

## The Effects of Evaporation and Convection on Skin Tissue Temperature Distribution

M. Shams Kolahi <sup>1</sup>, S. A. Hashemi <sup>2\*</sup>

<sup>1</sup> M.Sc Student, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

<sup>2</sup> Assistant Professor, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

### Abstract

Recent technological and industrial advances have increased the number of skin burns due to human body exposure to heat in a fire or hot and mechanized environment. In addition, hot environment can produce a strain on a human body leading to discomfort and heat stress and even death. In hot summer days, many people suffer from heat stroke, dehydration and loss of body fluid. Therefore, the subject of studying thermal energy transport in living tissues is useful for assessing skin burns accurately, better understanding the thermoregulatory system of the body and for developing thermal protection standards. In a hot environment, the most important factor to control the body temperature is evaporation. Accordingly, this study solves one dimensional Pennes' bio-heat equation by means of backward finite difference formulation. Physical and physiological factors taken into account are: sweat secretion, capillary blood circulation (perfusion), metabolic heat, heat and water exchange with the environment through convection and evaporation. Initially, the model is validated using the work of Zhao et al. Then, the evaporation term is added to the model to study the effect of ambient temperature variation on skin tissue temperature. The results show that thermal disease such as hyperthermia can be expected if uncovered skin is held for a specific time at hot environment. It is observed that increasing ambient temperature causes a shift in the location of the maximum temperature toward the surface of the skin, i.e., the maximum temperature occurs at the depth of about 9 and 7.6 mm of skin surface for ambient temperature of 50 and 60°C, respectively.

**Key words:** Pennes' Bioheat, Biomechanics, Skin temperature, Evaporation, Convection, Contact Analysis, Finite difference Methods.

\*Corresponding author

**Address:** Seyed Ataolah Hashemi, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), P.O.Box: 15875-3413, Postal Code: 15914, Tehran, I.R. Iran  
**Tel:** +982164542497  
**Fax:** +982166468186  
**E-mail:** a.hashemi@aut.ac.ir

## بررسی اثر محیط و تبخیر بر دمای پوست

محمد شمس کلاهی<sup>۱</sup>، سید عطاءاله هاشمی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup>دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران  
<sup>۲</sup>استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران

### چکیده

با گسترش تکنولوژی در سطح دنیا و افزایش روزافزون تجهیزات اشتعالزا و به سبب آن افزایش میزان مرگ و میر بر اثر جراحات ناشی از سوختگی شایسته است پدیده سوختگی از مبحث مهندسی پزشکی و دیدگاه بیومکانیکی بررسی شود. علاوه بر این آب و هوای گرم نیز باعث ایجاد صدمات سوختگی و تخریب بافت پوستی می‌شود. در روزهای گرم تابستان افراد زیادی بر اثر گرم‌زدگی، تبخیر زیاد آب بدن و سوختگی فوت می‌کنند، در نتیجه مطالعه حرارتی پوست می‌تواند به درک بهتر سیستم کنترل دمای بدن کمک کند و باعث پیشرفت در حوزه محافظ‌های پوستی و استانداردهای ایمنی شود. در محیط گرم، تعرق مهمترین عامل برای تغییر دما، بر اساس سیستم تنظیم دمای بدن است. در این پژوهش ابتدا فرمولبندی و حل به روش تفاضل محدود معکوس مدل با روش زاو و همکاران ارزیابی شده است. سپس برای بسط دادن مدل انتقال حرارت زیستی پنس با اضافه کردن جمله تبخیر به شرط مرزی سطح پوست و تغییر شرایط مرزی و افزودن مؤلفه تبخیر به آن، نتایجی در مورد توزیع دما در پوست بدست آمده است. این مدل برای تحلیل اثر تغییر دمای محیط، شرایط محیطی مختلف و فعالیت بدنی مشخص بر دمای گذرای پوست و همچنین برای تعیین دمای نهایی بافت زنده به کار گرفته شده است. نتایج نشان می‌دهد در صورت عدم تعرق، دمای بدن به سرعت افزایش یافته؛ گرم‌زدگی و سوختگی رخ خواهد داد و نیاز فوری به نوشیدن آب خواهد بود. همچنین افزایش دمای محیط، محل بیشینه درجه حرارت را به سطح پوست منتقل می‌کند. برای مثال، بیشترین مقدار دما در ۹ mm و ۷/۶ mm از سطح پوست به ترتیب برای دمای محیط 50°C و 60°C رخ می‌دهد؛ یعنی بیشترین آسیب دیدگی حرارتی در این محل واقع می‌شود.

کلیدواژگان: بافت پوست، تعریق، معادله انتقال حرارت زیستی پنس، حل عددی پسر، جابجایی، سوختگی

\*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، رو بروی سمیه، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، دانشکده مهندسی پزشکی، کدپستی: ۱۵۹۱۴

تلفن: ۰۲۱۶۴۵۴۲۴۹۷، دورنگار: ۰۲۱۶۶۴۶۸۱۸۶، پیام‌نگار: a.hashemi@aut.ac.ir

## ۱- مقدمه

مطالعه حرارتی بدن از جنبه‌های مختلفی اهمیت دارد. مطالعات بالینی و دارویی جدید مانند روش تشخیص به شیوه حرارتی، سرطان و هایپرترمی، جراحی سرد، نگهداری و محافظت سرد نیازمند درک عوامل و پدیده‌های زندگی و رفتار حرارتی در بافت زنده است [۳، ۴، ۱۰]. علاوه بر این، سوختگی پوست - که با قرار گرفتن آن در معرض آتش یا محیط گرم و یا در تماس با اجسام داغ اتفاق می‌افتد - از اتفاقات خطرناک و معمول در زندگی روزمره و محیط کار محسوب می‌شود [۵]. بنابراین مطالعه انتقال حرارت زیستی در بدن انسان از اهمیت زیادی برخوردار است و در طراحی تجهیزات تشخیص حرارتی - بالینی بیماری‌ها و همچنین در ارزیابی میزان سوختگی و اثر محافظه‌های حرارتی بر آن کاربرد فراوان دارد.

بدن انسان در محیط‌های با هوای گرم ایجاد تنش می‌کند. این تنش حرارتی موجب عدم آسایش، خستگی، بی‌هوشی و در نهایت مرگ می‌شود. لازم است ذکر شود محیط‌هایی که آسایش فیزیکی در آنجا کاهش یافته و یا سلب شده باشد نشان دهنده عدم رعایت استانداردهای مراقبت و سلامت است و به افزایش خطا و بروز حوادث و همچنین افت در تولید منجر می‌شود.

ایجاد مدل‌های ریاضی برای سیستم تنظیم دمای بدن انسان از قرن بیستم شروع شد [۱۵]. مدل‌های اولیه از بیان ساده‌ای برای سیستم حرارتی بدن استفاده می‌کردند، تا اینکه در سال ۱۹۶۰ مدل‌هایی با جزئیات بیشتری ارائه شدند که توانستند دانش کسب شده تا آن زمان از این سیستم را به هم پیوند دهند و به افزایش دانش در این رابطه کمک بسزایی کنند. با شناخت این پیچیدگی‌ها دقت مدل‌ها نیز افزایش پیدا کرد [۲۰، ۲۲]. با وجود این تاکنون بسیاری از مکانیزم‌های حرارتی بدن به خوبی شناخته نشده‌اند.

در ادامه به تاریخچه‌ای از فعالیت‌های انجام شده می‌پردازیم. برای تحلیل با شرایط مرزی مختلف روی سطح پوست، لیو و چو [۸] اختلاف فازی را میان دمای سطح و شار حرارتی یافته‌اند که می‌تواند برای محاسبه پرفیوژن خون در بافت زنده استفاده شود.

لیو و دنگ [۹] با استفاده از الگوریتم مونت کارلو رابطه دقیقی را میان اطلاعات تصویری از حرارت سطحی و پاتوفیزیولوژی بدن برای تشخیص‌های ممکن بیان کردند. علاوه بر این چند راه حل تحلیلی نیز برای مسائلی با انتقال حرارت زیستی و هندسه مختلف در حالت گذرا روی سطح پوست یا درون بدن با روش تابع گرین بیان کردند [۶]. چو و نگ [۷، ۱۲] معادله انتقال حرارتی زیستی پنس<sup>۱</sup> را به طور عددی با استفاده از روش تفاضل محدود<sup>۲</sup> (یک بعدی) و تحلیل المان محدود (دو بعدی) برای نمایان ساختن حالت سوختگی حل کردند. سودهارسن و نگ [۱۳، ۱۴] نیز یک المان چهار وجهی با چهار گره و با یک مش‌بندی را - که تقریب عددی با حساسیت پایین تولید کند - برای مدل سازی دمای سطح و دمای بافت سینه در حالت عملکرد عادی و مقایسه آن با حالت وجود تومور در بافت به منظور طراحی یک دستگاه خارجی برای تشخیص سرطان سینه ایجاد کردند. آنها همچنین نشان دادند که توزیع دمای سطح با اندازه و عمق تومور تغییر می‌کند. به همین ترتیب مطالعاتی در مورد انتقال حرارت پیرامون پرتو دهی موج میلیمتری روی پوست بدن در یک زمان کوتاه انجام شد [۱۸، ۱۹] که نتیجه آن آشکار شدن اهمیت پاسخ دمایی گذرای پوست برای برآورد پرفیوژن خون در تشخیص حرارتی بود.

در میان مدل‌های مختلف پیشنهاد شده برای مطالعه انتقال حرارت بافت زنده، معادله پنس یکی از کاربردی‌ترین آنها است که مبتنی بر قانون کلاسیک فوریه است [۱۱]. این مدل با اضافه کردن جمله پرفیوژن خون و ساده‌سازی معادلات سیستم حاصل می‌شود. پرفیوژن خون به صورت میزان جریان خون بر واحد حجم خون به منظور مطالعه انتقال حرارت زیستی و برآورد سوختگی پوست به کار می‌رود.

حل تحلیلی معادله پنس (یک بعدی) [۱۶] به کمک سری‌های مثلثاتی انجام شده است؛ ولی ارزیابی دقت آن مستلزم صرف هزینه است. لیو و همکاران نیز [۱۶] از روش تفاضل محدود برای حل معادله در سه لایه ساختار پوستی اپیدرم، درم و سابکانتینوس استفاده کردند. مدل سه لایه پوستی بر اساس سه مقدار ثابت از ضریب انتقال حرارت هدایتی برای هر لایه فرض می‌شود. در سال‌های اخیر ژانگ و دی [۲] مدل تفاضل محدود همواره پایداری را در سه سطح ارائه کردند که در حوزه

<sup>1</sup>Pennes Bioheat Transfer Model<sup>2</sup>Finite Difference Method

که  $T_s$  چگالی،  $c_s$  گرمای ویژه،  $k$  رسانایی گرمایی بافت،  $\omega_b$  پرفیوژن خون،  $c_b$  گرمای ویژه خون و  $Q_m$  گرمای حجمی ناشی از سرعت سوخت و ساز است.  $q = T - T_b$  نیز میزان افزایش دما است که  $T$  نشان دهنده دمای پوست و  $T_b$  دمای خون است. رسانایی گرمایی  $k$  مطابق مدل زاو تابعی از متغیر مکان  $x$  فرض می شود تا با نتایج مدل ایشان مقایسه شود. سپس برای مدل سازی تبخیر و همرفت بطور همزمان، از ثابت هایی که به واقعیت نزدیکتر هستند استفاده می شود.

برای معادله (۱) از روش تفاضل پسرو استفاده می شود و  $\Delta x$  برای مش بندی مکان بکار می رود، طوری که برای عدد صحیح  $m$  رابطه  $m\Delta x = L$  برقرار باشد. برای نقاط درونی مش  $0 < j < N \Delta x$ ، گسسته سازی معادله (۱) بصورت زیر خواهد بود:

$$r_s c_s \frac{q^{p+1}_m - q^p_m}{\Delta t} = k_m \frac{q^{p+1}_{m+1} + q^{p+1}_{m-1} - 2q^{p+1}_m}{\Delta x^2} + k_{x_m} \frac{q^{p+1}_{m+1} - q^{p+1}_m}{\Delta x} - \omega_b c_b q^{p+1}_m + Q_m \quad (2)$$

که پس از ساده سازی، معادله زیر را خواهیم داشت:

$$q^{p+1}_m \left( -\frac{r_s c_s}{\Delta t} - \frac{2k_m}{\Delta x^2} - \frac{k_{x_m}}{\Delta x} - \omega_b c_b \right) + q^{p+1}_{m+1} \left( \frac{k_m}{\Delta x^2} + \frac{k_{x_m}}{\Delta x} \right) + q^{p+1}_{m-1} \left( \frac{k_m}{\Delta x^2} \right) + Q_m = \frac{-r_s c_s}{\Delta t} q^p_m \quad (3)$$

با بازنویسی و ساده سازی رابطه (۳)، معادله زیر حاصل می شود:

$$Aq^{p+1}_m + Bq^{p+1}_{m+1} + Cq^{p+1}_{m-1} + Q_m = Eq^p_m \quad (4)$$

برای اطمینان از اینکه دماهای گذرا مستقل از مش بندی هستند، گام های مکانی و زمانی بقدر کافی کوچک انتخاب شده اند. سپس معادله (۴) برای همه گره های مش در زمان  $p+1$  بصورت همزمان حل شده؛ دماهای  $T^{p+1}$  برای همه گره ها تعیین می شوند. این روش موسوم به روش ضمنی است که در آن به دلیل حل همزمان برای همه گره ها، محدودیت خاصی برای انتخاب گام زمانی وجود ندارد و معادله (۳) همگرا خواهد بود. در ابتدا صحت این روش با روش زاو [۱۷] - که در آن  $k$  تابع پیوسته ای از ضخامت بافت پوست  $x$  است - بررسی می شود. پرفیوژن ( $\omega_b$ )، چگالی پوست ( $r_s$ )، گرمای ویژه پوست  $C_s$  و گرمای ویژه خون  $c_b$  و هدایت گرمایی  $k$  که وابسته به متغیر مکان  $x$  است، مشابه مدل ایشان انتخاب شده اند. میزان افزایش پله ای دمای سطح پوست نیز برابر  $q_0 = 12^\circ C$  انتخاب

روش های تجزیه معادلات دیفرانسیل (روش های حل عددی) برای حل معادله پنس یک بعدی در همان ساختار سه لایه پوستی استفاده کرده بودند.

جیانگ و همکاران [۱۵] مدلی یک بعدی را برای تخمین دمای گذرا و توزیع صدمات پوستی با استفاده از روش تفاضل محدود یک بعدی پیشنهاد کردند. بررسی انتقال حرارت زیستی با ارزیابی سه بعدی و گذرای توزیع دما نیز، اخیراً پیشنهاد شده است.

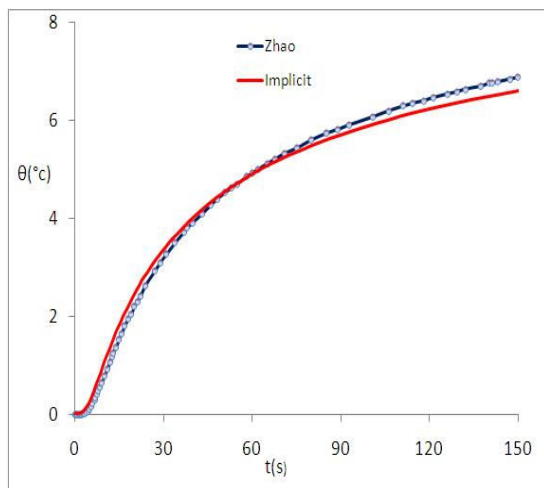
هنگامی که سطح پوست در معرض یک منبع حرارتی قرار می گیرد، ممکن است دمای موضعی افزایش پیدا کند و آن تنها در محدوده حرارت همرفت و یا جابجایی اتفاق می افتد که به طور مستقیم به پرفیوژن خون وابسته است. آندرسون و برنساید [۳۱] از یک منبع حرارتی سینوسی سه بعدی برای اندازه گیری تأثیر پرفیوژن خون استفاده کردند. در حالت های مورد بررسی آنها، حرارت به وسیله اولتراسوند انتشار یافت و پاسخ دمایی در سطح پوست نمایش داده شد. از نتایج به دست آمده، پرفیوژن با حل عددی مدل پنس، محاسبه شد.

در محیط گرم تعرق مهمترین عامل برای تغییر دما در محدوده ساختار پوست و بر اساس سیستم تنظیم دمای بدن است. همچنین این عامل هنگام انجام فعالیت های بدنی مختلف مانند ورزش و کار این عامل اهمیت بیشتری پیدا می کند؛ زیرا در این شرایط بدن حرارت تولید می کند و این حرارت باید برای جلوگیری از تنش حرارتی و دیگر بیماری ها دفع شود. در این تحقیق، ابتدا فرمول بندی و حل معکوس با روش زاو و همکاران ارزیابی می شود. مدل حاضر به طور خودکار همگرا و پایدار است و نتایج با مدل ایشان مطابقت دارد. هدف این مطالعه ارائه یک روش تفاضل محدود معکوس برای بسط دادن مدل انتقال حرارت زیستی پنس با اضافه کردن جمله تبخیر به شرط مرزی سطح پوست است.

## ۲- تئوری

معادله یک بعدی انتقال حرارت زیستی پنس در حالت گذرا بصورت زیر است:

$$r_s c_s \frac{\partial q}{\partial t} = k(x) \frac{\partial^2 q}{\partial x^2} + \frac{\partial k(x)}{\partial x} \frac{\partial q}{\partial x} + \omega_b c_b q + Q_m \quad (1)$$



شکل (۲) - افزایش دما در سطح پوست در  $x = 0.01208 \text{ m}$  و  
 $k(x) = 0.5 - (100x - 0.6)(100x - 0.5)$

همانطور که بیان شد، هدف این تحقیق بررسی اثر تبخیر دردمای پوست هدف این تحقیق است. هوای گرم باعث تراوش عرق از مجرای آن به سطح پوست می‌شود. فرض می‌کنیم سرعت تعرق با سرعت تبخیر برابر است. این مدل موضعی است و دمای پوست در ابتدا  $37^\circ\text{C}$  است. شرایط اولیه و مرزی این مدل بصورت زیر است:

$$q(x,0) = 0 \quad (6)$$

$$x=L \rightarrow \frac{\partial q}{\partial x} = 0 \quad (7)$$

و شرط مرزی سطح پوست عبارت است از:

$$kA_{Du} \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=0} = A_{Du} h(T - T_a) \Big|_{x=0} - \dot{m}_{sweat} h_{fg} \quad (8)$$

فرض می‌شود عرق بصورت کامل در سطح پوست بخار می‌شود. با تقسیم معادله (۷) بر  $A_{Du}$  (مساحت DuBois سطح بدن)، معادله زیر حاصل می‌شود:

$$k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=0} = h(T - T_a) \Big|_{x=0} - \frac{\dot{m}_{sweat}}{A_{Du}} h_{fg} \quad (9)$$

در سطح پوست دو روش انتقال گرما وجود دارد: یکی روش انتقال حرارت جابجایی و دیگری انتقال حرارت ناشی از تبخیر است که به نرخ گرمای ویژه - که در سطح پوست اثر می‌گذارد - بستگی دارد. گرمای نهان تبخیر ( $h_{fg}$ ) مطابق با جدول

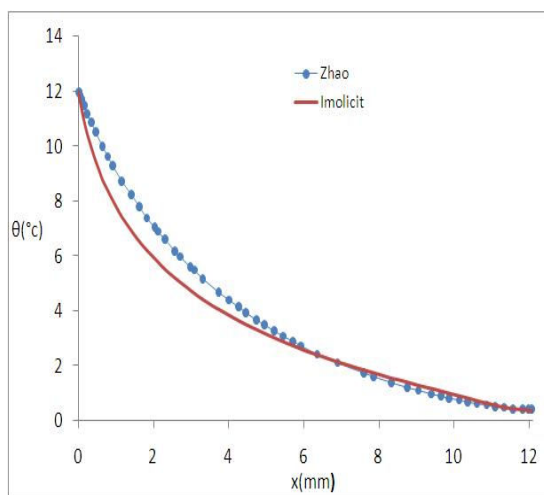
می‌شود. شرایط اولیه و مرزی را بطور مشابه در نظر می‌گیریم که بصورت زیر است:

$$q(x,0) = 0 \quad (5a)$$

$$\frac{\partial q}{\partial x} \Big|_{x=L} = 0 \quad (5b)$$

$$q(0,t) = q_0 \quad (5c)$$

حل مسأله با شرایط مرزی و اولیه فوق انجام می‌شود. شکل (۱) توزیع دما را بر حسب جهت  $x$  در زمان  $t = 150 \text{ s}$  نشان می‌دهد. شکل (۲) نیز افزایش دمای پوست را در  $x = 0.01208 \text{ m}$  نشان می‌دهد. این نتایج بر اساس مش  $120$  تاایی با فاصله زمانی  $\Delta t = 0.02 \text{ s}$  انجام شده است. نمودارها میزان دقت محاسبات را در روش تفاضل پسرو نشان داده و پایداری روش حل ارائه شده را تأیید می‌کند. نتایج محاسبات با نتایج مدل زاو و ضربید هدایت حرارت مشابه، مطابقت می‌کند. البته تابع  $k$  انتخاب شده دقیق نبوده و برای مقایسه با نتایج سایر تحقیقات مناسب نیست؛ ولی برای محک روش ارائه شده قابل قبول است. در روش ضمنی، افزایش زیاد در  $\Delta t$  را برای سرعت بخشیدن به حل مسأله، بدون محدودیت در حل معادله، می‌توان به کار گرفت. گام های زمانی برای روش صریح  $0.002$  ثانیه و برای روش ضمنی  $0.2$  ثانیه انتخاب شده است.



شکل (۱) - توزیع دما بر حسب  $x$  در  $t = 150 \text{ s}$  با  
 $k(x) = 0.5 - (100x - 0.6)(100x - 0.5)$

مشخصه ترمودینامیکی آب تابعی خطی از دمای سطح پوست است.

با جایگزینی  $q_a = T_a - T_b$  معادله زیر به دست می‌آید:

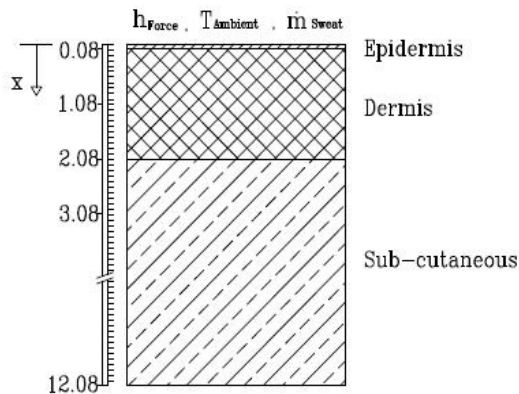
$$k \frac{\partial q}{\partial x} \Big|_{x=0} = h(q - q_a) \Big|_{x=0} - \frac{m_{sweat}}{A_{Du}} h_{fg} \quad (۹-الف)$$

برای محاسبه ضریب انتقال حرارت ( $h$ ) برای فرد بدون پوشش و در معرض هوا، از معادله (۱۰) برای همرفت اجباری در شرایط ایستاده و در مقابل جریان هوا، استفاده شد [۲۳، ۲۱]:

$$h_{force} = 6.51v^{0.67} \quad (۱۰)$$

که  $v$  سرعت سیال است.

در شکل (۳) مدل یک بعدی برای تحلیل تفاضل محدود با سه لایه از بافت پوست نشان داده شده است.



شکل (۳) - ترسیم نمادین مدل پوست با سه لایه

Epidermis، Dermis و sub-cutaneous در جدول (۱) نشان

داده شده است.

اتلاف گرما بواسطه تبخیر باعث کاهش دمای بدن می‌شود.

این موضوع دارای اهمیت فراوانی در مناطق گرم است. اتلاف گرما به اندازه  $1 \text{ w.m}^{-2}$  متناظر با تعرق با سرعت  $2/67 \text{ gr/h}$  برای یک نمونه استاندارد ( $1/8 \text{ m}^2$  از سطح بدن) است. برای مردان که مساحت بدنشان  $1/8 \text{ m}^2$  است، به طور متوسط تعداد غدد تعرق برابر با ۱۰۰ عدد در یک سانتیمتر مربع از پوستشان است. حداکثر نرخ تعرق برای یک نمونه استاندارد برابر با  $650 \text{ gr/h}$  است [۲۹]. در بررسی حاضر، با استفاده از این مقادیر تغییر دمای محیط و تغییر دما در ضخامت‌های مختلف پوست مورد مطالعه قرار گرفته است.

### ۳- نتایج و بحث

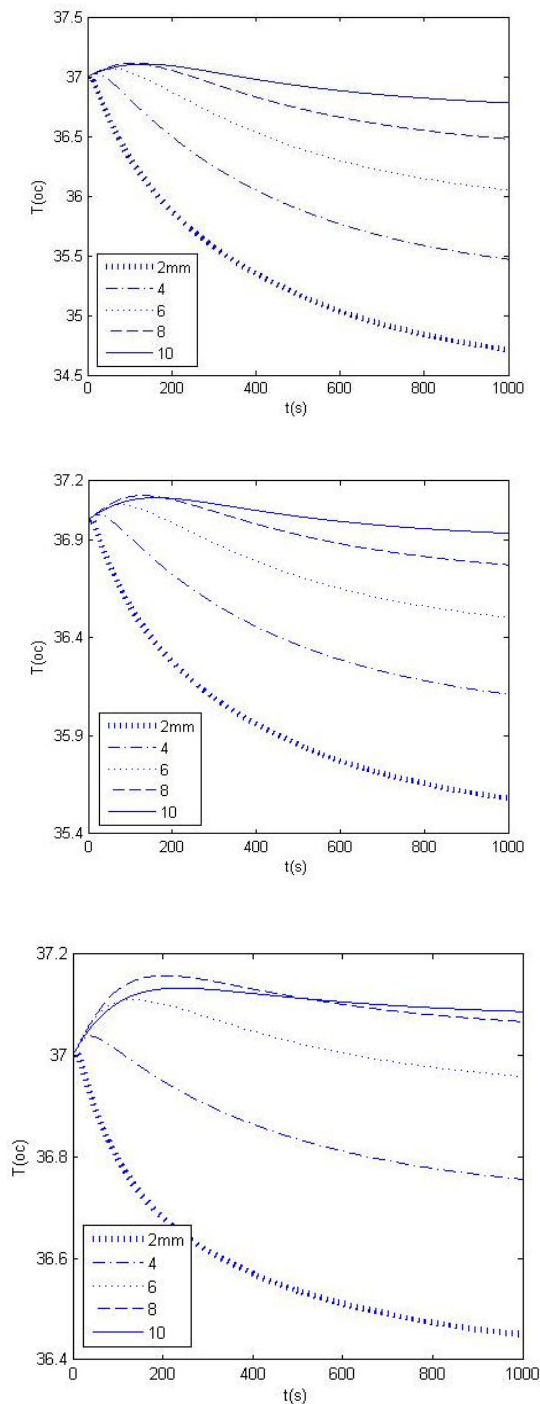
معادله یک بعدی پنس بروش گسسته‌سازی - که در معادله (۳) انجام شد - بصورت عددی حل شد. این معادله مدلی یک بعدی از پوست با ضخامت  $12/08 \text{ mm}$  است و مقادیر ویژگی‌های فیزیکی آن در جدول (۱) آورده شده است.

همانند مرجع [۸]،  $c_b = 4200 \text{ J/kg.}^\circ\text{C}$  در نظر گرفته شد و پله زمانی  $\Delta t = 0.001 \text{ s}$  بود. نرخ سوخت و ساز بافت ثابت فرض شده که مقدار آن برابر  $4200 \text{ J/m}^3$  است [۳۲، ۳۰].

سرعت هوا ( $v_a$ ) برابر با  $0/5 \text{ m/s}$  و رطوبت نسبی آن کمتر از ۲۰٪ - که مختص آب و هوای نواحی گرم و خشک است - در نظر گرفته شده است. مشخصه‌های لایه‌های پوست شامل:

جدول (۱) - پارامترهای مربوط به لایه‌های پوستی [۲۳، ۲۶-۸]

Layer	Specific heat, $C$ (J/kg. °C)	Density $\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	Thickness (mm)	Thermal conductivity $k$ (W/m. °C)	Blood perfusion rate $\omega_b$ (kg/m <sup>3</sup> . s)
Epidermis	3590	1200	$80 \times 10^{-3}$	0.24	0
Dermis	3300	1200	2	0.45	0.5
Sub-cutaneous	2500	1000	10	0.19	0.5



شکل (۴) - توزیع دمای پوست در عمق‌های مشخص شده از سطح خارجی پوست در مدت زمان ۱۰۰۰ ثانیه. منحنی دما- زمان برای دمای محیط 60, 50, 40 به ترتیب از بالا به پایین هستند.

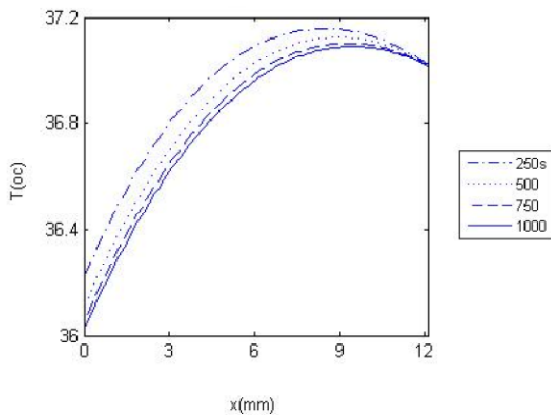
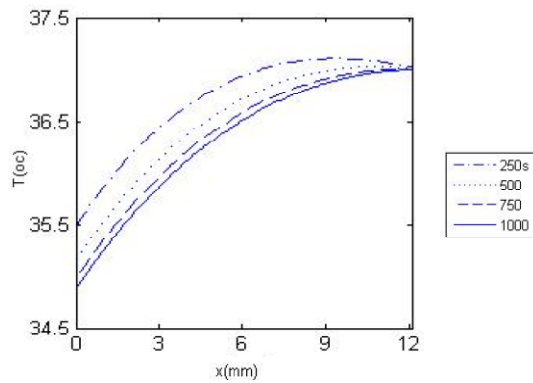
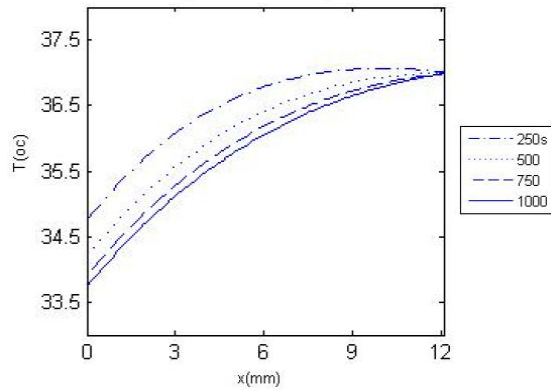
در شکل (۴) توزیع دما در مدت زمان ۱۰۰ ثانیه نشان داده شده است. طبق این شکل با افزایش دمای  $T_a$ ، توزیع دمای لایه‌ها به 37°C نزدیک می‌شوند و برای دمای محیط بیش از 60°C، دما در قسمت‌های مختلف لایه‌های پوستی مقادیری بیشتر از دمای داخلی بدن را نشان می‌دهد که این به منزله اختلال در سیستم تنظیم دمای بدن است.

دمای غشای میانی پوست<sup>۳</sup> بطور چشمگیری تغییر می‌کند در حالی که تغییرات دمای بافت درونی کمتر است. اگر فرض کنیم که میانگین دمای پوست 34°C و دمای سطح پوست در شرایط طبیعی 32°C است، برای شرایط آب و هوایی با دمایی بیش از 40°C، علائم هایپرترمیا و بیماری حرارتی پس از زمان مشخصی قابل مشاهده خواهد بود.

طبق نتایج بدست آمده در دماهای بیش از 50°C با گذشت زمان در سیستم تنظیم دمای بدن اختلال رخ خواهد داد. در تحلیل‌های انجام شده از جمله تشعشع در معادلات صرف‌نظر شده است. چنانچه ترم تشعشع حرارتی در شرایط مرزی وارد شود، محدوده دمای محیط امن در شرایط غیر سایه کاهش خواهد یافت.

نتایج نشان می‌دهند توزیع دما با افزایش هدایت گرمایی بافت پوست کاهش می‌یابد. در بین حالت‌های بررسی شده، وقتی دمای محیط افزایش می‌یابد توزیع دمای لایه 2mm از سطح پوست افزایش نشان می‌دهد، و این شرایط مناسبی برای بدن نیست. بنابراین لایه‌های نزدیک به سطح پوست نسبت به لایه‌های عمیق‌تر دارای دمای بالاتری خواهند بود.

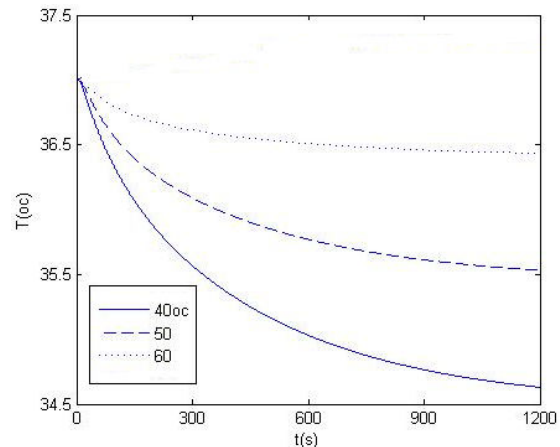
<sup>3</sup> Dermis



شکل (۶) - توزیع دمایی در راستای عمق پوست در زمان های ۲۵۰، ۵۰۰، ۷۵۰، ۱۰۰۰ ثانیه. توزیع دما - موقعیت برای دمای محیط ۴۰، ۵۰، ۶۰°C به ترتیب از بالا به پایین هستند.

منحنی‌های شکل (۴) شرایط حالت دائم را پس از ۱۰۰۰ ثانیه نشان می‌دهند. هدایت حرارتی عامل مؤثری در گرم شدن بافت پوست است. آگاهی از دمای گذرا در عمق ۲/۰۸ mm از پوست - که مرز ایزولاسیون بدن است - دارای اهمیت است (شکل ۵). منحنی‌ها نشان می‌دهند که دفع گرما از بدن در دمای محیط بیش از ۶۰°C، کافی نیست؛ ولی این دما قادر نیست به بافت صدمات سوختگی برساند. نتایج نشان می‌دهند که هر ۱۰°C افزایش دمای محیط، در حدود ۱°C افزایش دمای این لایه را در پی خواهد داشت.

تغییر دمای مربوط به مقادیر مختلف X در شکل (۶) نشان داده شده است. با افزایش دمای محیط، بیشترین مقدار دما در ۶ mm از سطح پوست رخ می‌دهد. یعنی بیشترین آسیب‌دیدگی در این محل واقع می‌شود و همچنین شدت این آسیب به مدت قرار گرفتن در معرض حرارت بستگی دارد. بخش بالایی شکل (۶) نشان می‌دهد که تبخیر پس از ۱۰۰۰ ثانیه نیز می‌تواند دمای لایه‌ها را برای دمای محیط کمتر از ۴۰°C تنظیم کند.



شکل (۵) - دما در عمق ۲/۰۸ mm از سطح پوست در مدت زمان ۱۲۰۰ ثانیه برای دماهای محیط متفاوت



- Pennesbioheat equation; Applied Mathematics and Computation, 2005; 171: 320–331.
- [2] Dai W.Z., Zhang J., A three level finite difference scheme for solving the Pennesbioheat transfer in a triple-layered skin structure; Technical Report No. 343-02, Department of Computer Science, University of Kentucky, Lexington, KY, 2002.
- [3] Chato J.C., Fundamentals of Bioheat Transfer; Springer-Verlag, Berlin, 1989.
- [4] Gautherie M., Clinical Thermology: Thermo-therapy, vols. 1–4, Springer-Verlag, Heidelberg, 1990.
- [5] Killer K.R., Hayes L.J., Analysis of tissue injury by burning: comparison of in situ and skin flap models; Int. J. Heat & Mass Transfer, 1991; 34: 1393–1406.
- [6] Deng Z.S., Liu J., Analytical study on bioheat transfer problems with spatial or transient heating on skin surface or inside biological bodies; ASME J BiomechEng. 2002; 120:638–49.
- [7] Ng EYK, Chua LT. Comparison of one-and two-dimensional programmes for predicting the state of skin burns; Burns, 2002; 28:27–34.
- [8] Liu J, Xu L.X. Estimation of blood perfusion using phase shift in temperature response to sinusoidal heating the skin surface; IEEE Trans Biomed Eng, 1999; 46:1037–43.
- [9] Deng Z.S., Liu J. Mathematical modeling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics; ComputBiol Med, 2004; 34:495–521.
- [10] Miyakawa M., Bolomey J.C. (Eds.), Non-invasive Thermometry of Human Body; CRC Press, Boca Raton, 1996.
- [11] Pennes H.H., Analysis of tissue and arterial temperature in the resting human forearm; J. Appl. Physiol., 1948; 1:93–122.
- [12] Liu E.H., Saidel G.M., Harasaki H., Model analysis of tissue responses to transient and chronic heating; Ann Biomed Eng, 2003; 31: 1007–1048.
- [13] Ng EYK, Sudharsan N.M., An improved three-dimensional direct numerical modeling and thermal analysis of a female breast with tumour; ProcInstMechEng Part H–J Eng Med, 2001; 215: 25–37.
- [14] Ng EYK, Sudharsan N.M., Numerical uncertainty and perfusion induced instability in bioheat equation: its importance in thermographic interpretation; J Med Eng Tech, 2001; 25:222–229.
- [15] Lefevre J., Engergétique et chaleur animale, Masson; 1911; Paris.
- [16] Liu J., Chen X., Xu L.X., New thermal wave aspects on burn evaluation of skin subjected to instantaneous heating; IEEE Trans. Biomed. Eng., 1999; 46: 420–428.
- [17] Bu ttner B., Effects of extreme heat on man; JAMA, 1950; 144: 732–738.
- [18] Alekseev S.I., Ziskin M.C., Local heating of human skin by millimeter waves: a kinetics study; Bioelectromagnetics, 2003; 21:571–81.
- [19] Walters T.J., Ryan K.L., Nelson D.A., Blick D.W., Mason P.A., Effects of blood flow on skin heating

## ۴- نتیجه گیری

در این مطالعه یک روش جدید برای حل معادله انتقال حرارت زیستی چند لایه ای پنس در یک بعد به روش تفاضل محدود بررسی شد. در ابتدا طرح ارائه شده با طرح زاو مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. این مدل از ناپیوستگی رسانایی حرارتی در محدوده مرزها- که در مدل سه لایه ای موضوعیت می یابد- جلوگیری می کند [۲،۱۶]؛ ولی بدلیل دقت پایین رابطه، در بدست آوردن نتایج دقیق قابل استناد نیست. در حالت وجود جمله تبخیر، سه لایه متمایز از هم در نظر گرفته شد و برای شرایط دمایی و اولیه مختلف تغییرات دما در عمق لایه های پوستی بدست آمد. پس از تغییر شرایط مرزی و افزودن مؤلفه تبخیر به آن، به نتایجی در مورد توزیع دما در پوست دست یافتیم. این مدل برای تحلیل اثر تغییر دمای محیط بر دمای گذرای پوست و برای تعیین دمای نهایی بافت زنده به کار برده شد. بررسی نتایج نشان می دهد که برای بدن بدون پوشش در مدت زمان مشخص تنش های حرارتی و هایپرترمی رخ خواهد داد. لازم است ذکر شود، دقت این مدل به میزان دقت مشخصه حرارتی بافت در حین تبادل حرارت با محیط بستگی دارد. ضخامت لایه هیپودرم در قسمت های مختلف بدن متفاوت است و کمی تغییر می کند. اما عملاً مرز بین لایه درم و هیپودرم- که مرز ایزولاسیون بدن محسوب می شود- مهم است. در این پژوهش سعی شد با تغییرات دمای محیط، تأثیر این پارامتر را بر پخش دمایی در بافت پوست مورد مطالعه قرار گیرد. نتایج نشان می دهد در صورت عدم تعرق، دمای بدن به سرعت افزایش می یابد و گرمزدگی و سوختگی رخ خواهد داد. در این حالت نیاز سریع به نوشیدن آب کافی و استراحت خواهد بود و در شرایط حاد نیاز به قرارگیری در حمام آب سرد است. در مدلسازی انجام شده عامل تشعشع در معادلات لحاظ نشده و پوست در موقعیت سایه قرار گرفته است. جمله تشعشع در تماس مستقیم پوست با نور خورشید دارای اهمیت بوده و شایسته است در پژوهش های آینده بیشتر بررسی شود.

## مراجع

- [1] Zhao J.J., Zhang J., Kang N., Yang F., A two level finite difference scheme for one dimensional

- induced by millimeter wave irradiation in humans; Health Phys, 2004; 86:115-20.
- [20] Wyndham C.H., Atkins A.R., A Physiological Scheme and Mathematical Model of Temperature Regulation in Man; PflugersArchiv., 1968; 303: 14-30.
- [21] Najarian S., Heat and Mass Transfer in biological System; Amirkabir University of Technology, 2006; Tehran.
- [22] Wissler E.H., A mathematical model of the human thermal system; Bulletin of Mathematical Biophysics, 1964; 26:147-166.
- [23] Ashin K., Datta, Dekker M., Biological and Bioenvironmental Heat and Mass Transfer; 2002.
- [24] Huang H.W., Chen Z.P., Roemer R.B., A counter current vascular network model of heat transfer in tissues; J. Biomech. Eng., 1996; 118:120-129.
- [25] Dai W., Bejan A., Tang X., Zhang L., Nassar R., Optimal temperature distribution in a 3D triple layered skin structure with embedded vasculature; J. Appl. Phys., 2006; 99:1047-02.
- [26] Tang X., Dai W., Nassar R., Bejan A., Optimal temperature distribution in a 3D triple layered skin structure embedded with artery and vein vasculature, Numer; Heat Transfer, 2006; A50: 809-843.
- [27] Jakob M., Heat Transfer; Johan wiley& sons, New York, 1949.
- [28] Lienhard J.H.I.V., A Heat Transfer Textbook; Phlogiston press. Cambridge. massachusetts. U.S.A(2008) Zhong-
- [29] ISO/FDIS 7933, Ergonomics of the thermal environment –Analytical determination and interpretation of heat stress using calculation of the predicted heat strain; ISO/TC 159/SC 5, 2004.
- [30] Deng S., Liu J., Monte Carlo Method to solve Multidimensional Bioheat Transfer problem; Numerical Heat Transfer, 2002; B42.
- [31] Dillenseger J.L., Esneault S., Garnier C., Computation of the Bioheat Transfer Equation for the HCC Ultrasound Surgery Therapy Modeling; Confproc: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008; 1: 2538-2541.
- [32] Anderson G.T., Burnside G., A noninvasive technique to measure perfusion using a focused ultrasound heating source and a tissue surface temperature measurement; ProcAdvMeasComput Temp Biomed, 1990; 147:31-35.
- [33] Ozen S., Helhel S., Cerezci O., Heat analysis of biological tissue exposed to microwave by using thermal wave model of bio-heat transfer; Burns, 2008; 34: 45-49.