمق‌های مختلف برسد [14]. در این بخش برای دمای 65 °C که در بازه دمایی سلول‌های بافت در معرض مرگ سلولی قرار دارد، تاثیر تغییر توان لیزر در زمان رسیدن به این دما و عمق نفوذ در بافت مورد بررسی قرار می‌گیرد.

برای این منظور پارامترهای استفاده شده برای بافت پوست انسان به‌صورت زیر در نظر گرفته می‌شود: $N_{\mathrm{cr}} = 400$، $\beta = 8\ \mathrm{mm}^{-1}$، $\omega = 0.99$، $h_b^* = 30$ و $L = 0.03\ \mathrm{m}$ ، $\rho c_p = 4.2 \times 10^6\ \mathrm{J/mmK}$ و $T_{\mathrm{ref}} = 310K$. مقدار شار ورودی از طریق لیزرهایی با مقادیر 1.5، 3، 4.5، 6، 7.5 و 9 W/cm² وارد شده و تغییرات عمق نفوذ و زمان رسیدن به دمای 65 °C در عمق‌های مختلف بررسی می‌شود. نتایج به‌دست آمده در "شکل 8" نشان داده شده است. برای حل حالت ناپایدار معادله انرژی از روش صریح[1] استفاده گردیده است و نتایج برای مدت زمان بی‌بعد $\xi = 0.15$ با پله زمانی تقریبی برابر با 0.056 s به‌دست آورده شده است.

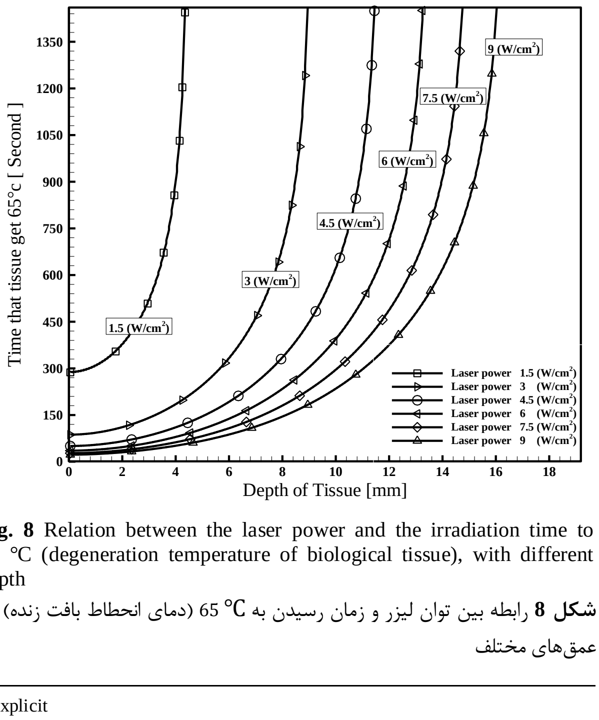

Fig. 8 Relation between the laser power and the irradiation time to 65 °C (degeneration temperature of biological tissue), with different depth

شکل 8 رابطه بین توان لیزر و زمان رسیدن به 65 °C (دمای انحطاط بافت زنده) در عمق‌های مختلف

[1] Explicit

با توجه به "شکل 8" می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش قدرت لیزر، مدت زمان رسیدن به دمای موردنظر (℃ 65) کاهش می‌یابد و در مدت زمان ثابت، عمق بیشتری از بافت تحت تاثیر لیزر دچار مرگ سلولی می‌شود. همچنین در یک شار ثابت، زمان موردنیاز جهت بالا رفتن دما در عمق‌های نزدیک به سطح، کمتر از بخش‌های عمیق‌تر پوست است که در واقع نرخ افزایش دما در سطح بالاتر است. این موضوع می تواند مورد توجه استفاده کنندگان برای لیزر درمانی باشد که توجه به افزایش سریع دمای سطح پوست داشته باشند تا از صدمه زدن بی مورد به آن جلوگیری کنند.

همچنین از نتایج "شکل 8" می‌توان نتیجه گرفت که هر لیزر با توان مشخص، توانایی نفوذ در بافت تا عمق خاصی را دارا می‌باشد و بیشتر از این عمق نمی‌تواند نفوذ کند. در واقع رابطه مستقیم بین توان ورودی و عمق نفوذ وجود دارد.

ار نتایج به‌دست آمده در "شکل 8" می‌توان در کاربردهای عملی پزشکی لیزر استفاده نمود و از طریق آن برای هر توان مشخص، مدت زمان موردنیاز برای استفاده از لیزر در هر عمل موردنظر پزشکی را پیدا نمود.

4- نتیجه‌گیری

در کار حاضر به کمک روش راستاهای مجزا اثر حرارتی لیرز در بافت پوست، به‌طور عددی و با در نظر گرفتن معادله زیست گرمایی شبیه‌سازی شد. تغییرات پارامترهای فیزیکی– حرارتی مورد بررسی قرار گرفته در این پژوهش نشان داد که این پارامترها از عوامل موثر بر توزیع دما در بافت می‌باشند.

نشان داده شد، با افزایش ضریب رسانش- تشعشع (N_{cr})، اثر رسانش غالب می‌باشد و بنابراین هرچه ضریب رسانش بیشتر باشد، میزان دما در بافت کاهش پیدا می‌کند. جریان خون به‌عنوان پارامتری در راستای کاهش دما در فرآیند لیزر درمانی عمل می‌کند. با افزایش پارامتر جریان خون، سطح افزایش دما در بافت کاهش می‌یابد و می‌تواند به‌عنوان عاملی برای کنترل افزایش بی‌رویه دما در بافت در نظر گرفته شود.

از جمله عوامل بسیار موثر بر فرایند اثر لیزر بر بافت، پارامترهای نوری پوست می‌باشد که تغییرات در این پارامترها باعث تغییر در نمودار توزیع دما و همچنین در میزان نفوذ تشعشع در بافت می‌باشد. ضریب جذب و ضریب پراکندگی بافت از جمله مهم‌ترین پارامترهای نوری می‌باشد که با افزایش در ضریب جذب میزان حرارت جذب شده توسط بافت بیشتر و به تبع آن میزان نفوذ پرتو در بافت، کاهش می‌یابد. ضریب پراکندگی نیز از دیگر عوامل موثر در توزیع دما و شار می‌باشد که در اثر افزایش این ترم میزان بیشتری از تشعشع پراکنده شده و از مسیر خود منحرف می‌شود و در اثر این پراکندگی عمق نفوذ کاهش پیدا کند.

از دیگر موارد کاربردی مورد بررسی در این تحقیق، بررسی اثر شار لیزر بر زمان افزایش دمای بافت در عمق‌های مختلف بافت در دمای به خصوص ℃ 65 است که دمای بحرانی در اعمال پزشکی می‌باشد. نشان داده شد که با افزایش توان لیزر زمان رسیدن به یک دمای خاص در یک عمق معین کاهش می‌یابد. همچنین باید به این نکته توجه کرد که سرعت افزایش دما در عمق‌های کم بسیار سریع تر از عمق‌های بیشتر رخ می‌دهد و باید در حین لیزر درمانی به این نکته توجه کرد که موجب آسیب لایه‌های سطحی به واسطه‌ی افزایش دمای سریع نشود .

از آن‌جا که دمای بافت در کاربردهای مختلف لیزر درمانی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است، توجه مخصوص به نحوه اثرگذاری پارامترهای مورد بررسی در این پژوهش و نتایج آن، می‌تواند بسیار مفید باشد که این موضوع اهمیت آنالیز عددی به‌کار گرفته شده در این پژوهش را بیش از پیش مشخص می‌کند.

5- فهرست علایم

C	گرمای ویژه ($\mathrm{Jkg^{-1}K^{-1}}$)
f	کسر پیشرونده تابع فاز
G	تشعشع حادث ($\mathrm{Wm^{-2}}$)
h_m	انرژی حاصی از سوخت و ساز بدن ($\mathrm{Wm^{-3}}$)
I	شدت تشعشع ($\mathrm{Wm^{-2}sr^{-1}}$)
k	ضریب رسانایی ($\mathrm{Wm^{-1}K^{-1}}$)
L	طول (m)
N_{cr}	عدد بی بعد تشعشع- رسانش
q	شار حرارتی ($\mathrm{Wm^{-2}}$)
r	بردار مکان
$\hat{s}$	بردار جهت
S	جمله منبع ($\mathrm{Wm^{-3}}$)
T	دما (K)
t	زمان (s)
w	وزن تقسیمات زاویه ای
x, y, z	مختصات (m)

علایم یونانی

α	پخش حرارتی ($\mathrm{m^2s^{-1}}$)
β	ضریب میرایی ($\mathrm{m^{-1}}$)
γ_b	شدت جریان خون (($\mathrm{m^3(s^{-1}\,m^{-3}}$)
ε	قابلیت صدور
θ	دمای بدون بعد
κ	ضریب جذب ($\mathrm{m^{-1}}$)
λ	طول موج (μm)
ξ, η, μ	کسینوس‌های جهتی
ρ	قابلیت انعکاس / چگالی ($\mathrm{kgm^{-3}}$)
σ	ثابت استفان- بولتزمن ($=5.67 \times 10^{-8}\ \mathrm{Wm^{-2}K^{-4}}$)
τ	ضخامت اپتیکی
ω	ضریب پخش البدو
Φ	تابع فاز
Ψ	شار حرارتی بدون بعد
Ω	زاویه فضایی (sr)

بالانویس‌ها

′	جهت ورودی
*	بدون بعد

زیرنویس‌ها

b	جسم سیاه/ خون
c	رسانایی/ پرتوهای موازی
d	منتشر شده
R	تشعشعی
ref	مرجع
w	دیوار

6- مراجع

[1] M. F. Modest, *Radiation Heat Transfer*, Second Edition, pp. 263-576, San Diego: Academic Press, 2003.
[2] A. Sakurai, S. Maruyama, K. Matsubara, The Radiation Element Method Coupled with the Bioheat Transfer Equation Applied to the Analysis of the Photothermal Effect of Tissues, *Numerical Heat Transfer-Part A*, Vol. 58, No. 8, pp. 625–640, 2010.
[3] H. Askarizadeh, H. Ahmadikia, Analytical solution of the classical and generalized dual phase lag heat transfer equations in skin tissue under transient heating, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 13, pp. 14-25, 2014. (in Persian فارسی)
[4] H. H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, *Applied Physiology*, Vol. 1, No. 2, pp. 93–122, 1948.
[5] R. Viskanta, R. J. Grosh, Heat transfer by simultaneous conduction and radiation in an absorbing medium, *Journal of Heat Transfer*, Vol. 84, No. 1, pp. 63–72, 1962.
[6] A. L. Schrenker, R. G. Crosbie, Multiple scattering in a two-dimensional rectangular medium exposed to collimated radiation, *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer*, Vol. 33, No. 2, pp. 101–125, 1985.
[7] J. Zhou, J. Liu, A. Yu, Numerical study on the thawing process of biological tissue induced by laser irradiation, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 127, No. 3, pp. 416-431, 2005.
[8] H. O. D. Rocco, D. I. Iriarte, M. Lester, J. A. Pomarico, H. F. Ranea-sandoval, CW laser transilluminance in turbid media with cylindrical inclusions, *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*, Vol. 122, No. 7, pp. 577–581, 2011.
[9] Z. Guo, S. Kumar, Discrete-ordinates solution of short-pulsed laser transport in two-dimensional turbid media, *Applied Optics*, Vol. 40, No. 19, pp. 3156–3163, 2001.
[10] Z. Guo, K. Kim, Ultrafast-laser-radiation transfer in heterogeneous tissues with the discrete-ordinates method, *Applied Optics*, Vol. 42, No. 16, pp. 2897–2905, 2003.
[11] J. Jiao, Z. Guo, Thermal interaction of short-pulsed laser focused beams with skin tissues, *Physics In Medicine And Biology*, Vol. 54, No. 13, pp. 4225–4241, 2009.
[12] M. Akamatsu, Z. Guo, Ultrafast radiative transfer characteristics in multilayer inhomogeneous 3D media subjected to a collimated short square pulse train, *Heat Transfer Research*, Vol. 47, No. 7, pp. 633-651, 2016.
[13] S. Kumar, A. Srivastava, Numerical investigation of the influence of pulsatile blood flow on temperature distribution within the body of laser-irradiated biological tissue phantoms, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 95, pp. 662-677, 2016.
[14] A. Sakurai, I. Nitta, S. Maruyama, Coupled photon and heat transport simulation inside biological tissue for laser therapy, *Journal of Thermal Science and Technology*, Vol. 4, No. 2, pp. 314–323, 2009.
[15] Z. Guo, S. Kumar, K. San, Multidimensional monte carlo simulation of short-pulse laser transport in scattering media, *Journal of Thermophysics and Heat Transfer*, Vol. 14, No. 4, 2000.
[16] Z. Tan, Combined radiative and conductive heat transfer in two-dimensional emitting, absorbing and anisotropic scattering square media, *International Communications in Heat And Mass Transfer*, Vol. 16, No. 3, pp. 391–401, 1989.
[17] N. Museux, L. Perez, L. Autrique, D. Agay, Skin burns after laser exposure: Histological analysis and predictive simulation, *Burns*, Vol. 38, No. 5, pp. 658–667, 2012.
[18] A. Maroufi, C. Aghanajafi, Analysis of conduction-radiation heat transfer during phase change process of semitransparent materials using lattice Boltzmann method, *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer*, Vol. 116, pp. 145–155, 2013.
[19] B. Hunter, Z. Guo, Comparison of the discrete-ordinates method and the finite-volume method for steady-state and ultrafast radiative transfer analysis in cylindrical coordinates, *Numerical Heat Transfer-Part B: Fundamentals*, Vol. 59, No. 5, pp. 339–359, 2011.
[20] S. C. Mishra, M. Y. Kim, S. Maruyama, Performance evaluation of four radiative transfer methods in solving multi-dimensional radiation and/or conduction heat transfer problems, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 55, No. 21–22, pp. 5819–5835, 2012.
[21] Z. Guo, S. Maruyama, Scaling anisotropic scattering in radiative transfer in three-dimensional nonhomogeneous media, *International Communications in Heat And Mass Transfer*, Vol. 26, No. 7, pp. 997–1007, 1999.
[22] P. Thueler, I. Charvet, F. Bevilacqua, M. St Ghislain, G. Ory, P. Marquet, P. Meda, B. Vermeulen, C. Depeursinge, In vivo endoscopic tissue diagnostics based on spectroscopic absorption, scattering, and phase function properties, *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 8, No. 3, pp. 495-503, 2003.
[23] J. Jiao, Z. Guo, Thermal interaction of short-pulsed laser focused Beam with skin tissues, *Physics In Medicine And Biology*, Vol. 54, No. 13, pp. 4225–4241, 2009.
[24] D. Sarma, S. C. Mishra, P. Mahanta, Analysis of collimated radiation in participating media using the discrete transfer method, *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer*, Vol. 96, pp. 123–135, 2005.
[25] M. A. Ansari, M. Erfanzadeh, E. Mohajerani, Mechanisms of laser-tissue interaction : II. tissue thermal properties, *Journal of lasers in medical sciences*, Vol. 4, No. 3, pp. 99–106, 2013.