

# تخمین تغییرات دما در ساختار سه‌بُعدی پوست سه‌لایه معادله انتقال گرمای زیستی پنس بر اثر تابش لیزر در سطح میکرو و نانو

سمانه مطیعی<sup>۱</sup>سیدحجت‌اله مؤمنی ماسوله<sup>۲</sup>مجید حسن پورعزتی<sup>۳</sup>

ا‌کارشناس ارشد ریاضی، دانشکده علوم پایه، دانشگاه

شاهد، تهران، ایران

ا‌استادیار، گروه ریاضی، دانشکده علوم پایه، دانشگاه

شاهد، تهران، ایران

ا‌استادیار، گروه زیست‌شناسی، دانشکده علوم پایه،

دانشگاه شاهد، تهران، ایران

## چکیده

مقدمه: یکی از کاربردهای امروزی لیزر در پزشکی افزایش دمای پوست با هدف درمانی است. شبیه‌سازی عددی روش مناسبی را برای تخمین تغییرات دما در سه لایه مختلف پوست فراهم می‌کند که امکان اندازه‌گیری مستقیم این تغییرات دما توسط دستگاه‌های موجود در شرایط میکرو و نانو ممکن نیست.

**روش بررسی:** مدل پوست سه‌لایه‌ای در سه‌بعد به‌عنوان محیط بررسی، تابش پرتوی لیزر به‌عنوان منبع تولید حرارت و یک رگ مرکزی به‌عنوان عامل اثرگذار بر دمای عمقی‌ترین لایه پوست در نظر گرفته شدند. اطلاعات مربوط به پوست واقعی و شکل تعدیل‌شده‌ای از معادله انتقال گرمای زیستی پنس برای به‌دست‌آوردن تخمینی از تغییرات دمای لایه‌های مختلف پوست در شرایط میکرو مورد استفاده واقع شدند. علاوه بر این از مدل اختلاف فاز دوگان برای انجام محاسبات مشابه در سطح نانو استفاده شد.

**یافته‌ها:** براساس این مدل، دما در لایه‌های مختلف پوست از سطح تا عمق با شیب متفاوتی در هر لایه در شرایط میکرو و نانو کاهش می‌یابد. همچنین دما در سطح پوست با دور شدن از مرکز تابش لیزر روند کاهشی دارد. چرخش کانون لیزر در محیط یک دایره در سطح پوست سبب شد تا در هر دو شرایط محاسباتی (میکرو و نانو) دمای بافت پوست در هر نقطه مرحله به مرحله شروع به افزایش کند. شیب تغییرات دما در لایه حاوی رگ خونی نسبت به دو لایه فوقانی از شیب ملایم‌تری برخوردار بود.

**نتیجه‌گیری:** میزان تغییرات دما در لایه‌های مختلف پوست از لایه‌ای به لایه دیگر در شرایط میکرو و نانو با هم متفاوت است و حضور رگ خونی در لایه تحتانی پوست تا حدود زیادی از شدت دمای لیزر در این لایه می‌کاهد.

**واژه‌های کلیدی:** لیزر، پوست، میزان هدایت گرمایی، معادله انتقال گرمای زیستی پنس

نویسنده مسئول: مجید حسن پورعزتی، تلفن: ۰۲۱۵۱۲۲۲۴۴  
نشانی الکترونیک: hassanpour@Shahed.ac.ir

## مقدمه

گزارش شده است [۱]. نماد رفتار غیر فوری که به‌طور تجربی در بافت‌های بیولوژیک با ساختار درونی غیرهمگن مشاهده شده است در حقیقت، بروز نوسانات دمایی<sup>۶</sup> در دمای آن‌ها به‌هنگام اعمال گرما به این ساختارها است [۲-۴]. ضمن اینکه معادله هدایت گرمایی زیستی در پوست در موارد کاربردی مختلفی چون سوختگی‌ها و جراحی با لیزر مورد استفاده واقع شده و کارایی آن به اثبات رسیده است. مدل‌های ریاضی مختلفی نیز تاکنون برای تحلیل انتقال گرمای زیستی در بافت پوستی مطرح و بررسی شده‌اند [۵].

پوست انسان یک بافت سه‌لایه غیرهمگن است که خواص گرمایی و فیزیکی هریک از لایه‌های آن شامل اپیدرم<sup>۷</sup>، درم<sup>۸</sup> و

مبحث بیوترموکانیک<sup>۱</sup> به‌عنوان یک مبحث بین رشته‌ای مشتمل بر مجموعه مباحث انتقال گرمای زیستی<sup>۲</sup>، بررسی آسیب‌های پوستی<sup>۳</sup>، بیومکانیک<sup>۴</sup> و فیزیولوژی توسط دانشمندی به‌نام Xu در سال ۲۰۰۸ تعریف شد. او مدعی شد که درک پدیده‌هایی چون انتقال گرما و ترمومکانیک مرتبط با آن در بافت پوست برای پژوهشگران پزشکی دارای اهمیت کاربردی فراوانی است. بخصوص که رفتار غیر فوری‌های برای هدایت گرما در اجسام دارای ساختار غیرهمگن<sup>۵</sup> چون بافت‌های بیولوژیکی به‌طور تجربی مشاهده و

<sup>1</sup> Biothermomechanics

<sup>2</sup> Bioheat transfer

<sup>3</sup> Burn damage

<sup>4</sup> Biomechanics

<sup>5</sup> Nonhomogeneous

<sup>6</sup> Temperature oscillation

<sup>7</sup> Epidermis

<sup>8</sup> Dermis

## روش بررسی

در این پژوهش ابتدا مدل انتقال گرمای زیستی پنس با افزودن یک جمله به معادله انتقال گرمای قدیمی مدل سازی شد. معادله گرمای زیستی پنس به شکل زیر است:

$$\rho C \frac{\partial T_t}{\partial t} = K_t \nabla^2 T_t + Q_{\text{blood}} + Q_m.$$

در این معادله  $Q_m$  معرف گرمای حاصل شده از سوخت و ساز در بافت و  $Q_{\text{blood}}$  معرف اثر جریان خون بر توزیع حرارت موضعی بافت است. وجود ارتباط منطقی بین مبانی نظری و تئوری، سادگی در استعمال و همچنین قابلیت اصلاح نتایج با ایجاد تغییر در پارامترهای وابسته به جریان خون از جمله مزیت‌های این مدل است. طی سال‌های اخیر در اندازه‌گیری‌های حرارتی انجام شده در ابعاد ماکروسکوپی به منظور کاهش درجه حرارت در مجاورت زبانه رزیستور برقی، سرعت جریان خون به عنوان پارامتر آزاد و تنظیم پذیر در مبانی نظری منظور گردیده است [۱۷]. این امر موجب ایجاد ارتباط منطقی بین مبانی نظری و نتایج آزمایشگاهی و در نتیجه افزایش اعتبار معادله پنس شده است.

مدل پوست در این پژوهش، مدل استوانه‌ای متشکل از سه لایه پوست و یک رگ در لایه عمقی و در ناحیه مرکزی این استوانه پوستی است. در ادامه، به تقریب مشتقات در این ساختار استوانه‌ای اقدام شد. شایان ذکر است که روش‌های پیشین دارای دقتی تا مرتبه دوم بودند حال آن که روش به کار گرفته شده در این تحقیق دارای دقتی حداقل از مرتبه چهار می‌باشد. در این تحقیق بر پایه روش فیدبک برای بهینه‌سازی شدت لیزر، چندین نقطه در سطح پوست به عنوان نقاط کنترلی در نظر گرفته شدند.

به دلیل اینکه علاوه بر مسئله بُعد در هر فضای ناهمگن همچون پوست مدل انتقال گرما با مدل اختلاف فاز دوگان<sup>۱۱</sup> قابل بررسی است [۱۰]، در این پژوهش با کوچک کردن شعاع ( $R$ ) و ناهمگن بودن فضا در راستای عمق ( $Z$ ) در مدل پوست، استفاده از مدل اختلاف فاز دوگان در تمامی ابعاد امکان پذیر است. توزیع حرارت در بافت بر اساس معادله انتقال گرمای زیستی پنس در شرایط سه بُعدی با استفاده از مدل استوانه‌ای مدل سازی شد سپس با در نظر گرفتن شدت معینی برای منبع پرتوی لیزر در هر لحظه در سطح بافت، نقاطی در محیط استوانه پوستی با فاصله مشخص از کانون استوانه برای تابش لیزر انتخاب و اثر حرکت پرتوی لیزر بر میزان تغییرات درجه حرارت در این نقاط محاسبه گردید.

هیپودرم<sup>۹</sup> با یکدیگر تفاوت دارند [۶]. گرچه برای راحتی محاسبات در برخی از مدل‌سازی‌ها این ساختار را یک لایه و همگن فرض کرده‌اند [۷]، در عمل ساختار سه لایه و غیرهمگن آن نمونه خوبی برای بررسی آثار لیزر بر روی بسترهای غیرهمگن فراهم می‌آورد. در عمل، تنظیم شدت تابش منبع لیزر به ناحیه‌ای از بافت پوست باید به گونه‌ای صورت گیرد که همزمان با ایجاد حرارت مطلوب در آن ناحیه سبب ایجاد کمترین آسیب در نواحی سالم مجاور آن شود. لذا، تعیین شدت منبع مولد پرتوی لیزر بر اساس میزان حرارتی است که در هریک از سه لایه مختلف پوست تولید می‌کند و کنترل شدت و بهینه‌سازی آن حائز اهمیت زیادی است. توزیع دما بر اثر تابش لیزر به بافت را می‌توان توسط معادله انتقال گرمای زیستی پنس<sup>۱۰</sup> توصیف نمود. دمای هر نقطه از بافت در این معادله به دو متغیر فاصله فضایی از منبع و زمان بستگی دارد [۸]. کارایی این معادله در شرایط میکروسکوپی توزیع دما در بافت‌های مختلف به غیر از پوست توسط دانشمندی به نام Eberhart به اثبات رسیده است [۹]. ضمن اینکه این معادله پیش از این برای بررسی اثر دما در ایجاد سوختگی در مدل پوست یک لایه بدون در نظر گرفتن اثر جریان خون مورد استفاده واقع شده است [۷]. اما، یک نکته قابل توجه جهت پیش‌بینی دقیق میزان و نحوه توزیع حرارت در لایه‌های مختلف بافت پوستی توسط لیزر، تأثیر جریان خون بر میزان گرمای ایجاد شده در لایه‌های عمقی این بافت است. در حقیقت، جریان خون سبب انتقال گرما از بافت به بیرون می‌شود و مهم‌ترین عامل غیر یکنواخت کننده توزیع حرارت در این بافت است. نقش فیزیولوژیک اصلی جریان خون در بافت پوست نیز تنظیم دمای بدن است. جریان خون پوستی ثابت نمی‌باشد و بسته به تغییر شرایط دمای داخل یا خارج بدن، افزایش و کاهش می‌یابد و به این وسیله درجه حرارت کل بدن را در یک محدوده فیزیولوژیک ثابت نگه می‌دارد. در این مقاله به کمک مدل سازی ریاضی، تغییرات دمایی پوست سه لایه نسبت به مرکز تابش لیزر در شرایط میکرو و نانو در هریک از لایه‌های پوستی مورد بررسی واقع شده است. ضمن اینکه با در نظر گرفتن یک رگ خونی مرکزی فرضی با جریان خون ثابت در مدل پوستی، اثر جریان خون بر تغییرات دمای لایه‌های عمقی پوست نیز تخمین زده شده است.

<sup>9</sup> Hypodermis

<sup>10</sup> Pennes' bioheat transfer equation

<sup>11</sup> Dual Phase Lag (DPL)

میزان بازتاب پرتوهای لیزر و  $L_1$ ،  $L_2$  و  $L_3$  عمق لایه اول، دوم و سوم می‌باشند.

لازم به ذکر است با توجه به منظور نمودن رگ در لایه سوم، برای دو لایه اول جمله  $\theta_b$  از معادله حذف می‌گردد.  $(x_0(t), y_0(t))$  نقطه‌ای است که پرتوهای لیزر بر آن متمرکز شده است. این نقطه با گذشت زمان می‌تواند تغییر کند.  $P_0$  در روابط بالا نشانگر شدت لیزر می‌باشد. دستگاه حاصل از ترکیب معادله ۱ و معادله انتقال حرارت در رگ:

و اعمال شرایط مرزی و اولیه به منظور یافتن تغییرات درجه حرارت در فضای مورد بحث حل شد. لازم به ذکر است در معادله اخیر  $C_B$  ظرفیت گرمایی خون،  $v$  سرعت جریان خون،  $F$  مساحت جانبی رگ و  $\alpha$  و  $P$  به ترتیب ضریب هدایت گرمایی بین خون و بافت و محیط رگ می‌باشند. به علاوه  $\theta_w$  میزان تغییرات درجه حرارت دیواره رگ است.

#### روش کار

در این تحقیق با در نظر گرفتن یک فضای استوانه‌ای به شعاع  $0.5$  سانتی‌متر و با استفاده از اعداد ارائه شده در جدول ۱ میزان مطلوب تغییر درجه حرارت ۵ نقطه شامل یک نقطه واقع بر محور استوانه و ۴ نقطه واقع بر مرز به عنوان نقاط هدف از پیش تعیین شدند. سپس در هر لحظه با محاسبه تغییرات درجه حرارت در کل مدل و از جمله ۵ نقطه مذکور، شدت لیزر با مینیمم‌سازی تفاضل تغییرات درجه حرارت محاسبه شده  $(u_{cal}^i)$  در نقاط هدف و تغییرات مطلوب در این نقاط  $(\theta_{pre}^i)$  به روزرسانی شدند<sup>۱۲</sup>. این روند تا زمانی ادامه یافت که مجموع مربعات این تفاضلات

در هر لحظه علاوه بر تعیین میزان نمو درجه حرارت در مدل پوست سه‌لایه‌ای، شدت منبع براساس میزان تغییرات درجه حرارت در نقاط کنترلی تعیین شد. الگوریتم پیاده‌سازی شده در این پژوهش قابلیت آن را داشت که نقطه تابش را ثابت یا دارای چرخش بین مجموعه نقاط مشخصی در نظر بگیرد و بر این اساس محاسبات را انجام دهد.

#### معرفی مدل

معادله انتقال گرمای زیستی پنس در ساختار استوانه‌ای  $(r, \varphi, z)$  از پوست برای لایه ۱ ام به صورت زیر  $\frac{d(\theta_b)}{dz} = 0$ ،

$$\rho_1 C_1 \frac{\partial \theta_1}{\partial t} + W_b^1 C_b^1 (\theta_1 - \theta_b) - K_1 \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial \theta_1}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \theta_1}{\partial \varphi^2} + \frac{\partial^2 \theta_1}{\partial z^2} \right] = Q_r^1, \quad (1)$$

که در آن  $\theta_1$  میزان تغییرات درجه حرارت ناشی از گرمای لیزر در بافت،  $C_1, \rho_1$  و  $K_1$  به ترتیب چگالی، ظرفیت گرمایی ویژه و قابلیت هدایت گرمایی بافت می‌باشند؛  $C_b^1$  ظرفیت گرمایی ویژه خون،  $W_b^1$  سرعت جریان خون و  $Q_r^1$  گرمای حجمی حاصل از منبع می‌باشند. مقدار  $Q_r^1$  در هر لایه برابر است با:

$$Q_r^1 = \alpha_1 e^{-\alpha_1 z} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-[r \cos\varphi - x_0(t)]^2 - [r \sin\varphi - y_0(t)]^2 / 2\sigma^2} P_0 (1 - \text{Ref } f_1),$$

$$Q_r^2 = \alpha_2 e^{-\alpha_1 L_1 - \alpha_2 z} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-[r \cos\varphi - x_0(t)]^2 - \frac{[r \sin\varphi - y_0(t)]^2}{2\sigma^2}}$$

$$P_0 (1 - \text{Ref } f_2), \quad \sum_{i=0}^5 [\theta_{pre}^i - u_{cal}^i]^2, \quad Q_r^3$$

$$= \alpha_3 e^{-\alpha_1 L_1 - \alpha_2 L_2 - \alpha_3 z} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-[r \cos\varphi - x_0(t)]^2 - \frac{[r \sin\varphi - y_0(t)]^2}{2\sigma^2}} P_0 (1 - \text{Ref } f_3).$$

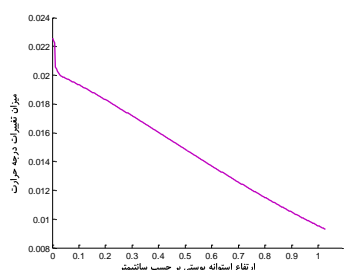
در این روابط  $\sigma$  انحراف معیار پرتوهای لیزر توزیع شده،  $\alpha_1$ ،  $\alpha_2$  و  $\alpha_3$  به ترتیب میزان جذب،  $\text{Ref } f_1$ ،  $\text{Ref } f_2$  و  $\text{Ref } f_3$

<sup>۱۲</sup> استفاده از اندیس pre برگرفته از واژه prespecified و به دلیل از پیش تعیین شدن این مقادیر است.

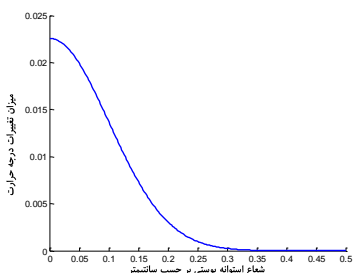
جدول ۱: مقادیر هر یک از پارامترها در ساختار پوست سه لایه [۵]

مقدار	پارامتر	مقدار	پارامتر
۱/۸	$\alpha_1 (cm^{-1})$	۳/۶	$C_1 (J/g \text{ } ^\circ C)$
۱/۸	$\alpha_2 (cm^{-1})$	۳/۶	$C_2 (J/g \text{ } ^\circ C)$
۱/۸	$\alpha_3 (cm^{-1})$	۳/۰۶	$C_3 (J/g \text{ } ^\circ C)$
۱/۲	$\rho_1 (g/cm^3)$	۰	$C_b^1 (J/g \text{ } ^\circ C)$
۱/۲	$\rho_2 (g/cm^3)$	۴/۲	$C_b^2 (J/g \text{ } ^\circ C)$
۱/۰	$\rho_3 (g/cm^3)$	۴/۲	$C_b^3 (J/g \text{ } ^\circ C)$
۰/۱	$Ref f_1$	۰	$W_b^1 (g/cm^3)$
۰/۱	$Ref f_2$	۰/۰۰۰۵	$W_b^2 (g/cm^3)$
۰/۱	$Ref f_3$	۰/۰۰۰۵	$W_b^3 (g/cm^3)$
۹۵/۲۳	$Bi = \alpha/k_3$	۰/۰۳۴	$R_b (cm)$
۰/۰۸	$v (m/s)$	۴/۱۳۴	$C_B (J/cm^3 \text{ } ^\circ C)$
۰/۱	$\sigma (cm)$	۰/۲	$\alpha (W/cm^2 \text{ } ^\circ C)$
۰/۰۰۱	$\Delta t (s)$	۰/۰۰۲۶	$k_1 (W/cm^2 \text{ } ^\circ C)$
		۰/۰۰۵۲	$k_2 (W/cm^2 \text{ } ^\circ C)$
		۰/۰۰۲۱	$k_3 (W/cm^2 \text{ } ^\circ C)$

حال اگر مرکز تابش پرتوی لیزر را ثابت فرض کنیم و براساس مدل (در ابعاد میکرو و نانو) به محاسبه تغییرات دما در نقاط واقع بر محور استوانه پوستی از سطح تا عمق پوست (شکل ۱) یا به صورت شعاعی و در سطح پوست و در اطراف مرکز تابش لیزر بپردازیم (شکل ۲)، یک تغییرات خطی در دما در ساختار پوست مشاهده می‌کنیم.

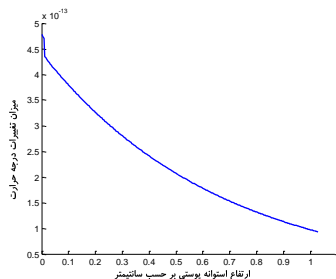


شکل ۱: تغییرات درجه حرارت پس از گذشت ۴۱۰ ثانیه، براساس مدل در شرایط میکرو برای کلیه نقاط واقع بر محور استوانه از سطح تا عمق



شکل ۲: تغییرات درجه حرارت پس از گذشت ۴۱۰ ثانیه برای نقاط واقع بر سطح پوست در شرایط میکرو

حال با در نظر گرفتن مدل اختلاف فاز دوگان و حل این مدل، تغییرات دما از سطح به عمق (شکل ۳) و در راستای شعاعی (شکل ۴)، وضعیتی متفاوت از شرایط میکرو را نشان می‌دهند.



شکل ۳: تغییرات درجه حرارت پس از گذشت ۱ ثانیه، براساس مدل در شرایط نانو برای کلیه نقاط واقع بر محور استوانه از سطح تا عمق

باتوجه به طولانی بودن محاسبات، علاقه‌مندان به اطلاعات بیشتر درباره جزئیات محاسبات صورت گرفته می‌توانند با نویسنده مسئول مکاتبه کنند.

### یافته‌ها

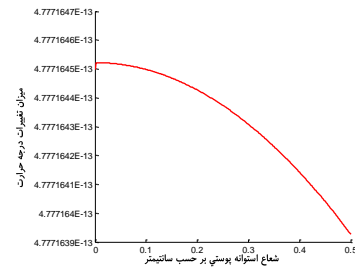
با حل معادلات به دست آمده از مدل اصلی پنس براساس اطلاعات مندرج در جدول ۱ مشخص شد که دمای پوست در ناحیه مرکزی تابش از سطح تا عمق یک سانتی متری از پوست در هر لایه با شیب خاص خود کاهش پیدا می‌کند. به علاوه ورود پرتوهای لیزر از یک لایه به لایه دیگر با توجه به تغییر محیط با شکستگی همراه است. تغییرات حرارتی در راستای شعاعی نیز هرچه از مرکز مدل استوانه‌ای دور می‌شویم روندی کاهشی با شدت بیشتری را نشان می‌دهد و شکل کاهش دما تا شعاع ۰/۳۵ سانتی متر از مرکز تابش با در نظر گرفتن تقارن دایره‌ای برای آن هذلولی است. همچنین براساس این معادله افزایش دما در واحد مشخصی از زمان در یک نقطه با فاصله معین از مرکز تابش نیز روندی هذلولی نشان می‌دهد. تکرار محاسبات با در نظر گرفتن مدل در ابعاد زیر میکرو نشان داد که تغییرات دما از سطح به عمق و به صورت شعاعی روندی مشابه با حالت میکرو دارند ولی روند تغییرات دما در لایه‌های مختلف پوست با شرایط میکرو متفاوت است. زمانی که مرکز تابش لیزر در کانون‌های تعیین شده در سطح پوست شروع به چرخش می‌کند، تغییرات دمایی حالت پلکانی از خود نشان می‌دهد.

## نتیجه گیری

نتایج محاسبات حاصل از این مدل سازی برای تغییرات دمای بافت در جهت سطح به عمق بافت روندی کاهشی نشان می دهد که این کاهش در شرایط واقعی نیز رخ می دهد و شبیه سازی انجام شده نیز این روند منطبق با واقعیت را دارا است. این کاهش در دمای بافتی با دور شدن از کانون تابش گرمای لیزر در حالت واقعی به دلیل عواملی چون انتقال گرما، جذب و بازتابش انرژی پرتوی لیزر رخ می دهد. در شرایطی که کانون لیزر ثابت و در مرکز استوانه پوستی در نظر گرفته شد، یافته های ما شباهت بسیاری را به نتایج ارائه شده برای توزیع اکسیژن در بافت پوستی توسط دانشمندی به نام Ji و همکاران نشان می دهد [۱۱]. اما در شرایط به چرخش درآمدن کانون لیزر نتایج حاصل از این پژوهش با نتایج پژوهشگری به نام Deng حاصل از مدل سازی انتقال حرارت در پوست به کمک یک مولد حرارتی شباهت زیادی را نشان می دهد و تغییرات دما در لایه های پوستی، شکلی پلکانی از خود نشان می دهد [۱۲]. محاسبات ما نشان می دهند که میزان توزیع و افت دما در سه لایه مختلف پوست با عبور از لایه ای به لایه دیگر در شرایط میکرو دچار شکست می شود و در هر لایه دارای شبیه متفاوت است و در دو لایه اول شیب تغییرات دما شدیدتر از لایه عمقی پوست است. در عمیق ترین لایه پوست به دلیل حضور رگ خونی و تأثیر جریان خون بر توزیع دما به نظر می رسد که تغییرات دمای بافتی در مقایسه با لایه های دیگر دارای شیب کمتری شده است.

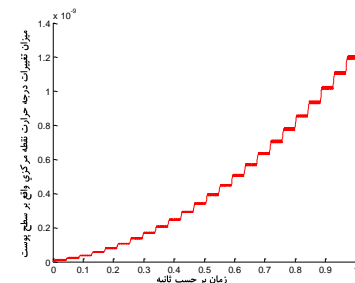
دانشمندی به نام Abuarra و همکاران آسیب های بافتی ناشی از پرتوی لیزر دی اکسید کربن با طول موج  $10/6$  میکرومتر را بر روی پوست موش رت نژاد آلبینو مورد مطالعه قرار داد [۱۳]. در حقیقت، نتایج این پژوهش تجربی که بر روی پوست واقعی یک موجود زنده انجام شده است، به طور غیر مستقیم یافته های پژوهشی ما را که از طریق مدل سازی ریاضی بر روی مدل پوست انجام شده است، تأیید می کند. این دانشمند با استفاده از کمترین شدت پرتوی لیزر برای ایجاد کمترین آسیب بافتی نشان داد که آسیب های وارده بر پوست بر اثر تابش پرتوی لیزر به پوست با حرکت از سطح به عمق یا دور شدن از کانون تابش کاهش می یابد. گرچه این دانشمند در پژوهش خود به صورت مستقیم به بررسی توزیع گرما در بافت پوست نپرداخته است ولی به جای شدت گرما در لایه های مختلف بافت پوستی میزان آسیب های بافتی را که با شدت گرمای تولید شده در بافت رابطه مستقیم دارد، اندازه گرفته است. مدل سازی های عددی قبلی در ارتباط با

لازم به ذکر است علت کوچکی ارقام، زمان اندک اجرای برنامه (۱ ثانیه) می باشد.

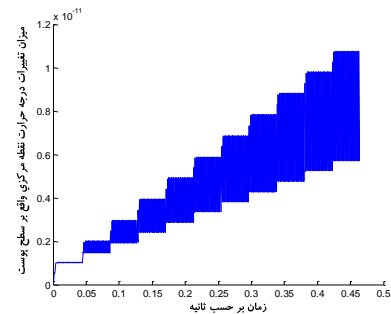


شکل ۴: تغییرات درجه حرارت پس از گذشت ۱ ثانیه برای نقاط واقع بر سطح پوست در شرایط نانو

حال کانون تابش لیزر در سطح پوست شروع به چرخش در نقاط مختلف می کند و در هر دو حالت میکرو و نانو به محاسبه توزیع دما در مدل پوست می پردازیم. شکل ۵ و ۶ به ترتیب تغییرات دما برای نقطه مرکزی واقع بر سطح پوست را در شرایط میکرو و نانو نشان می دهد. رفتار پلکانی مشاهده شده به دلیل چرخش نقطه پرتوافشانی می باشد. طبق شکل درجه حرارت نقطه مذکور در لحظه ای که نقطه مرکزی به عنوان نقطه پرتوافشانی واقع شود، روندی صعودی خواهد داشت.



شکل ۵: تغییرات درجه حرارت در نقطه مرکزی در طول مدت یک ثانیه در شرایط میکرو و چرخش کانون لیزر بین نقاط ۵ گانه



شکل ۶: تغییرات درجه حرارت در نقطه مرکزی در کسری از ثانیه در شرایط نانو و چرخش کانون لیزر بین نقاط ۵ گانه

به عنوان جمع بندی کلی می توان گفت که معادله تعدیل شده پنس می تواند با دقت زیاد برای تخمین زدن دما در شرایطی چون میکرو و نانو که اندازه گیری مستقیم دمای بافت مورد نظر امکان پذیر نیست، مورد استفاده واقع شود. همچنین برخی از وقایع که در شرایط تجربی رخ می دهند نیز در نتایج حاصل از این محاسبات مشاهده می شوند که این امر نیز دال بر انطباق بسیار خوب این روش با واقعیت است. یافته های ما برای شرایط نانو بدیع می باشد و مشابه قبلی ندارند.

### تشکر و قدردانی

این کار حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد خانم سمانه مطیعی به راهنمایی آقای دکتر سید حجت اله مؤمنی ماسوله و مشاوره آقای دکتر مجید حسن پورعزتی در دانشگاه می باشد. نویسندگان از نظرها و پیشنهادهای سازنده و دقیق داوران ناشناس صمیمانه تشکر می نمایند.

توزیع گرما در لایه های مختلف پوست در شرایط دو بُعدی پوست نیز یافته های ما را تأیید می کند و شباهت زیادی به یافته های ما نشان می دهند [۱۴]. شیب تغییرات دما در لایه های مختلف پوستی محاسبه شده در مدل ما همچنین شباهت زیادی به یافته های دانشمندی به نام Gowrishankar و همکاران دارد که با به کارگیری روش تماس جسم داغ به سطح پوست، مدل سازی توزیع گرمای زیستی پنس را در پوست به انجام رسانده اند و نیز تأثیر رگ خونی را در لایه های زیرین پوستی در نظر گرفته اند [۱۵].

همچنین حل معادله پنس برای مولد گرمایی که به صورت سینوسی جریان گرمایی را به پوست اعمال می کند، نشان داد که بافت پوستی امکان ارائه تغییرات مرحله به مرحله در دمایش را مشابه با آنچه ما در محاسبات خود در شرایط نانو مشاهده کردیم دارا است [۱۶].

### References

- Xu F, Seffen KA, Lu TJ. Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics, *J. Heat and Mass Transfer* 2008; 51: 2237-59.
- Richardson AW, Imig CG, Feucht BL, Hines HM. Relationship between deep tissue temperature and blood flow during electromagnetic irradiation, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1950; 31: 19-25.
- Roemer RB, Oleson JR, Cetas TC. Oscillatory temperature response to constant power applied to canine muscle, *Am. J. Physiology* 1985; 249: R153-R158.
- Mitra K, Kumar S, Vedavarz A, Moallemi MK. Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat, *ASME J. Heat Transfer* 1995; 117: 568-73.
- Zhang L, Dai W, Nassar R. A numerical method for obtaining an optimal temperature distribution in a 3-D triple-layered cylindrical skin structure embedded with a blood vessel, *J. Numerical Heat Transfer, Part A* 2006; 49(8): 765-84.
- Ng EYK, Chua LT. Mesh independent prediction of skin burns injury, *J. Med Eng tech* 2000; 24: 255-61.
- Jiang SC, Ma N, Li HJ, Zhang XX. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries, *Burns* 2002; 28: 713-7.
- Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, *J. Applied Physiology* 1948; 18: 93-122.
- Eberhart RC, Shitzer A, Hernandez EJ. Thermal dilution methods: Estimation of tissue blood flow and metabolism, *Annals of the New York Academy of Sciences* 1980; 335: 107-32.
- Moradi A, Ahmadikia H. Numerical study of the solidification process in biological tissue with blood flow and metabolism effects by the dual phase lag model, *J. Engineering in Medicine* 2012; 6:406-16.
- Ji Y, Liu J. Vasculature based model for characterizing the oxygen transport in skin tissues - analogy to the Weinbaum-Jiji bioheat equation, *J. Heat and Mass Transfer* 2004; 40: 627-37.
- Deng ZS, Liu J. Analytical study on bioheat transfer problems with spatial or transient heating on skin surface or inside biological

- bodies, ASME J. Biomechanical Engineering 2002; 124: 638-49.
13. Abuarra A, Abuarra B, Abur BS, Singh GKC, AlSadi Z, Mahmood TLR, Omar K, MatJafri MZ. The effects of different laser doses on skin, J. Physical Sciences 2012; 7: 400-7.
  14. Arya D, Saxena VP. Temperature variation in skin and subcutaneous layers under different environmental condition- a two dimensional study, Indian J. Pure and Applied Mathematics 1986; 17: 84-99.
  15. Gowrishankar TR, Stewart DA, Martin GT, Weaver JC. Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous, temperature-dependent perfusion, BioMedical Engineering OnLine 2004; 3: 42.
  16. Shih TC, Yuan P, Lin WL, Kou HS. Analytical analysis of the Pennes' bioheat transfer equation with sinusoidal heat flux condition on skin surface, Medical Engineering and Physics 2007; 29: 946-53.
  17. Anderson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: Precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation, Science 1983; 220: 524-7.
  18. Smith GD. Numerical solution of partial differential equation, Clarendon Press. Oxford, Third Edition 1986; 245-8.
  19. Dai W, Yu H, Nassar, R. A fourth-order compact finite-difference scheme for solving a 1-D Pennes' bioheat transfer equation in a triple-layered skin structure, J. Numerical Heat Transfer, Part B 2004; 46(5): 447-61.