لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۵، دورهٔ ۱۳، شمارهٔ ۴، صفحات: ۲۳-۱۸.

مقاله پژوهشی

بررسی انتقال حرارت لیزر در بافت پوست

پرویز زبده [۱]
علیرضا محرابی [۲]

خلاصه

مقدمه: امروزه به‌کارگیری لیزر درجراحی و درمان، گستـرهٔ وسیعی از پژوهش‌های محققان و دانشمندان را به‌خود اختصاص داده است. یکی از مهم‌ترین خصوصیات رفتاری لیزر به‌هنگام برخورد با بافت، اثرات گرمایی و حرارتی آن می‌باشد.

روش بررسـی: در این پژوهش با توسـعهٔ حل تحلیلی و محاسباتی معادلات حاکم بر انتقال حرارت در بافت پوسـت سـر به‌هنگام برخورد باریکهٔ لیزر با آن، نتایج قابل ملاحظه‌ای جهت هدایت گرمایی و کنترل دقیق توزیع دما در بافت و اثرات ناشـی از آن حاصل گردید به‌نحوی که با حداقل آسیب به بافت‌های سالم در مجاورت سلول‌ها وتومورهای بدخیم، درمان به شکل مؤثر صورت پذیرد.

یافته‌ها: پاسـخ و نمودار به‌دست‌آمده از تغییرات دما برای عمق لایهٔ اپیدرمیس و مدت‌زمان تابـش، حاکی از این مطلب می‌باشـد که باتوجه به پایین بودن سـطح گرمـای ویژه در بافت پوست سر، به‌کارگیری لیزرهای با توان بیش از ۶۵۰ میلی‌وات آسیب حرارتی در بافت سالم را پیش روی خواهد داشت. مدل سه‌بعدی یافته‌شده به‌صراحت نشان می‌دهد که با افزایش زمان تابش به‌سرعت در عمقی حدود ۱۰۰میکرومتر از لایهٔ اپیدرم بیشینهٔ جذب حرارت صورت می گیـرد و تغییر دما تا حد۲۰ درجهٔ کلوین خواهد بود. نتایج نشـان می‌دهد که با درنظرگرفتن اثرمتابولیسـم سـلولی، افزایش دما در ناحیهٔ اپی‌درمیس را شـاهد خواهیم بود، اما، با استفاده از مـدل جریان دما در پوسـت و نیز درنظرگرفتن جریان خـون و عوامل موضعی خنک‌کنندهٔ هدایتـی، همرفتی و تابشـی می‌توان به‌صـورت پارامتریک روند افزایش دمـای بافت را به‌نحو چشمگیری کند کرد.

واژه‌های کلیدی: باریکهٔ لیزر، لیزرco۲، اپیدرم، برهمکنش حرارتی، آسیب حرارتی، پوست

۱. *استادیار دانشـگاه آزاد اسـلامی واحدقم-گروه فیزیک (عهده دار مکاتبات)*

۲. *دانشـجوی کارشناسی ارشـد- دانشـگاه آزاد اسلامی واحدقم-گروه فیزیک*

نویسندهٔ مسـئول: پرویز زبده، تلفن: ۰۹۱۲۱۷۷۹۳۶۳
پسـت الکترونیـک: **pzobdeh@aut.ac.ir**

مقدمه

اخیراً کاربردهای لیزر، رشد قابل ملاحظه‌ای در علوم پزشکی عرضه کرده است، توسعه‌ای که با اختصاص شرایطی قابل اعتماد خصوصاً در طب فیزیکی و درمان صورت‌پذیر شده است. کاربرد درمانی لیزر به‌طور قابل ملاحظه‌ای به محاسبهٔ دقیق توزیع دما و هدایت آن در سلول‌های اندام‌های مختلف بدنی بستگی دارد. نام نوع لیزرهای پزشکی غالباً از محیط فعال تولیدکنندهٔ لیزر اقتباس می‌گردد. تمام سیستم‌های لیزری از اصل فتوترمولیز انتخابی پیروی می‌کنند، بدین‌معنی‌که انرژی باریکهٔ لیزری براساس طول موج بسته‌های فتونی و رسیدن مقدار مناسبی انرژی لیزر به بافت به‌منظور از بین بردن بافت هدف و نه بافت-های دیگر می باشد[۸-۱].

طول موج، نوع تابش، چگالی سطحی توان و طیف انرژی باریکهٔ لیزر، عوامل تأثیرگذار روی بافت می‌باشد لذا، معرف خاص لیزر به‌کاررفته خواهند بود. نوع تابش اختصاصاً نحوهٔ آزاد شدن انرژی لیزر را بیان می کند. به‌نحوی‌که این مدت پرتودهی مستقیماً کارآیی این تأثیر را مشخص می‌نماید. با تغییر و درنهایت تنظیم پارامترهای لیزر، می‌توان تأثیرات مختلف آن‌را روی سلول‌های بافت هدف به‌نحو مؤثر هدایت نمود. به‌طور کلی آثار تغییرات دما برروی بافت هدف به‌شکل زیر می‌تواند دسته-بندی گردد:

الف) عدم تبخیر در بافت تا افزایش حرارت به ۶۰ درجهٔ سانتی‌گراد وجود دارد به‌نحوی‌که باعث شکسته شدن پروتئین سلولی و تشکیل پیوندهای جدید می‌گردد که سفید شدن بافت را نیز درپی دارد.

ب) با بالا رفتن دما در بافت تا حدود ۸۰ درجهٔ سانتی‌گراد پیوند در مرزهای لبهٔ بافت به‌صورت جوش مشهود می‌گردد که باز شدن زنجیرهٔ کلاژن و آرایشی مجدد از اتصال را به‌همراه خواهد داشت.

ج) تبخیر آب بافت و برش بافتی در دمای بین ۸۰ تا ۱۰۰ درجهٔ سانتی‌گراد صورت می‌گیرد به‌نحوی‌که تغییرات ساختار مایع و جامد بافت به بخار را همراه خواهد داشت این شرایط عمدتاً می‌تواند در جراحی و برش بافت نرم بدون خونریزی به‌کار رود.

د) افزایش دما تا حد ۲۰۰ درجهٔ سانتی‌گراد دهیدراسیون را به‌همراه دارد که در مجاورت اکسیزن به سوختن بافت منجر می‌شود[۱۵-۹].

روش تحقیق

در این پژوهش برخلاف پژوهش‌های انجام شده، هدف ارائهٔ مدلی نظری برای دسترسی به کنترل توزیع دما با راهبردی تحلیلی و محاسباتی بوده است. با استناد به نتایج به‌دست‌آمده می‌توان توزیع دما را با دقت مناسب پیش‌بینی نمود در این راستا با حل تحلیلی معادلهٔ انتقال گرما و انجام محاسبات به‌کمک نرم‌افزارهای محاسباتی رفتار تابع دما در عمق و زمان های مختلف پیش‌بینی می‌شود. به‌منظور بررسی تغییرات دمای پوست در یک بعد (محور)، درابتدا می‌توان شعاع تابش باریکهٔ لیزر را کوچک درنظر گرفت و با تغییر توان لیزر، سازوکار انتقال حرارت به‌وسیلهٔ حل تحلیلی معادلهٔ انتقال حرارت صورت گرفت و نقاط بحرانی حاصل از منحنی‌های محاسبه‌شده استخراج گردید.

یافته‌ها

حل معادلهٔ انتقال گرما به‌روش تحلیلی

رابطهٔ (۱)، معادلهٔ انتشار گرما در برهمکنش لیزر با المان، در بافت می باشد که به‌خوبی می‌تواند توزیع دمایی در بافت را توصیف کند:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (k \nabla T) = Q \qquad (۱$$

در این رابطه Q میزان جذب فوتون‌ها منبع گرمایی درون سلول، T دما، k ضریب هدایت گرمایی و $\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t}$ تغییر فزایندهٔ انرژی گرمایی درون المان در هر واحد حجم و زمان که در آن $(\partial T/\partial t)$ نسبت تغییرات زمانی دما، c ظرفیت گرمایی ویژه با یکای $JKg^{-1}K^{-1}$ و چگالی ماده با یکای Kgm^{-1} می‌باشد [۱۷-۱۶].

درشرایطی که K در سراسر بافت یکنواخت باشد، رابطهٔ ۱ را می‌توان به صورت ذیل بیان نمود:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} - k^2 \nabla T = Q \qquad (۲$$

بررسی انتقال گرما در لایهٔ اپیدرم پوست

اگر p توان گرمای ایجادشده توسط لیزر و r شعاع ناحیهٔ تابش باشد، انرژی گرمایی ته‌نشین‌شده در بافت (Q_0) بایکای w/cm^3 از رابطهٔ زیر قابل محاسبه است:

$$Q_0 = \frac{P}{\pi r^2 \int_0^l e^{-a} \, dl} \qquad (۳$$

که در آن $a = k/pc$ و l ضخامت ناحیهٔ اپیدرمیس است.

معادلهٔ انتقال حرارت در حالت ناپایا را می‌توان به‌صورت زیر نوشت:

$$\frac{\partial T(z,t)}{\partial t} - \frac{k}{\rho c} \frac{\partial^2 T(z,t)}{\partial z^2} = \frac{Q_0}{\rho c} e^{-a} \qquad (۴$$

که در این رابطه T دما، k ضریب هدایت گرمایی و $\frac{\partial T(z,t)}{\partial t}$ نسبت تغییرات زمانی دما برای هر عمق z در هر لحظه t ، c ظرفیت گرمایی

ویژه با یکای $JKg^{-1}K^{-1}$ و چگالی مادهٔ با یکای Kgm^{-1} می‌باشد[۱۸].

یک جواب تحلیلی برای معادلهٔ (۴) به‌صورت زیر خواهد بود:

(۵)

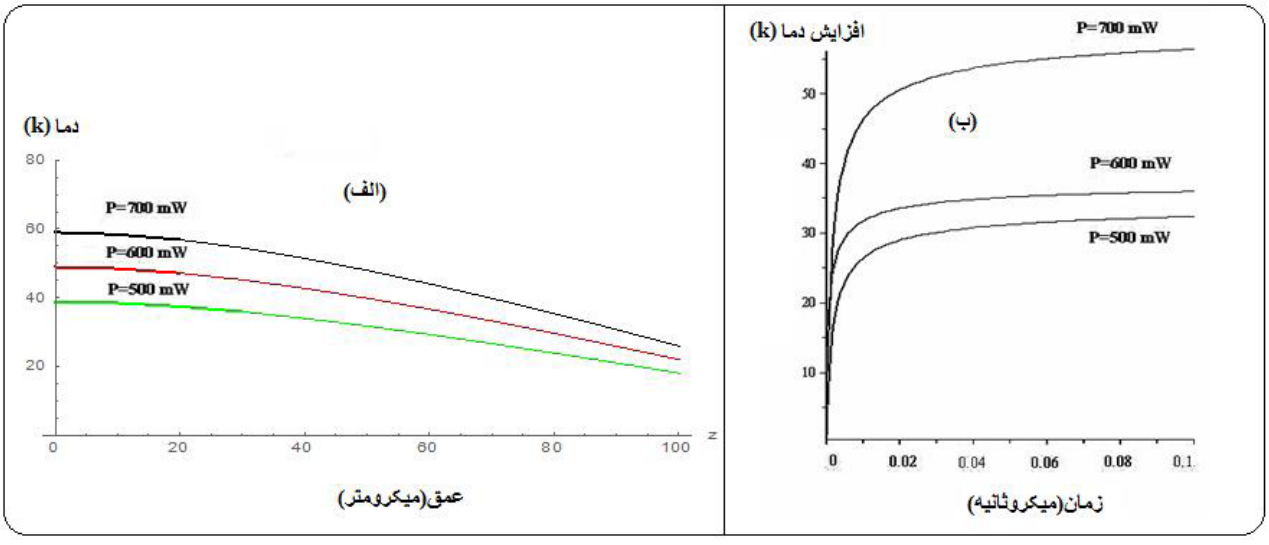
$$T(z,t)=\frac{Q_0 l^2 a^2+2Q_0-2Q_0 e^{-\alpha l}}{2a^3 k}+\sum_{n=1,odd}^{\infty} e^{-\beta_n^2 t}\left(\frac{4Q_0 l}{akn\pi^2}\right)-\cos\left(\frac{\beta_n}{\sqrt{a}}z\right)-\frac{Q_0}{k}-\frac{Q_0}{a^2 k}e^{-\alpha}$$

که در این رابطه، Q_0 انرژی گرمایی ته‌نشین‌شده در بافت بایکای $r,w/cm^3$ شعاع ناحیهٔ تابش، T دما، k ضریب هدایت گرمایی، z عمق، t زمان، c ظرفیت گرمایی ویژه با یکای $JKg^{-1}K^{-1}$ و p چگالی ماده با یکای Kgm^{-1}، در آن $\beta_n=\frac{2\sqrt{\alpha}\,\pi}{l}$ ، $a=k/pc$ ، l ضخامت ناحیهٔ اپیدرمیس و α ضریب جذب ناحیهٔ اپیدرمیس می‌باشد.

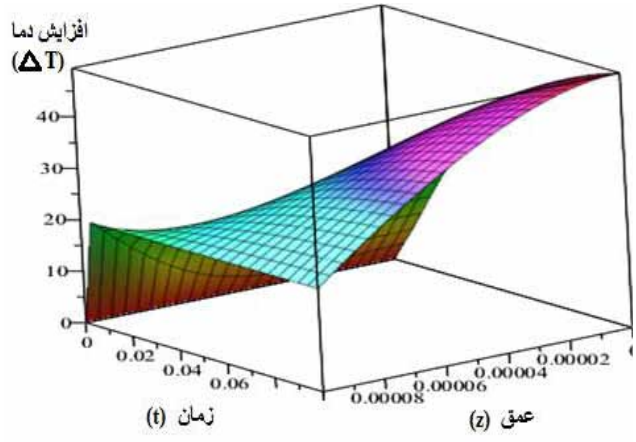
تابع توزیع دمای استخراج‌شده از معادلهٔ (۵) برای رسم نمودارهای دما در ناحیهٔ اپیدرمیس در نقاط مختلف، زمان‌های مختلف و توان‌های مختلف به‌کار گرفته شد. لیزر مورد استفاده لیزر CO_2 با شعاع تابش ۱میلی‌متر درنظرگرفته شده‌است، ضریب هدایت گرمایی $\frac{w}{mk}$ ۰/۴ و a مربوط به ناحیهٔ اپیدرمیس برابر $\frac{m^2}{s}$ ۱/۱۰x۲$^{-۷}$ و α ضریب جذب ناحیهٔ اپیدرمیس برابر است cm^{-2} ۲۰۰ در طول موج لیزر CO_2 و توان‌های استفاده‌شده در محدودهٔ ۵۰۰،۶۰۰ و ۷۰۰ میلی‌وات می‌باشد که چگالی برابر با $\frac{w}{cm^2}$ ۱۶ دارد. این چگالی در محدودهٔ برهمکنش فوتوگرمایی می باشد. بیشینهٔ افزایش دمای ایجادشده که برروی سطح پوست و در ناحیهٔ تابش است پس‌از گذشت ۱۰ms، ۱ms و ۰/۱ms به‌ترتیب ۲۹/۸۹ ، ۳۱/۰۷ و ۳۱/۹۹ کلوین می‌شود که به این ترتیب افزایش دما در انتهای ناحیهٔ اپی‌درمیس تقریباً ۴ درجه است. اگر مشخصات مربوط به پوست سر را به‌صورت ضریب هدایت $\frac{w}{mk}$ ۰/۳۴ و چگالی $\frac{kg}{m^3}$ ۱۴۴۰ و گرمای ویژهٔ پوست سر را $\frac{j}{gc}$ ۳/۶ درنظر بگیریم.

تغییرات دما برحسب عمق در پوست سر در شکل (۱-الف) ارائه شده است. تغییر دما را در زمان ۰/۰۰ ۱ میلی‌ثانیه و برای عمق ۱/۲۵ میکرومتر و توان ۵۰۰ mw دما ۳۸/۷۵ درجه و برای توان‌های ۶۰۰ میلی‌وات و ۷۰۰ میلی‌وات با شرایط بالا به‌ترتیب ۴۸/۸۵ درجه و ۵۸/۹۵ درجهٔ کلوین به‌دست می‌آید. لذا، در عمق ۱/۲۵ میکرومتر برای هرکدام از توان‌های نامبرده یک بیشینهٔ دمایی وجود خواهد داشت. همچنین بیشینهٔ افزایش دما در سطح اپیدرمیس پوست سر یعنی عمق صفر، برای زمان‌های بعد از ۰/۰ ۴ ثانیه، ۳۸/۸۸ درجه، برای توان لیزر ۵۰۰ میلی وات می‌باشد و برای توان ۶۰۰ میلی‌وات ۸۶/ ۴۸درجه و برای توان ۷۰۰ میلی‌وات ۵۸/۸۶ درجه افزایش دما خواهیم داشت. برای زمان‌های بعد از ۰/۰۴ ثانیه دما به‌حالت تعادل می‌رسد. باتوجه به نتایجی‌که تاکنون حاصل شده‌است، درمی‌یابیم به‌دلیل تفارت در ویژگی‌های پوست نواحی مختلف بدن تغییر دما در هر نوع پوست با توجه به ضخامت لایه‌ها و دیگر مشخصات زیستی ازقبیل ضریب هدایت گرمایی و گرمای ویژه و ضریب جذب متفاوت خواهد بود. درشکل(۱- ب)، افزایش دما برحسب زمان در ناحیهٔ اپیدرمیس روی سطح پوست برای توان‌های۵۰۰ میلی‌وات، ۶۰۰ میلی‌وات و ۷۰۰ میلی‌وات رسم شده‌است .باتوجه به این نمودار بیشینهٔ افزایش دمای ایجادشده برای توان‌های۵۰۰ میلی‌وات، ۶۰۰ میلی‌وات و ۷۰۰ میلی‌وات به‌ترتیب ۲۷/۰۵، ۳۱/۲ و ۴۹/۸۸ کلوین است‌واین نشان می‌دهد که به‌کاربردن توان بیش از ۷۰۰ میلی‌وات موجب قرار گرفتن در آستانهٔ آسیب است.

شکل(۲) نمای سه‌بعدی دما برحسب عمق و زمان برای توان ۵۰۰ میلی وات در محدودهٔ زمانی تا ۰/۱ میکروثانیه وعمق تا ۱۰۰میکرون به‌دست آمده را نشان می‌دهد.



شکل۱: تغییرات دما در ناحیهٔ اپی‌درمیس پوست برای لیزر مورد استفاده CO_2 درتوان‌های۵۰۰، ۶۰۰ و۷۰۰ میلی‌وات با شعاع تابش ۱میلی‌متر، k= ۰/۴ W/mk ، $\frac{m^2}{s}$ ۱۰$^{-۷}$ X ۱/۲ =α و α ضریب جذب ناحیهٔ اپیدرمیس cm^{-2} ۲۰۰ الف) برحسب عمق در ناحیهٔ اپیدرمیس پوست سر در زمان ۰/۱ ms ب) برحسب زمان در ناحیهٔ اپیدرمیس



شکل۲: نمای سه‌بعدی دما برحسب عمق و زمان برای توان mw ۵۰۰ در محدودهٔ زمانی تا ۰/۱ میکروثانیه و عمق تا ۱۰۰ میکرون

بررسی انتقال گرما در معادلهٔ پنس با درنظرگرفتن گرمای متابولیسم وگرمای ناشی از جریان خون

الف- احتساب مقادیر ثابت گرمای متابولیسم در لایهٔ اپیدرمیس

معادلهٔ حرارت زیستی پنس به‌شکل زیر است:

$$\rho c\frac{\partial T}{\partial t}=k\nabla^2T+q_{blood}+q_m \qquad (۶$$

که در آن q_m و q_{blood} به‌ترتیب مقادیر ثابت گرمای ناشی‌از سوخت وساز بدن و گرمای ناشی از جریان خون فرض شده است. ازآنجاکه لایهٔ اپیدرمیس پوست رگ خونی ندارد بنابراین ترم دوم سمت راست معادلهٔ بالا درنظرگرفته نمی‌شود[۲۰] و فقط مقدار گرمای ناشی از سوخت‌وساز بدن را به نتایج تحقیق اضافه می‌کنیم مقدار q_m را $۵۰\frac{w}{m^3}$ درنظر گرفته شد و تأثیر آن بر تغییر دما در این مطالعه به‌صورت کامل‌تر بررسی شده و نتایج به‌صورت شکل (۳) به‌دست آمده‌است.

ب- استفاده از مدل جریان گرمایی بافت پوست برای تمامی لایه‌های پوست

در مطالعات صورت‌گرفته تاکنون از مدل کامل جریان گرمایی پوست و به‌کارگیری آن در معادلهٔ پنس استفاده نشده است. در پژوهش حاضر این کار با لحاظ کردن سازوکارهای داخلی و خارجی برای یاختهٔ موضعی پوست صورت گرفته است. در این مطالعه از رابطهٔ تعادل حرارتی [۲۱] که بیانگر تعادل بین گرمای تولیدشده در یاختهٔ پوست و تغییر حرارتی ناشی از محیط می‌باشد، استفاده شده است.

$$H_{Bi}+H_c+M+S=R+C+E+k+H_{bo} \qquad (۷$$

در این معادله M، انرژی متابولیکی تولیدی، S، آهنگ ذخیره‌سازی گرما، R، گرمای اتلافی تابشی، K ، گرمای اتلافی هدایتی، E، گرمای اتلافی تبخیری، C، گرمای اتلافی همرفتی، H_{Bi}، گرمای انتقالی از بافت‌های عمیق به المان پوست به‌وسیلهٔ گردش خون، H_c،گرمای انتقالی از بافت‌های عمیق به المان پوست به‌صورت هدایتی، H_{Bo}، گرمای اتلافی ناشی از جریان خون خروجی از بافت درصورتی‌که دمای خون بالاتر از بافت مخاط باشد، می‌باشند.

در این معادله ازK، گرمای اتلافی هدایتی به‌دلیل ناچیز بودن در مقابل مابقی اجزای معادله می‌توان صرف‌نظر کرد. مدل انتشار گرما در یاختهٔ موضعی بافت پوست در شکل(۴) نشان داده شده است.

برای وضعیت گرمای موضعی بررسی‌شده می‌توان از فرآیندهای گرمای اتلافی ناشی از جریان خون خروجی از بافت، انرژی متابولیکی تولیدی، آهنگ ذخیره‌سازی گرما و گرمای انتقالی از بافت‌های عمیق به المان پوست به‌صورت هدایتی صرف‌نظرکرد. لذا، رابطهٔ (۷) به شکل ساده‌تر زیر تبدیل خواهد شد:

$$H_{Bi}=R+C+E \qquad (۸$$

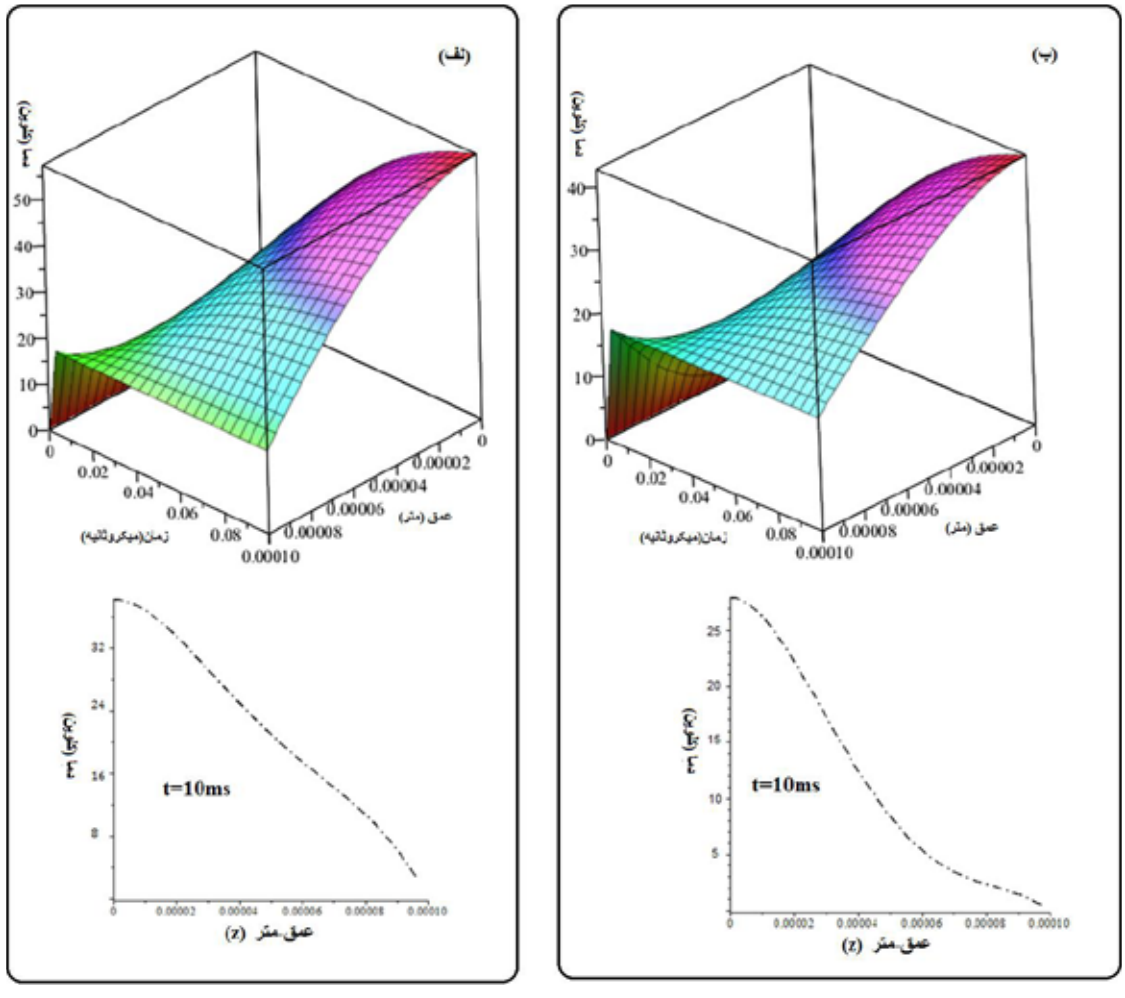
با استفاده از قانون استفان – بولتزمن و مطالعات صورت گرفته توسط نیلسون پارامترهای سمت راست رابطهٔ ۸ به‌دست می‌آید. بنابرین با لحاظ‌کردن مدل ارائه‌شدهٔ فوق معادلهٔ (۶) به فرم کلی زیر تبدیل می‌شود:

$$\rho c\frac{\partial T}{\partial t}=k\nabla^2T+\alpha T^4+\beta T+\gamma \qquad (۹$$

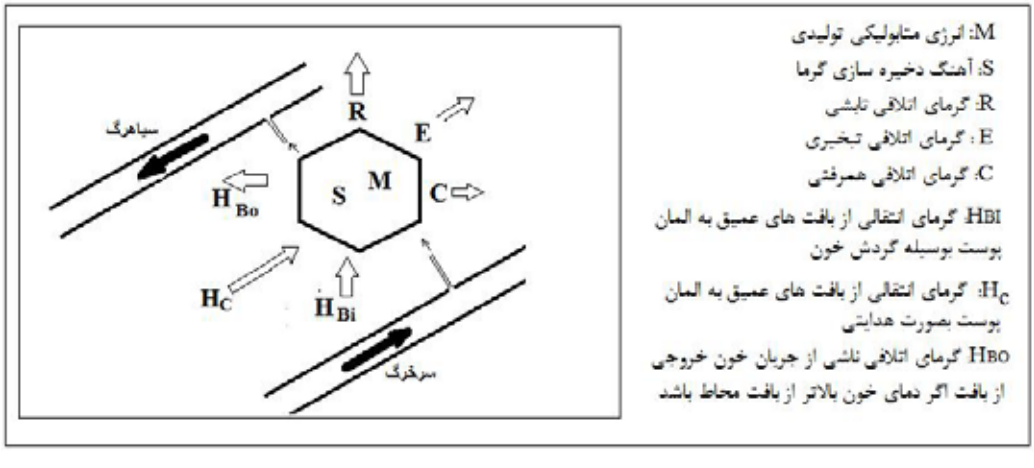
که در آن مقادیر α ، β و γ، ضرایب و مقادیر ثابتی قابل محاسبه می باشند. پیش‌بینی می‌شود حل معادلهٔ فوق، جواب‌هایی را برای دمای پوست ارائه دهد که به‌مراتب افزایش دما را به‌صورت چشمگیری نسبت به شرایط قبلی کاهش دهد.

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج مطالعات قبلی[۱۹] نشان می‌دهد، یک‌هزارم میلی‌ثانیه بعداز تابش لیزر، بیشینه‌ای در منحنی دما در عمق ۱/۲۳ میکرومتر با بررسی افزایش دما ظاهر می‌گردد. بنابراین به‌کارگیری لیزرهای بسیار پرتوان و بیش از ۷۰۰ میلی‌وات با چگالی گرمایی بیش از w/cm^2 ۱۶ می‌تواند باعث ایجاد آستانهٔ سوختگی گردد. این بررسی به‌صورت کامل‌تری در بخش اول این مقاله انجام گرفته است. ازطرفی افزایش سریع دما در سطح پوست و ایجاد یک گرادیان دمایی قابل ملاحظه بین هوای بالای پوست و سطح آن می تواند جبران‌ناپذیر باشد. لذا، استفاده از لیزر را در این محدوده محدود می کند. بررسی‌های کامل‌تر صورت‌گرفته در این تحقیق نسبت به قبل[۲۰] حاکی‌از بالارفتن بیشتر دما به‌هنگام لحاظ کردن گرمای متابولیزمی و جریان خون می‌باشد که درمانگر را مجدداً به استفادهٔ محدودتر از این تکنیک در این مرتبهٔ توانی مجبور می‌سازد. دراین پژوهش با روشی جدید و با استفاده از مدل حرارتی که توسط "نیلسون"[۲۱] ارائه شده‌است، با محاسبات انجام‌شده و معادلهٔ جدید به‌دست‌آمده، نشان‌داده‌شد با استفاده



شکل۳: تغییر دما برحسب عمق و زمان(الف): با درنظرگرفتن گرمای متابولیسم، منحنی پایین درزمان۱۰میلی‌ثانیه (ب)بدون درنظرگرفتن گرمای متابولیسم، منحنی پایین در زمان ۱۰ میلی‌ثانیه



شکل۴: مدل جریان گرما در یاختهٔ موضعی پوست

از مکانیزم‌های خارجی، کنترل گرادیان یادشـــده امکان‌پذیر می‌باشـــد و در برخی نواحی افزایش دما را می‌تواند تا حدود ۵۰ درصد تقلیل دهد، این می تواند راه حلی جدید در استفاده از لیزرهای توان بالاتر باشد.

نتایج جالب دیگری با درنظر گرفتن گرمای متابولیســـم سلول‌های اپیدرم به‌دست‌آمد که نشان‌دهندهٔ کاهش شیب نمودار عمق برحسب دما به‌دلیل کم شدن اثر گرادیان می‌باشد.

References:

1. Fodor L, Elman M, Ullmann Y. Aesthetic Applications of Intense Pulse Light. (Springer-Verlag, 2011(.

2. Jio J, Guo Z. Thermal interaction of short-pulse laser focused beams with skin tissues. phys. Med. Biol 2009; 54: 4225.

3. Jacques SL. Optical properties of biological tissues:a reviw. Physics in medicine and Biology 2013; 58(11): R37.

4. Dai T, Pikkula BM, Wang LV, Anvari B. Comparison of Human Skin Opto-Thermal Response to Near-Infrared and Visible Laser Irradiations: A Theoretical Investigation. Phys. Med. Biol 2004; 49(21): 4861.

5. Khan MH, Sink RK, Manstein D, Eimerl D, Anderson RR. Intradermally Focused Infrared Laser Pulses: Thermal Effects at Defined Tissue Depths. Lasers in Surgery and Medicine 2005; 9999: 1

6. RamaMurthy D, ManoharaSarma AV. Effect of pulsed laser on human skin. Indian Journal of Pure applied Math 1988; 19(11): 1081.

7. Seifi M, Atri F, Yazdani MM. Effects of low-level laser therapy on orthodontic tooth movement and root resorption after artificial socket preservation. Dental Research Journal 2014; 11(1): 61.

8. Asnaashari M, Moeini M. Effectiveness of Lasers in the Treatment of Dentin Hypersensitivity Journal of Lasers in Medical Sciences 2013; 4(1): 1.

9. Simpson E. The Basic Principles of Laser Technology, Uses and Safety Measures in Anaesthesia. ATOTW 2012; 255: 1.

10. Ansari MA, Erfanzadeh M, Mohajerani E. Mechanisms of laser-tissue interaction: II. Tissue thermal properties. Journal of Lasers in Medical Sciences 2013; 4(3): 99.

11. Welch AJ, vange mert MJC. Optical-Thermal Response of Laser- Irradiated Tissue, 2nd ed. (Springer,2011).

12. Chen C, Kuo L, Lee S, Hwu Y, Chou S, Chen C, Chang F, Lin K, Tsai D, Chen Y. Photothermal cancer therapy via femtosecond-laser-excited FePt nanoparticles. Biomaterials 2013; 34: 1128.

13. Harris JP, Hess AE, Rowan SJ, Weder C, Zorman CA, Tyler DJ, Capadona JR. In vivo deployment of mechanically adaptive nanocomposites for intracortical microelectrodes. Journal of Neural Engineering 2011; 8(4): 046010.

14. Legres LG, Chamot C, Varna M, Janin A. The Laser Technology: New Trends in Biology and Medicine. Journal of Modern Physics 2014; 5: 267.

15. Ishmaru A. Wave propagation and scattering in random media and rough surfaces. PROCEEDINGS OF THE IEEE 1991; 79(10): 1359.

16. Coleman BD, Fabrizio M, Owen DR. On the thermodynamics of second sound in dielectric crystals. Archive for RationalMechanics and Analysis 1982; 80: 135.

17. Mitra K, Kumar S, Vedavarz A, Moallemi MK. Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat. Trans. ASME-Journal of Heat Transfer 1995; 117: 568.

18. Arfken G. Mathematical Methods for Physicists. 3 rd edn. (Academic Press, 1988).

19. Nadgharan H, Elahi P, kolphi L. Investigation of photothermal interaction of lasers with human skin. Laser in Medicine 2010; 7(2): 33.

20. Motiee S, Momeni-Masuleh SH, Hassanpour-ezatti M. Estimation of temperature changes in a triple-layered skin structure in 3D Pennes bioheat ansfer equation under laser radiation in macro and nanoscale. Laser in Medicine 2013; 9(4): 23.

21. Nilsson AL. Blood Flow, Temperature, and Heat Loss of Skin Exposed to Local Radiative and Convective Cooling. The Journal of Investigative Dermatology 1987; 88(55): 586.