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

مقاله يژوهشي

بررسي انتقال حرارت ليزر در بافت پوست

پرویز زبدہ ^ا علیرضامحرابی^۲

 ۱. استادیار دانشگاه آزاد اسلامی واحدقم-گروه فیزیک (عهده دار مکاتبات)
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد- دانشگاه آزاد اسلامی واحدقم-گروه فیزیک

نویسندهٔ مسئول: پرویز زبده، تلفن: ۰۹۱۲۱۷۷۹۳۶۳ پست الکترونیک: pzobdeh@aut.ac.ir

خلاصه

مقدمه: امروزه به کار گیری لیزر درجراحی و درمان، گسترهٔ وسیعی از پژوهشهای محققان و دانشمندان را بهخود اختصاص داده است. یکی از مهم ترین خصوصیات رفتاری لیزر بههنگام برخورد با بافت، اثرات گرمایی و حرارتی آن میباشد.

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

یافته ها: پاسخ و نمودار به دست آمده از تغییرات دما برای عمق لایهٔ اپیدرمیس و مدتزمان تاب.ش، حاکی از این مطلب می باش. د که باتوجه به پایین بودن سطح گرمای ویژه در بافت پوست سر، به کارگیری لیزرهای با توان بیش از ۶۵۰ میلی وات آسیب حرارتی در بافت سالم را پیش روی خواهد داشت. مدل سه بعدی یافته شده به صراحت نشان می دهد که با افزایش زمان تابش به سرعت در عمقی حدود ۱۰۰میکرومتر از لایهٔ اپیدرم بیشینهٔ جذب حرارت صورت می گیرد و تغییر دما تا حد ۲۰ درجهٔ کلوین خواهد بود. نتایج نشان می دهد که با درنظر گرفتن اثر متابولیسیم سلولی، افزایش دما در ناحیهٔ اپی درمیس را شاهد خواهیم بود، اما، با استفاده از مدل جریان دما در پوست و نیز درنظر گرفتن جریان خون و عوامل موضعی خنک کنندهٔ هدایتی، همرفتی و تابشی می توان به صورت پارامتریک روند افزایش دمای بافت را به نحو چشمگیری کند کرد.

واژههای کلیدی: باریکهٔ لیزر، لیزر co۲، اپیدرم، برهمکنش حرارتی، آسیب حرارتی، پوست

اخیــراً کاربردهای لیزر، رشـد قابل ملاحظهای در علوم پزشـکی عرضه کرده اسـت، توسعهای که با اختصاص شـرایطی قابل اعتماد خصوصاً در طب فیزیکی و درمان صورت پذیر شـده اسـت. کاربرد درمانی لیزر بهطور قابل ملاحظهای به محاسـبهٔ دقیق توزیع دما و هدایت آن در سـلولهای اندامهای مختلف بدنی بسـتگی دارد. نام نوع لیزرهای پزشـکی غالباً از محیط فعال تولیدکنندهٔ لیزر اقتباس می گردد. تمام سیسـتمهای لیزری از اصـل فتوترمولیز انتخابی پیروی می کننـد، بدین معنی که انرژی باریکهٔ لیزری براساس طول موج بستههای فتونی و رسیدن مقدار مناسبی انرژی لیـزر به بافت بهمنظور از بیـن بردن بافت هدف و نه بافت-های دیگر می باشد[۸-1].

طول موج، نوع تابش، چگالی سطحی توان و طیف انرژی باریکۀ لیزر، عوامل تأثیرگذار روی بافت میباشد لذا، معرف خاص لیزر بهکاررفته خواهند بود. نوع تابش اختصاصاً نحوۀ 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:

الـف) عدم تبخیـر در بافت تا افزایش حرارت به ۶۰ درجهٔ سـانتی گراد وجود دارد بهنحوی که باعث شکسـته شـدن پروتئین سـلولی و تشکیل پیوندهای جدید می گردد که سفید شدن بافت را نیز درپی دارد.

ب) با بالا رفتن دما در بافت تا حدود ۸۰ درجهٔ سانتی گراد پیوند در مرزهای لبهٔ بافت بهصورت جوش مشهود می گردد 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 سانتی گراد صورت می گیرد به نحوی که تغییرات ساختار مایع و جامد بافت به بخار را همراه خواهد داشت این شرایط عمدتاً می تواند در جراحی و برش بافت نرم بدون خونریزی به کار رود.

د) افزایش دما تا حد ۲۰۰ درجهٔ سانتی گراد دهیدراسیون را به همراه دارد که در مجاورت اکسیزن به سوختن بافت منجر می شود [۱۵–۹].

روش تحقيق

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 بهدست آمده می توان توزیع دما را با دقت مناسب پیش بینی نمود در این راستا با حل تحلیلی معادلهٔ انتقال گرما و انجام محاسبات به کمک نرمافزارهای محاسباتی رفتار تابع دما در عمق و زمان

های مختلف پیش بینی می شود. به منظور بررسی تغییرات دمای پوست در یک بعد (محور)، درابتدا می توان شعاع تابش باریکهٔ لیزر را کوچک درنظر گرفت و با تغییر توان لیزر، سازوکار انتقال حرارت به وسیلهٔ حل تحلیلی معادلهٔ انتقال حرارت صورت گرفت و نقاط بحرانی حاصل از منحنی های محاسبه شده استخراج گردید.

يافتهها

حل معادلة انتقال گرما بهروش تحليلي

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

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (k \nabla T) = Q \qquad (1)$$

در ایسن رابطیه Q میزان جذب فوتونها منبع گرمایی درون سیلول، $C_p \frac{\partial T}{\partial t}$ تعییر فزایندهٔ انرژی R دمایی درون المان در هر واحد حجم و زمان که در آن ($\partial T/\partial t$) $JKg^{-1}K^{-1}$ در این گرمایی ویژه با یکای $Kg^{-1}K^{-1}$ 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:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} - k^2 \nabla T = Q \tag{7}$$

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 (Q0) بایکای w/cm³ از رابطهٔ زیر قابل محاسبه است:

$$Q_0 = \frac{P}{\pi r^2 \int_0^l e^{-\alpha} d} \tag{17}$$

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

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

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

کـه در ایـن رابطه Tدما، k ضریب هدایت گرمایی و $\frac{\partial T(z,t)}{\partial t}$ نسـبت $\frac{\partial t}{\partial t}$ تغییـرات زمانی دما برای هر عمق z در هـر لحظه c ، t ظرفیت گرمایی

ویژه با یکای $Kg^{-1}K^{-1}$ و چگالی مادهٔ با یکای Kgm^{-1} میباشد[۱۸]. یک جواب تحلیلی برای معادلهٔ (۴) بهصورت زیر خواهد بود: (۵) $T(z,t) = \frac{Q_0 l^2 a^2 + 2Q_0 - 2Q_0 e^{-al}}{2a^3 k} + \sum_{n=1,odd}^{\infty} e^{-\beta_{st}^2} (\frac{4Q_0 l}{akn\pi^2}) - \cos(\frac{\beta_n}{\sqrt{a}}z) - \frac{Q_0}{k} - \frac{Q_0}{a^2 k}e^{-a}$ کـه در ایــن رابطه، Q_0 انــرژی گرمایی تەنشینشــده در بافت بایکای

ت کر ایس رابطه، $0 \neq l$ (ری کرمایی تخسین سست کرمایی رابطه، ای کرمایی عمق، r,w/cm³ معاع ناحیهٔ تابش، T دما، K ضریب هدایت گرمایی z ممق، t زمان، c ظرفیت گرمایی ویژه با یکای $I \cdot Kg^{-1}K^{-1}$ و $q \neq$ گالی ماده با t یکای $I \cdot g^{-1}K^{-1}$ (مخامت ناحیهٔ Kgm^{-1} در آن $Kgm^{-1} = \frac{2\sqrt{a} \pi}{a}$ ، در آن Kgm^{-1} نخامت ناحیهٔ اپیدرمیس می باشد.

تابع توزیع دمای استخراج شده از معادلهٔ (۵) برای رسم نمودارهای دما در ناحیهٔ اپیدرمیس در نقاط مختلف، زمانهای مختلف و توانهای مختلف به کار گرفته شد. لیزر مورد استفاده لیزر CO2 با شعاع تابش امیلی متر درنظر گرفته شده است، ضریب هدایت گرمایی ۲۰۰۰ و ۵ مربوط به ناحیهٔ اپیدرمیس برابر <u>²m</u> ۲۰۰۲ ۲۰ و ۵ ضریب جذب ناحیهٔ اپیدرمیس برابر است ² ۲۰۰*۰* در طول صوح لیزر CO2 و توانهای اییدرمیس برابر است ² ۲۰۰۰ در طول موج لیزر CO2 و توانهای ایدر میاده در محدودهٔ ۲۰۰۰ در طول موج لیزر CO2 و توانهای برابر با ²m² ۲۰ دارد. این چگالی در محدودهٔ برهمکنش فوتو گرمایی می برابر با ²m² ۲۰ دارد. این چگالی در محدودهٔ برهمکنش فوتو گرمایی می برابر با 2۰۰۰ ترایش دمای ایجادشده که برروی سطح پوست و در ناحیهٔ تابش است پس از گذشت ۱۰۰ms و ۲۰۱۰ به ترتیب افزایش دما در انتهای تابش است پس از گذشت ۱۰۰ms و ۲۱٬۰۹۰ و گرمای و بوست و در ناحیهٔ ناحیهٔ اپی درمیس تقریباً ۴ درجه است. اگر مشخصات مربوط به پوست سر را به صورت ضریب هدایت ۲۰۰۰ و ۲۰۱۰ و چگالی و گرمای و یوژهٔ

تغییرات دما برحسب عمق در پوست سر در شکل (۱-الف) ارائه شده است. تغییر دما را در زمان ۱ ۰/۰۰ میلی ثانیه و برای عمق ۱/۲۵ میکرومترو و توان mw ۵۰۰ دما ۳۸/۷۵ درجه و برای توان های ۶۰۰ میلی وات و ۲۰۰ میلی وات با شرایط بالا به تر تیب ۴۸/۸۵ درجه و ۵۸/۹۵ درجهٔ کلوین بهدست می آید. لذا، در عمق ۱/۲۵ میکرومتر برای هر کدام از توان های نامبرده یک بیشینهٔ دمایی وجود خواهد داشت. همچنین بیشینهٔ افزایش دما در سطح اپیدرمیس پوست سر یعنی عمق صفر، برای زمان هـای بعـد از ۴ ۰/۰ ثانیه، ۳۸/۸۸ درجه، برای توان لیزر ۵۰۰ میلی وات می باشد و برای توان ۶۰۰ میلی وات ۸۶/ ۴۸درجه و برای توان ۷۰۰ میلیوات ۵۸/۸۶ درجه افزایش دما خواهیم داشت. برای زمانهای بعد از ۰/۰۴ ثانیه دما به حالت تعادل می سد. باتوجه به نتایجی که تاکنون حاصل شده است، درمی یابیم به دلیل تفارت در ویژگی های پوست نواحی مختلف بدن تغییر دما در هر نوع یوست با توجه به ضخامت لایهها و دیگر مشـخصات زیستی ازقبیل ضریب هدایت گرمایی و گرمای ویژه و ضریب جذب متفاوت خواهد بود. در شـكل (۱-ب)، افزایش دما برحسب زمان در ناحیهٔ ایپدرمیس روی سطح یوست برای توانهای ۵۰۰ میلیوات، ۶۰۰ میلیوات و ۷۰۰ میلیوات رسم شدهاست .باتوجه به این نمودار بیشینهٔ افزایش دمای ایجادشده برای توانهای ۵۰۰ میلیوات، ۶۰۰ میلیوات و ۷۰۰ میلی وات بهتر تیب ۲۷/۰۵، ۳۱/۲ و ۴۹/۸۸ کلوین استواین نشان میدهد که به کاربردن توان بیش از ۲۰۰ میلیوات موجب قرار گرفتن در آستانهٔ آسبب 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 اپی درمیس پوست برای لیزر مورد استفاده CO^Y در توان های ۵۰۰، ۵۰۰ و۷۰۰ میلیوات با شعاع تابش ۱میلیمتر، κ= ۰/۴ W/mk و α ضریب جذب ناحیهٔ اپیدرمیس ۲۰۰ دالف) برحسب عمق در ناحیهٔ اپیدرمیس پوست سر در زمان ۱ms ۰/۱ هب برحسب زمان در ناحیهٔ اپیگرمیس



شــکل۲: نمای سهبعدی دما برحسب عمق و زمان برای توان ۵۰۰ mw در محدودهٔ زمانی تا ۰/۱ میکروثانیه و عمق تا ۱۰۰ میکرون

الف- احتساب مقادیر ثابت گرمای متابولیسم در لایهٔ اپیدرمیس

معادلهٔ حرارت زیستی پنس بهشکل زیر است:
$$\cos \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + q_{blood} + q_m$$
 (۶

که در آن m^{P} و **bood P** بهترتیب مقادیر ثابت گرمای ناشیاز سوخت وساز بدن و گرمای ناشی از جریان خون فرض شده است. از آنجاکه لایهٔ اپیدرمیس پوست رگ خونی ندارد بنابراین ترم دوم سمت راست معادلهٔ بالا در نظر گرفته نمی شود [۲۰] و فقط مقدار گرمای ناشی از سوختوساز بدن را به نتایج تحقیق اضافه می کنیم مقدار m^{P} را $\frac{w}{m^{3}}$ ۵۰ در نظر گرفته شد و تأثیر آن بر تغییر دما در این مطالعه به صورت کامل تر بررسی شده و نتایج به صورت شکل (۳) به دست آمده است.

ب- اســـتفاده از مدل جریان گرمایی بافت پوســت برای تمامی لایههای پوست

در مطالعات صورت گرفته تاکنون از مدل کامل جریان گرمایی پوست و به کارگیری 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 می باشد، استفاده شده است.

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

در این معادله M، انرژی متابولیکی تولیدی، S، آهنگ ذخیرهسازی گرما، R، گرمای اتلافی تابشیی، K ، گرمای اتلافی هدایتی، E، گرمای اتلافی تبخیری، C، گرمای اتلافی همرفتی، H_{Bi}، گرمای انتقالی از بافتهای

عمیـق به المان پوسـت بهوسـیلهٔ گردش خـون، H_c،گرمـای انتقالی از بافتهای عمیق به المان پوسـت بهصورت هدایتـی، H_Bo، گرمای اتلافی ناشی از جریان خون خروجی از بافت درصورتی که دمای خون بالاتر از بافت مخاط باشد، میباشند.

در این معادلـه از K، گرمای اتلافی هدایتی بهدلیل ناچیز بودن در مقابل مابقـی اجـزای معادله میتوان صرفنظر کرد. مدل انتشـار 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 صرفنظر کرد. لذا، رابطهٔ (۲) به شکل سادهتر زیر تبدیل خواهد شد:

$$H_{Bi} = R + C + E \tag{A}$$

بااستفاده از قانون استفان – بولتزمن و مطالعات صورت گرفته توسط نیلسون پارامترهای ســمت راست رابطهٔ ۸ بهدســت می آید. بنابرین با لحاظ کردن مدل ارائهشدهٔ فوق معادلهٔ (۶) به فرم کلی زیر تبدیل می شود:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + \alpha T^4 + \beta T + \gamma \tag{9}$$

کـه در آن مقادیـر α ، β و γ ، ضرایب و مقادیر ثابتی قابل محاسـبه می باشند. پیش بینی می شود حل معادلهٔ فوق، جواب هایی را برای دمای پوست ارائه دهد که بهمراتب افزایش دما را به صورت چشمگیری نسبت به شرایط قبلی کاهش دهد.

بحثو نتيجه گيرى

نتایج مطالعات قبلی [۱۹] نشان می دهد، یک هزارم میلی ثانیه بعداز تابش لیزر، بیشینهای در منحنی دما در عمق ۱/۲۳ میکرومتر با بررسی افزایش دما ظاهر می گردد. بنابراین به کار گیری لیزرهای بسیار پرتوان و بیش از آستانهٔ سوختگی گردد. این بررسی به صورت کامل تری در بخش اول این مقاله انجام گرفته است. از طرفی افزایش سریع دما در سطح پوست و ایجاد یک گرادیان دمایی قابل ملاحظه بین هوای بالای پوست و سطح آن می تواند جبران ناپذیر باشد. لذا، استفاده از لیزر را در این محدوده محدود می کند. بررسی های کامل تر صورت گرفته در این تحقیق نسبت به قبل [۲۰] حریان خون می باشید که درمانگ را مجدداً به استفادهٔ محدود تر از این جریان خون می باشید که درمانگ را مجدداً به استفادهٔ محدود تر از این مریان خون می باشد که درمانگ را مجدداً به استفادهٔ محدود تر از این محیان خون می باشد که درمانگ را مجدداً به استفادهٔ محدود تر از این محیان خون می باشد که درمانگ را مجدداً به استفادهٔ محدود تر از این محیان خون می باشد که درمانگ را مجدداً به استفادهٔ محدود تر از این محیات خون می باشد که درمانگ را مجدداً به استفادهٔ محدود تر از این محیات خون می باشد که درمانگ را محدداً به استفادهٔ محدود تر از این محیات خون می باشد و محادارتی که توسط "نیلسون" [۲۱] ارائه شدهاست، با



شکل ۲: تغییر دما برحسب عمق و زمان(الف): با درنظر گرفتن گرمای متابولیسم، منحنی پایین درزمان ۱۰میلی ثانیه (ب)بدون درنظر گرفتن گرمای متابولیسم، منحنی پایین در زمان ۱۰ میلی ثانیه



شکل۴: مدل جریان گرما در یاختهٔ موضعی پوست

از مکانیزمهای خارجی، کنترل گرادیان یادشده امکان پذیر می باشد و در برخی نواحی افزایش دما را می تواند 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 متابولیســم 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.