



ارتقای ساختار مدل آسایش حرارتی مبتنی بر پاسخ حسگرهای حرارتی پوست با استفاده از معادله انتقال حرارت غیر فوری‌ای

حانیه بیجاری¹، سید علیرضا ذوالفقاری^{2*}

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند
2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند
* zolfaghari@birjand.ac.ir, 97175/376

چکیده

در تحقیق حاضر یک مدل آسایش حرارتی جدید مبتنی بر حسگرهای حرارتی پوست به کمک مبانی انتقال حرارت غیر فوری‌ای در بافت‌های زنده توسعه داده شده است. این مدل جدید مفاهیم سرعت محدود انتشار اغتشاشات دمایی را با کمک معادلات غیر فوری‌ای در نظر می‌گیرد. توصیف انتقال حرارت در بافت‌های زنده به دلیل دارا بودن ساختاری پیچیده و ناهمگن با سایر مواد متفاوت می‌باشد. مدل انتقال حرارت زیستی تأخیر فاز دوگانه که شامل دو جمله تأخیر زمانی بوده نمونه‌ای از انتقال حرارت غیر فوری‌ای در بافت‌های زنده است. ما از این مدل برای تعیین توزیع دما در محل حسگرهای حرارتی استفاده می‌کنیم. مدل جدید آسایش حرارتی با مقایسه نتایج تجربی موجود اعتبارسنجی گردید و نتایج خوبی حاصل شد. از آنجایی که پاسخ حرارتی حسگرهای پوستی بدن به دما و نرخ تغییرات آن در محل حسگرها وابسته است، پیش‌بینی صحیح این مؤلفه‌ها بسیار حائز اهمیت به نظر می‌رسد. در این مقاله ضمن بهبود مدل‌های پیشین، تأثیر انتقال حرارت غیر فوری‌ای بر مشتق دما نیز مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد وجود تأخیرهای فاز دوگانه تأثیر به‌سزایی در نرخ تغییر دما و در نتیجه پاسخ حرارتی حسگرهای بدن دارد.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 05 تیر 1396
پذیرش: 17 مهر 1396
ارائه در سایت: 19 آبان 1396
کلید واژگان:
مدل آسایش حرارتی
حسگرهای پوست
انتقال حرارت غیر فوری‌ای

Developing the thermal comfort model based on cutaneous thermoreceptors response using non-Fourier heat transfer

Hanieh Bijari, Alireza Zolfaghari

Department of Mechanical Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran
* P.O.B. 97175/376, Birjand, Iran, zolfaghari@birjand.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 26 June 2017
Accepted 09 October 2017
Available Online 10 November 2017

Keywords:

Thermal comfort model
Cutaneous thermoreceptors
Non-Fourier heat transfer

ABSTRACT

This paper develops a new thermal comfort model based on cutaneous thermoreceptors achieved by using non-Fourier heat transfer in biological tissue. The new model considers the concept of finite propagation speed of thermal disturbance by using non-Fourier equations. Since biological tissues consist of complicated and nonhomogeneous structure, the heat process is different from other materials. The dual phase lag (DPL) model of bio-heat transfer that describes two time relaxations is a case of non-Fourier heat transfer application in biological tissue. We use this model to find temperature distribution at the depth of thermoreceptors. The new thermal comfort model has been verified by comparisons with experimental data where has a good agreement. As thermal response of the human cutaneous thermoreceptors depends on temperature and its change rate at the depth of thermoreceptors therefore, it is very important to estimate these parameters with a good accuracy. In this paper, the previous models improved and effect of non-Fourier heat transfer on temperature derivative is investigated. It is found that the DPL model has an immense effect on change rate of temperature and thermal response of cutaneous thermoreceptors.

1- مقدمه

ساختار داخلی ناهمگن به خطاهای بزرگی منجر می‌شود. در موادی با ساختار غیرهمگن فرایند انتقال گرما به مقدار زمان کافی نیاز دارد تا رخ دهد و در واقع سرعت انتشار گرما محدود می‌باشد. این رفتار موجی انتقال گرما به‌صورت تجربی توسط میترا و همکاران [2] مشاهده شده است.

پس‌ازاین مشاهدات، مدل موج گرمایی¹ انتقال حرارت زیستی به‌منظور بررسی سازوکارهای فیزیکی و رفتار انتشار موجی گرما در بافت‌های

انتقال حرارت در بافت‌های زنده همراه با تولید گرمای متابولیک و نرخ شارش خون است. در بسیاری از موارد، برای توصیف انتقال حرارت در بافت‌های زنده از مدل انتقال حرارت زیستی پنز [1] استفاده می‌شود. معادله پنز یکی از مدل‌های انتقال حرارت زیستی بر مبنای قانون کلاسیک فوری‌ای است. این قانون بیانگر سرعت انتشار نامحدود سیگنال گرمایی است. قانون هدایت حرارتی فوری‌ای در بسیاری از کاربردهای عملی قابل قبول است ولی در مواد زیستی با

¹ Thermal Wave Model of Bio-heat Transfer (TWMBT)

Please cite this article using:

H. Bijari, A. Zolfaghari, Developing the thermal comfort model based on cutaneous thermoreceptors response using non-Fourier heat transfer, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 11, pp. 70-76, 2018 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

حسگرهای بدن ارزیابی می‌شود. و در ادامه در سال 2011 ذوالفقاری و معرفت [18] شاخص جدیدی برای برآورد احساس و پاسخ حرارتی بدن بر مبنای مدل STB به دست آوردند.

مدل آسایش حرارتی STB با تعیین توزیع دما و مشتق دما در محل حسگرهای حرارتی بدن، احساس حرارتی را پیش‌بینی می‌کند. در تحقیق حاضر معادله انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه در مدل STB جایگزین معادله انتقال حرارت زیستی پنز خواهد شد. سپس تأثیر انتقال حرارت غیر فوریهای بر مشتق دما در محل حسگرها مورد بررسی و تحلیل قرار می‌گیرد. انتظار می‌رود با کاربرد معادله انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه نتایج تفاوت چشمگیری نسبت به معادله زیستی پنز داشته باشد.

1-1- معادلات حاکم

1-1-1- مدل STB

ذوالفقاری و معرفت [16] مدل زیستی تنظیم دمایی ساده شده‌ای را با ترکیب معادله زیستی پنز و مدل دونقطه‌ای گایج [17] ارائه دادند. در مدل STB پوست به سه لایه روپوست، پوست و زیرپوست تقسیم شده است و توزیع دمای گذرای بافت پوست با حل معادله انتقال حرارت زیستی پنز [1] به همراه سازوکارهای تعادل گرمایی به دست می‌آید. معادله اصلی همان معادله زیستی پنز به شکل زیر می‌باشد:

$$\rho C \frac{\partial T(x, t)}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + W_{bl} C_{bl} (T_{art} - T(x, t)) + Q_m \quad (1)$$

که در آن C_{bl} حرارت مخصوص خون می‌باشد و به ترتیب ρ و k چگالی، گرمای مخصوص و هدایت حرارتی بافت پوست هستند. همچنین W_{bl} نرخ شارش خون، Q_m تولید گرمای متابولیک، $T(x, t)$ و T_{art} هم به ترتیب دمای بافت و دمای خون هستند.

به همراه شرایط مرزی متغیر با زمان برای سطح پوست و مرکز بدن

$$-k \frac{\partial T}{\partial x} = h(T - T_a) + \sigma \varepsilon ((T + 273)^4 - (T_a + 273)^4) + (3.054 + 16.7h w_{sk}) (0.256T - 3.37 - P_a) \quad (2)$$

$$T_{cr}^{new} = T_{cr}^{old} + \frac{\Delta t r_m Q_m}{(1 - \alpha) \rho_b C_b} - \frac{\Delta t (K_{eff} + C_{bl} \dot{m}_{bl}) (T_{cr}^{old} - T_{sk}^{old})}{(1 - \alpha) \rho_b C_b l_b} \quad (2)$$

که در این معادله

$$l_b = \frac{V_b}{A_D} \quad (3)$$

$$r_m = 1 - \eta_m - 0.0014(34 - T_a) - 0.0173(5.87 - P_a) \quad (4)$$

باید توجه شود که بعضی از پارامترهای معادلات (1) و (2) مانند α ، w_{sk} و \dot{m}_{bl} متأثر از سازوکارهای تنظیم حرارت بدن هستند.

در مدل STB سازوکارهای تعرق تنظیمی، لرز، انقباض و انقباض عروق به کمک سیگنال‌های دمایی مدل‌سازی شده است. این سیگنال‌ها به تفاوت دمای هر جزء و دمای خنثی آن قسمت وابسته است.

سیگنال‌های سرد و گرم بدن انسان برای پوست و مرکز بدن مطابق زیر تعریف می‌شوند:

$$WSIG_{cr} = \text{Max}\{0, T_{cr} - T_{cr,n}\} \quad (5)$$

$$CSIG_{cr} = \text{Max}\{0, T_{cr,n} - T_{cr}\} \quad (6)$$

$$WSIG_{sk} = \text{Max}\{0, T_{sk} - T_{sk,n}\} \quad (7)$$

$$CSIG_{sk} = \text{Max}\{0, T_{sk,n} - T_{sk}\} \quad (8)$$

که $WSIG$ و $CSIG$ به ترتیب بیانگر سیگنال سرد و سیگنال گرم هستند، $T_{sk,n}$ دمای خنثی پوست و $T_{cr,n}$ دمای خنثی مرکز بدن است. تولید

بیولوژیکی توسط لو و همکاران [3] ارائه شد. همچنین، کاتانو [4] و ورنوت [5] بسط خطی از قانون فوریه را توسعه دادند.

برای در نظر گرفتن اثر برخوردی ریزساختاری در انتقال گرمای سریع و گذرا، ژو [6] دو جمله تأخیر فاز برای گرادیان دما و شار گرمایی را معرفی کرد. مدل حاصله از مطالعات وی مدل تأخیر فاز دوگانه¹ نامیده شد.

در سال 2009، ژانگ [7] معادله تأخیر دوفازی تعمیم‌یافته بر اساس انتقال حرارت غیرتعادلی در بافت‌های زنده را مورد مطالعه قرار داد. او دریافت برای بافت‌های زنده زمان‌های تأخیر شار و گرادیان دما نزدیک به هم هستند. در سال 2012، لیو و چن [8] به بررسی انتقال حرارت زیستی با اثرات تأخیر فاز دوگانه پرداختند. آن‌ها با مقایسه نتایج این مدل با مدل‌های فوریه و موج گرمایی دریافتند که مدل انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه به همراه اثرات ناشی از شارش خون در صورتی که هر دو تأخیر زمانی برابر و یا هر دو صفر باشند به معادله انتقال حرارت فوریه تبدیل می‌شود.

در سال 2014، آفرین و همکاران [9] به مدل‌سازی عددی آسیب دمایی ناشی از تابش لیزر در بافت‌های زیستی به کمک معادله انتقال حرارت تعمیم‌یافته تأخیر فاز دوگانه پرداختند. آن‌ها نشان دادند مدل تأخیر فاز دوگانه دما و آسیب دمایی متفاوتی را از مدل کلاسیک تأخیر فاز دوگانه و مدل انتقال حرارت زیستی پنز پیش‌بینی می‌کند.

تحقیقات متعددی در زمینه بررسی آسیب دمایی به کمک معادلات انتقال حرارت غیر فوریه‌ای به‌خصوص مدل تأخیر فاز دوگانه صورت گرفته است و این مطالعات همخوانی مناسبی با نتایج تجربی دارند. بنابراین استفاده از مدل تأخیر فاز دوگانه در بررسی انتقال حرارت از بافت بدن بسیار مهم به نظر می‌رسد یکی از کاربردهای بررسی انتقال حرارت بافت‌های زیستی در حوزه پیش‌بینی احساس حرارتی بدن می‌باشد.

بدن انسان دارای دو نوع حسگر دمایی سرد و گرم می‌باشد. مغز و مرکز تنظیم دمای بدن، به فرکانس ناشی از تحریکات محیطی حسگرها پاسخ می‌دهند. در سال 1981، هنسل و همکاران [10] دریافتند که پاسخ فرکانسی حسگرهای حرارتی پوست هم به دما و هم به مشتق زمانی دما در محل حسگرها وابسته است. در ادامه، در سال 1991 رینگ و دی دیر [11] مدل جدید پاسخ حرارتی بدن را بر اساس مطالعات هنسل توسعه دادند. آن‌ها پاسخ حرارتی بدن را برحسب دما و تغییرات آن در محل حسگرهای بدن به‌صورت فرکانسی برحسب هرتز بیان کردند. علاوه بر این، احساس حرارتی به‌طور قابل توجهی تحت تأثیر نرخ تغییر دمای حسگرهای پوست تحت شرایط گذرا شخصی و محیطی می‌باشد. به‌عبارت دیگر تأثیر مشتق دمایی بر احساس حرارتی بیشتر از تأثیر خود دما است [12]. بر همین اساس در سال 2007 لو و لیو [13, 14] با استفاده از معادله انتقال حرارت زیستی پنز به بررسی تأثیر دمای گذرا بر پاسخ حسگرهای بدن پرداختند.

در سال 2010 ذوالفقاری و معرفت [15] به بررسی احساس حرارتی بدن انسان به‌عنوان تابعی از پاسخ حسگرهای حرارتی پوست پرداختند. ایشان شاخص جدیدی را برای ارزیابی احساس حرارتی بدن بر مبنای پاسخ حسگرهای حرارتی پوست ارائه دادند.

در سال 2010 ذوالفقاری و معرفت [16] مدل پاسخ حرارتی STB^2 را ارائه دادند. این مدل با ترکیب معادله انتقال حرارت زیستی پنز و مدل دونقطه‌ای گایج [17] به‌منظور یافتن پاسخ حرارتی بدن در شرایط محیطی گذرا توسعه داده شده است. در این مدل احساس حرارتی افراد به کمک پاسخ

¹ Dual Phase Lag (DPL)

² Simplified Thermoregulatory Bio-heat Model

هستند. همچنین x نشانگر عمق حسگرها زیر سطح است. به‌طور معمول حسگرهای سرمایی نزدیک‌تر به سطح پوست هستند. حسگرهای گرما در عمق 0.5 میلی‌متری و حسگرهای سرما در عمق 0.2 میلی‌متری قرار دارند. دمای گذرا در محل حسگرها به کمک مدل STB محاسبه می‌شود. ذوالفقاری و معرفت [16] نشان دادند مدل STB محدوده عملکرد وسیع، دقت قابل قبول و رویکرد متناسب با فیزیک دارد.

3-1-1- مدل جدید بر مبنای معادلات انتقال حرارت غیر فوری‌های

مدل انتقال حرارت کلاسیک فوری‌ه در بافت‌های زیستی نخست توسط پنز [1] معرفی گردید (معادله (1)). کاتانو [4] و ورنوت [5] پیشنهاد اصلاح مدل کلاسیک فوری‌ه را با در نظر گرفتن مفاهیم سرعت انتشار محدود اغتشاشات دمایی مطابق زیر مطرح کردند:

$$q(x, t) + \tau_q \frac{\partial q(x, t)}{\partial t} = -k \nabla T(x, t) \quad (21)$$

در این معادله $\tau_q > 0$ یک خاصیت ماده است و زمان تأخیر نامیده می‌شود. شکل کلی مدل موج دمایی انتقال حرارت زیستی در بافت‌های زنده به‌صورت زیر نوشته می‌شود [20]:

$$\tau_q \rho C \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + (\rho C + \tau_q W_{bl} C_{bl}) \frac{\partial T}{\partial t} + W_{bl} C_{bl} (T - T_{art}) = k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + Q_m + \tau_q \frac{\partial Q_m}{\partial t} \quad (22)$$

مدل موج حرارتی، تنها سرعت بی‌نهایت انتشار دما را در نظر گرفته و از برخوردهای ریزساختاری صرف نظر کرده است. این دو اثر با توجه به تأخیر فاز دوگانه بین شار و گرادیان دما توجیه می‌شود:

$$q(x, t) + \tau_q \frac{\partial q(x, t)}{\partial t} = -k (\nabla T(x, t) + \tau_t \frac{\partial \nabla T(x, t)}{\partial t}) \quad (23)$$

در معادله فوق τ_t زمان وقفه‌ای است که تأخیر فاز در برقرار ساختن گرادیان دما در طول فیلم هنگامی که هدایت از طریق ریزساختارهای آن رخ می‌دهد نیاز دارد. براساس معادله (23) گرادیان دما همانند مدل موج گرمایی انتقال حرارت زیستی شامل زمان مشخصه τ_t می‌باشد. فرم کلی معادله تأخیر فاز دوگانه انتقال حرارت زیستی مطابق زیر ارائه شده است [21]:

$$\tau_q \rho C \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + (\rho C + \tau_q W_{bl} C_{bl}) \frac{\partial T}{\partial t} + W_{bl} C_{bl} (T - T_{art}) = k \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \tau_t \frac{\partial^3 T}{\partial x^2 \partial t} \right) + Q_m + \tau_q \frac{\partial Q_m}{\partial t} \quad (24)$$

معادله فوق در واقع کاربرد معادله انتقال حرارت غیر فوری‌های در بافت‌های زنده است. همان‌طور که در معرفی مدل STB نیز بیان شد معادله اصلی برای تعیین دما و مشتق دما در محل حسگرهای سرد و گرم، معادله انتقال حرارت زیستی پنز می‌باشد، در تحقیق حاضر معادله اصلی را با معادله انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه (24) جایگزین می‌کنیم و با همان شرایط مرزی (2) به حل آن خواهیم پرداخت. با توجه به مفاهیم موجود در به کار بردن معادله انتقال حرارت غیر فوری‌های از جمله سرعت انتشار نامحدود اغتشاش دمایی و همچنین برخوردهای ریزساختاری که در بافت‌های زنده به دلیل ساختار غیر همگن آن‌ها اهمیت می‌یابد، انتظار داریم با تغییر معادله اصلی در مدل STB به نتایج نزدیک به واقعیت برسیم.

مطابق آنچه گفته شد، با در نظر گرفتن معادله انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه، یک مدل زیست-گرمایی جدید برای ارزیابی شرایط حرارتی بدن به‌دست آمده است. در "شکل 1" شمای ترسیمی از نحوه عملکرد مدل مذکور نشان داده شده است. تنها قسمت متفاوت در نحوه عملکرد مدل جدید با مدل STB در مرحله هشتم فلوجارت می‌باشد، در مدل STB معادله (1)

گرمای متابولیک وابسته به فعالیت فیزیکی بدن بوده و می‌تواند با سازوکار لرز در شرایط سرما نیز افزایش یابد. بنابراین:

$$Q_m = Q_{m,act} + Q_{m,shiv} \quad (9)$$

که

$$Q_{m,shiv} = \frac{19.4CSIG_{sk}CSIG_{cr}}{l_b} \quad (10)$$

همچنین تری کلی پوست با فرمول زیر محاسبه می‌شود:

$$W_{sk} = 0.06 + 0.94 \left(\frac{\dot{m}_{rsw} h_{fg}}{Q_{evap,max}} \right) \quad (11)$$

که $Q_{evap,max}$ حداکثر توان تبخیری است و به کمک رابطه زیر به‌دست می‌آید:

$$Q_{evap,max} = \frac{P_{sk(s)} - P_a}{R_{e,t}} \quad (12)$$

همچنین:

$$\dot{m}_{rsw} = 4.7 \times 10^{-5} WSIG_b \exp\left(\frac{WSIG_{sk}}{10.7}\right) \quad (13)$$

که

$$WSIG_b = \text{Max}\{0, T_b - T_{b,n}\} \quad (14)$$

و

$$T_b = \alpha T_{sk} + (1 - \alpha) T_{cr} \quad (15)$$

$$T_{b,n} = \alpha T_{sk,n} + (1 - \alpha) T_{cr,n} \quad (16)$$

که $WSIG_b$ سیگنال گرم بدن، T_b دمای بدن و $T_{b,n}$ دمای خنثی بدن می‌باشند.

انبساط و انقباض عروق با شرایط سرد و گرم رخ می‌دهند و نرخ شارش خون \dot{m}_{bl} و همچنین نسبت جرم بدن متمرکز در سطح پوست (α) را تغییر می‌دهد. این متغیرها مطابق زیر محاسبه می‌شوند:

$$\alpha = 0.04180 + 0.745 / (3600 \dot{m}_{bl} + 0.585) \quad (17)$$

که

$$\dot{m}_{bl} = \frac{6.3 + 200 WSIG_{cr}}{3600(1 + 0.5 CSIG_{sk})} \quad (18)$$

2-1-1- مدل حسگرهای پوستی

در سال 1991، رینگ و دی دیر [11] مدل پاسخ حرارتی بدن را بر پایه مطالعات هنسل [10] در مورد پاسخ گذرای حسگرهای پوستی ارائه دادند. در این مدل فرض شده است پاسخ حسگرها شامل دو قسمت استاتیکی و دینامیکی می‌باشد. قسمت استاتیکی به دمای حسگرها وابسته است و قسمت دینامیکی متناسب با نرخ تغییر دما در عمق حسگرها است. به همراه ضریب مثبت برای حسگر گرم و ضریب منفی برای حسگر سرد [19,14,11]. براساس این یافته‌ها، رینگ و دی دیر [11] مدلی را برای ارزیابی پاسخ حسگرهای حرارتی پوست توسعه دادند. پاسخ حسگرهای سرد و گرم به‌طور مجزا به‌صورت زیر محاسبه می‌شوند:

برای حسگرهای سرد:

$$R(x, t) = -K_s (T(x, t) - T_n) + b - K_d \min\left\{0, 0, \frac{\partial T(x, t)}{\partial t} \Big|_{cr}\right\} \quad (19)$$

برای حسگرهای گرم:

$$R(x, t) = K_s (T(x, t) - T_n) + K_d \max\left\{0, 0, \frac{\partial T(x, t)}{\partial t} \Big|_{wr}\right\} \quad (20)$$

که $R(x, t)$ پاسخ فرکانسی حسگرهای حرارتی پوست (Hz)، K_s ثابت تناسب بخش استاتیکی و K_d ثابت تناسب بخش دینامیکی می‌باشد. همچنین زیرنویس‌های cr و wr به ترتیب مربوط به حسگرهای سرمایی و گرمایی

تاکنون زمان‌های تأخیر مربوط به پوست گزارش نشده است [33]. از این رو در تحقیق حاضر با توجه به نتایج مطالعات میترا و همکاران و همچنین تحقیق آنتاکی مقادیر 15.5 و 0.05 ثانیه به ترتیب برای زمان‌های تأخیر شار گرما و گرادیان دما در نظر گرفته شده است.

2- بحث و بررسی نتایج

به منظور اعتبارسنجی مدل توسعه یافته در این تحقیق، نتایج حاصله در شرایط آزمایشگاهی مشابه با نتایج تجربی کاکیتسوبا [34] مورد مقایسه قرار گرفته است. در این آزمایش، افراد ابتدا به مدت 30 دقیقه در محیطی با دمای 28 درجه سلسیوس و رطوبت نسبی 50 درصد و پس از آن به مدت یک ساعت در محیطی با دمای 40 درجه سلسیوس و رطوبت نسبی 50 درصد قرار گرفتند. "شکل 2" نتایج به دست آمده از مدل جدید برای تغییرات دمای سطح پوست را در مقایسه با نتایج اندازه‌گیری شده و همچنین نتایج مدل STB (کاربرد انتقال حرارت فوری‌های) نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که نتایج مدل جدید همخوانی مناسبی با نتایج تجربی دارد.

دومین مورد مقایسه با نتایج تجربی گوردون و همکاران [35] می‌باشد. ایشان دمای پوست را برای افرادی که به طور ناگهانی پس از 30 دقیقه قرارگیری در محیطی با شرایط معتدل 28 درجه سلسیوس و رطوبت نسبی 50 درصد به اتاقی سرد با دمای 4.7 درجه سلسیوس و رطوبت نسبی 50 درصد وارد می‌شوند اندازه‌گیری نمودند. همان‌طور که در "شکل 3" مشاهده می‌شود مدل با دقت مناسبی شرایط حرارتی بدن را پیش‌بینی می‌کند.

به‌عنوان سومین مورد مقایسه شرایط حرارتی مشابه با آزمایش‌های راون و هورواس [36] در نظر گرفته شده است. در این آزمایش افراد به مدت 30 دقیقه در معرض محیطی با دمای 28.5 درجه سلسیوس و رطوبت نسبی 45 درصد قرار گرفته‌اند و سپس به مدت دو ساعت به محیطی با دمای 4.7 درجه سلسیوس و رطوبت نسبی 70 درصد وارد می‌شوند. در "شکل 4" نتایج حاصله از مدل جدید با نتایج تجربی راون و هورواس [36] و همچنین مدل STB مقایسه شده است. "شکل 4" نشان می‌دهد که نتایج حاصل از مدل جدید به طور قابل قبولی با نتایج تجربی مشابه همخوانی دارد.

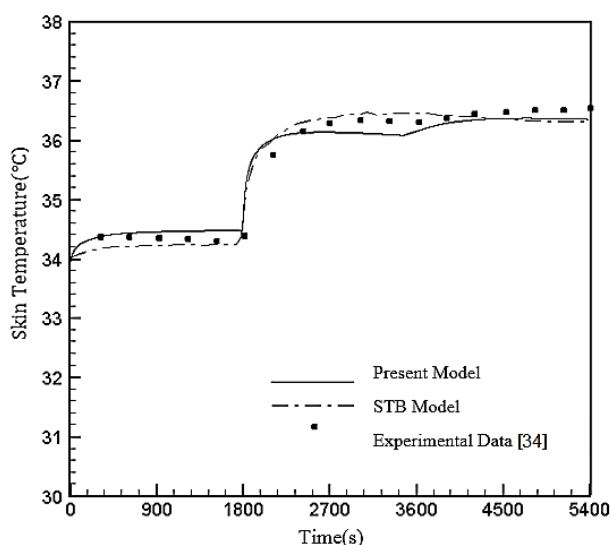


Fig. 2 Comparison of simulated results of new model, measured data [34] and STB model for the skin temperatures

شکل 2 مقایسه نتایج مدل جدید با دمای پوست اندازه‌گیری شده [34] و نتایج مدل STB

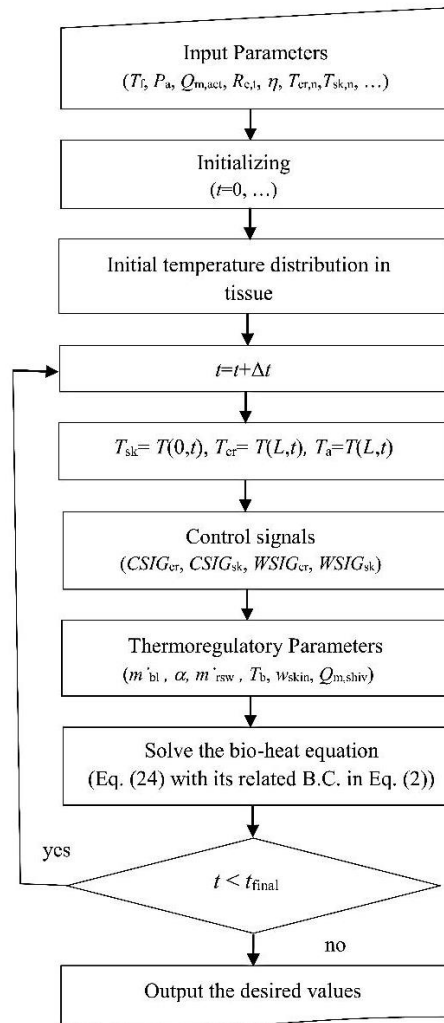


Fig. 1 A schematic diagram of the new bioheat model

شکل 1 شمای ترسیمی مدل زیست-گرمایی جدید

به همراه شرایط مرزی (2) حل می‌شوند درحالی که در مدل زیست گرمایی جدید معادله (24) با همان شرایط مرزی (2) حل خواهد شد.

1-1-4- زمان‌های تأخیر فاز برای بافت‌های زنده

مقادیر زمان‌های تأخیر فاز برای مواد همگن به صورت تئوری قابل محاسبه می‌باشد [23,22]. به‌هرحال این مقادیر برای موادی با ساختار داخلی غیرهمگن از قبیل بافت پوست کارایی نخواهند داشت [21]. در حال حاضر روش تجربی مستقیمی برای اندازه‌گیری τ_q وجود ندارد؛ اما می‌توان با منطبق‌سازی داده‌های تجربی دما با پیش‌بینی‌های عددی با کمک معادله موج دمایی مقدار تأخیر زمانی شار را پیش‌بینی نمود [24-28]. ویداوارز و همکاران دریافتند مقدار زمان تأخیر فاز شار τ_q برای بافت‌های زنده بین 10 تا 100 ثانیه در دمای اتاق قرار می‌گیرد [29]. برازنیکو و همکاران [30] و همچنین کامینسکی و همکاران [31] برای فراورده‌های گوشتی مقدار زمان تأخیر شار را $\tau_q = 20 - 30$ ثانیه یافتند. در سال 1995 میترا و همکاران مقدار زمان تأخیر شار τ_q را برای گوشت فراوری شده برابر 15.5 ثانیه در نظر گرفتند [2]. در ادامه آنتاکی در سال 2005 با بررسی انتقال حرارت غیرفوری‌ای در گوشت فراوری شده مقدار زمان تأخیر گرادیان دما τ_t را برابر 0.05 ثانیه در نظر گرفت [32].

حرارتی فرد دما و نرخ تغییر دما در محل حسگرهای دمایی است. همان‌طور که در معادلات (19) و (20) مشاهده می‌شود، پاسخ فرکانسی حسگرها به دما و نرخ تغییرات دما وابسته است. ذوالفقاری و معرفت [18] در سال 2011 شاخصی را برای برآورد احساس حرارتی ارائه دادند که این شاخص به نحوی پاسخ فرکانسی حسگرها را به احساس حرارتی منطبق بر شاخص‌های متداول مرتبط می‌سازد. از طرفی ایشان نشان دادند که نسبت ضریب بخش دینامیکی به استاتیکی برای محدوده وسیعی از شرایط محیطی و فردی برابر 25 می‌باشد. بنابراین، تأثیر مشتق دما بر احساس حرارتی 25 برابر تأثیر دما خواهد بود. از این‌رو، ارزیابی واقعی مشتق دما در محل حسگرهای گرم و سرد، عاملی کلیدی در برآورد احساس حرارتی ناشی از حسگرهای پوست خواهد بود. در ادامه به ارزیابی تفاوت مشتق دما در حین تغییر ناگهانی دما در دو نمونه اول، از طریق دو مدل انتقال حرارت زیستی پنز بر پایه قانون کلاسیک فوریه (به‌کاررفته در مدل STB) و همچنین مدل زیستی تأخیر فاز دوگانه پرداخته می‌شود. "شکل 6" تغییرات مشتق دما در محل حسگرهای گرم را برای شرایط مشابه شرایط آزمایشگاهی کاکیتسوبوا [34] نشان می‌دهد. "شکل 6" نشان می‌دهد که حداکثر مشتق دما در حین تغییر ناگهانی دما از 28 به 40 درجه سلسیوس در مدل STB حدود 1.7 برابر مدل جدید در محل حسگرهای گرم است. این تفاوت چشمگیر ناشی از به‌کار بردن معادلات انتقال حرارت زیستی متفاوت در این دو مدل می‌باشد. همان‌طور که بیان شد در مدل STB از معادله انتقال حرارت زیستی پنز استفاده شده است، این معادله بر پایه مدل انتقال حرارت کلاسیک فوریه می‌باشد که در آن سرعت انتشار اطلاعات بی‌نهایت فرض شده است. اما در مدل حاضر معادله انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه (24) به‌کاررفته است. این معادله سرعت انتشار اطلاعات را محدود فرض کرده است. در این معادله، مقادیر تأخیر زمانی مربوط به شار و گرادیان دما به ترتیب 15.5 و 0.05 ثانیه در نظر گرفته شده‌اند. بنابراین وجود تأخیرهای فاز دوگانه تأثیر به‌سزایی در نرخ تغییر دما در محل حسگرهای گرم دارد و این تغییر می‌تواند سبب بروز نتایج متفاوتی در پیش‌بینی احساس حرارتی شود.

"شکل 7" تغییرات مشتق دما را در شرایط مشابه با آزمایش‌های

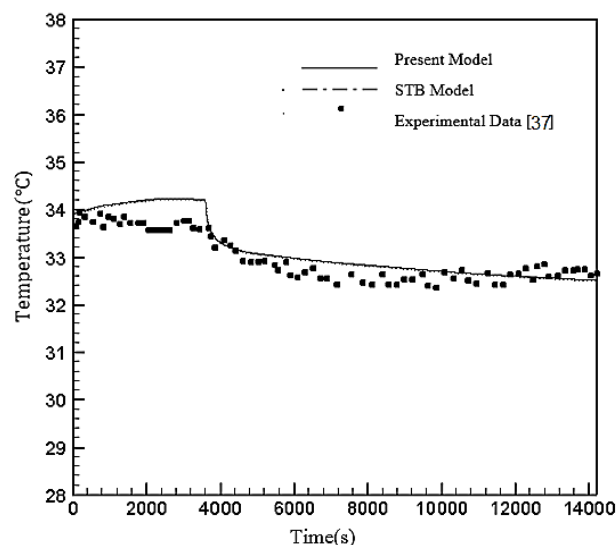


Fig. 5 Comparison of simulated results of new model, measured data [37] and STB model for the skin temperatures

شکل 5 مقایسه نتایج مدل جدید با دمای پوست اندازه‌گیری شده [37] و نتایج مدل STB

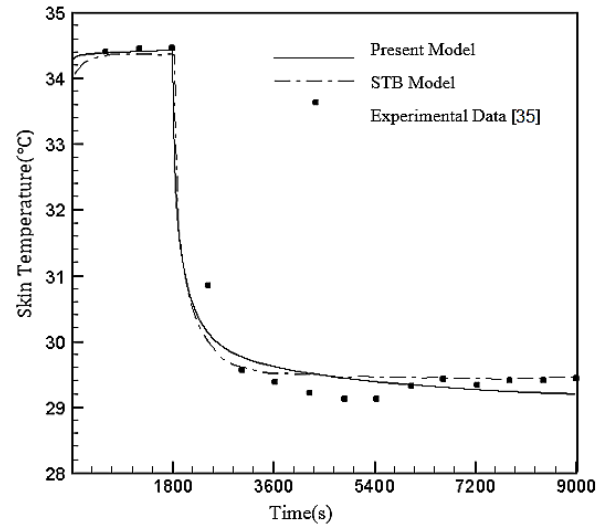


Fig. 3 Comparison of simulated results of new model, measured data [35] and STB model for the skin temperatures

شکل 3 مقایسه نتایج مدل جدید با دمای پوست اندازه‌گیری شده [35] و نتایج مدل STB

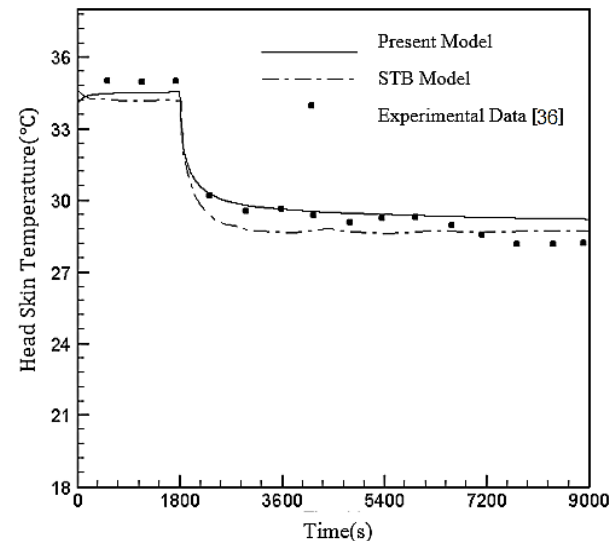


Fig. 4 Comparison of simulated results of new model, measured data [36] and STB model for the skin temperatures

شکل 4 مقایسه نتایج مدل جدید با دمای پوست اندازه‌گیری شده [36] و نتایج مدل STB

به‌عنوان آخرین نمونه، شرایط حرارتی مشابه با آزمایش‌های لیچتنبلت و همکاران [37] مورد بررسی قرار می‌گیرد. در این آزمایش افراد ابتدا به مدت 60 دقیقه در محیطی با شرایط دمایی 22 درجه سلسیوس و رطوبت نسبی 50٪ قرار گرفته‌اند، سپس به محیطی با دمایی 15 درجه سلسیوس و رطوبت نسبی 50 درصد وارد شده و به مدت سه ساعت در این محیط اقامت می‌کنند. در این آزمایش افراد دارای نرخ متابولیک 0.8 met هستند و همچنین سرعت هوا 0.1 متر بر ثانیه می‌باشد.

در "شکل 5" نتایج شبیه‌سازی مدل جدید با دمای اندازه‌گیری شده لیچتنبلت و همکاران [37] و همچنین مدل STB برای قسمت قفسه سینه به‌عنوان جزء پوشیده بدن مقایسه شده است. همان‌طور که "شکل 5" نشان می‌دهد مدل جدید پیش‌بینی مناسبی از شرایط حرارتی بدن را ارائه می‌دهد. در مدل حسگرهای بدن، اصلی‌ترین عامل تأثیرگذار در برآورد احساس

مناسب مدل جدید با نتایج تجربی است. علاوه بر این، با بررسی مقادیر مشتق دما در محل حسگرها، تفاوت چشمگیری میان نتایج حاصل از مدل جدید و مدل STB مشاهده شد. این تفاوت از لحاظ تأثیری که در برآورد احساس حرارتی می‌تواند داشته باشد بسیار حائز اهمیت است زیرا در مدل‌های آسایش حرارتی مبتنی بر حسگرهای بدن، مشتق دما در محل حسگرها با ضریبی بزرگ‌تر از ضریب دما در پاسخ فرکانسی آن‌ها اثر دارند.

ضمناً نتایج نشان داد که مقادیر مشتق در محل حسگرهای سرد و گرم با به کار بردن معادله انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه نسبت به معادله انتقال حرارت فوری‌ه کاهش چشمگیری دارد. این مقدار حدود 64 درصد کاهش برای حسگرهای سرد و 40 درصد کاهش در محل حسگرهای گرم می‌باشد. این امر می‌تواند زمینه‌ساز توسعه یک شاخص آسایش حرارتی جدید بر مبنای معادله تأخیر فاز دوگانه باشد. البته این امر مستلزم انجام تحقیقات تکمیلی در این زمینه خواهد بود.

4- فهرست علائم

A_D	مساحت کل بدن (m^2)
C	حرارت مخصوص ($J kg^{-1} °C^{-1}$)
$CSIG$	سیگنال سرمایی (بی‌بعد)
h	ضریب انتقال حرارت ($Wm^{-2} °C^{-1}$)
h_{fg}	گرمای نهان تبخیر آب ($J kg^{-1}$)
k	ضریب هدایت حرارتی ($Wm^{-1} °C^{-1}$)
K_d	ثابت تناسب بخش دینامیکی (K^{-1})
K_{eff}	رسانش حرارت مؤثر ($Wm^{-2} °C^{-1}$)
K_s	ثابت تناسب بخش استاتیکی ($s^{-1} K^{-1}$)
l_b	طول مشخصه بدن (m)
\dot{m}_{bl}	دبی شارش جریان خون ($kg m^{-2} s^{-1}$)
\dot{m}_{rsw}	نرخ تعرق تنظیمی ($kg m^{-2} s^{-1}$)
P_a	فشار بخار آب در هوا (kPa)
$P_{sk(s)}$	فشار بخار هوای اشباع در دمای پوست (kPa)
$Q_{evap,max}$	حداکثر پتانسیل گرمای تبخیری (Wm^{-2})
Q_m	تولید گرمای متابولیک (Wm^{-3})
R	پاسخ حرارتی حسگرها (Hz)
R_{et}	مقاومت تبخیری ($m^2 kPa W^{-1}$)
r_m	ضریب متابولیک باقیمانده (بی‌بعد)
t	زمان (s)
T	دما ($°C$)
V_b	حجم بدن (m^3)
w_{sk}	تری پوست (بی‌بعد)
W_{bl}	نرخ شارش خون ($kg m^3 s$)
$WSIG$	سیگنال گرمایی (بی‌بعد)
α	کسر تجمع جرمی در ناحیه پوست (بی‌بعد)
ε	ضریب صدور سطح لباس (بی‌بعد)
η_m	بازده مکانیکی خارجی (بی‌بعد)
ρ	چگالی (kgm^{-3})
σ	ضریب استفان بولتزمن ($5.67 \times 10^{-8} Wm^{-2} K^{-4}$)
τ_t	زمان تأخیر گرادپان دما (s)

علائم یونانی

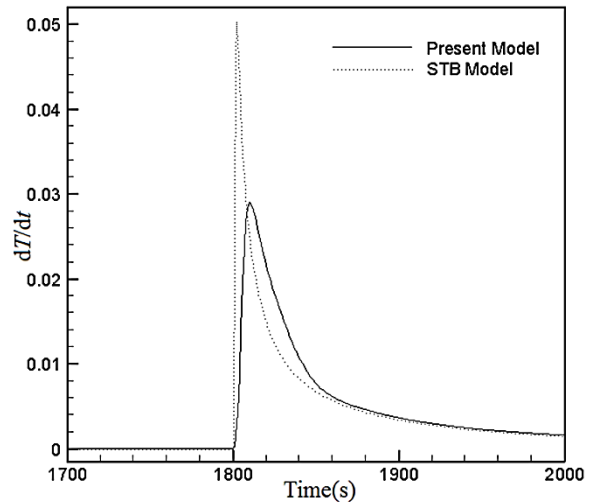


Fig. 6 Comparison of the temperatures change rate at depth of warm receptors in STB model and new model for Kakitsuba experimental condition [34]

شکل 6 مقایسه نرخ تغییر دما در محل حسگرهای گرم مدل STB و مدل جدید برای شرایط آزمایشگاهی کاکیتسوبا [34]

گوردون و همکاران [35] برای حسگر سرد نشان می‌دهد. طبق شکل مذکور، حداکثر مشتق دما در حین تغییر ناگهانی دما از 28 به 4.7 درجه سلسیوس در مدل STB حدود 2.8 برابر بیشتر از نتایج مدل جدید در محل حسگرهای سرد است. با توجه به اینکه حسگرهای سرد به سطح پوست نزدیک‌تر هستند همان‌طور که مشاهده شد، مقدار حداکثر نرخ تغییر دما در محل حسگرهای سرد بیشتر از مقدار مشابه در محل حسگرهای گرم می‌باشد.

3- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

در تحقیق حاضر مدل زیست گرمایی جدیدی با جایگزینی معادله انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه با معادله انتقال حرارت زیستی پنز در مدل آسایش حرارتی STB توسعه داده شده است. سپس این مدل با نتایج تجربی و آزمایشگاهی موجود در مقالات اعتبارسنجی گردید. نتایج حاکی از انطباق

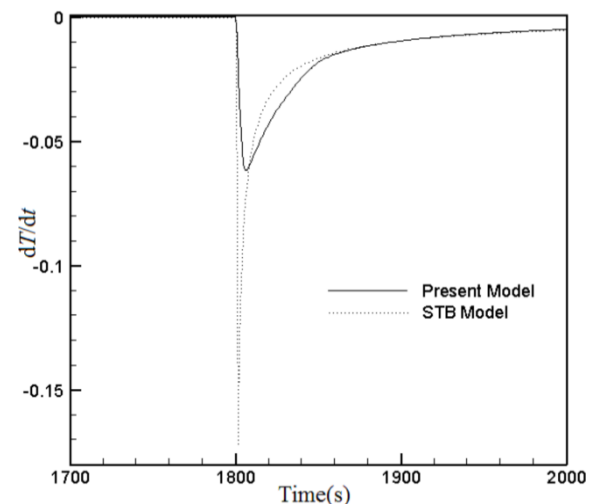


Fig. 7 Comparison of the temperatures change rate at depth of cold receptors in STB model and new model for Gordon experimental condition [35]

شکل 7 مقایسه نرخ تغییر دما در محل حسگرهای سرد مدل STB و مدل جدید برای شرایط آزمایشگاهی گوردون و همکاران [35]

- 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering, Isfahan, Iran, pp. 1-4, 2010.
- [16] A. Zolfaghari, M. Maerefat, A new simplified thermoregulatory bioheat model for evaluating thermal response of the human body to transient environments, *Building and Environment*, Vol. 45, No. 10, pp. 2068-2076, 2010.
- [17] A. P. Gagge, An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response, *ASHRAE Transactions*, Vol. 77, No. 1, pp. 247-262, 1971.
- [18] A. Zolfaghari, M. Maerefat, A new predictive index for evaluating both thermal sensation and thermal response of the human body, *Building and Environment*, Vol. 46, No. 4, pp. 855-862, 2011.
- [19] J. Ring, R. de Dear, A. Melikov, Human thermal sensation: frequency response to sinusoidal stimuli at the surface of the skin, *Energy and Buildings*, Vol. 20, No. 2, pp. 159-165, 1993.
- [20] J. Liu, Z. Ren, C. Wang, Thermal wave theory about temperature oscillations effect in living tissues, *Chinese Journal of Physics*, Vol. 12, No. 4, pp. 215-218, 1995.
- [21] F. Xu, K. Seffen, T. Lu, Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 51, No. 9, pp. 2237-2259, 2008.
- [22] S. Sieniutycz, The variational principles of classical type for non-coupled non-stationary irreversible transport processes with convective motion and relaxation, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 20, No. 11, pp. 1221-1231, 1977.
- [23] Y. Taitel, On the parabolic, hyperbolic and discrete formulation of the heat conduction equation, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 15, No. 2, pp. 369-371, 1972.
- [24] N. Antonishin, M. Geller, A. Parnas, Hyperbolic equation of heat conduction for dispersed systems, *Journal of Engineering Physics and Thermophysics*, Vol. 26, No. 3, pp. 353-356, 1974.
- [25] B. Raspopov, Control of some transfer processes, *Journal of Engineering Physics and Thermophysics*, Vol. 12, No. 4, pp. 444-450, 1967.
- [26] A. Brazhnikov, V. Karpychev, A. Lykova, Engineering method for calculating heat-conduction processes, *Journal of Engineering Physics and Thermophysics*, Vol. 28, No. 4, pp. 482-484, 1975.
- [27] S. Michalowski, E. Mitura, W. Kaminski, The application of mathematical method to describe the kinetics of drying, *Hungarian Journal of Industrial Chemistry*, Vol. 10, No. 4, pp. 387-394, 1983.
- [28] E. Mitura, S. Michalowski, W. Kaminski, A mathematical model of convection drying in the falling drying rate period, *Drying Technology*, Vol. 6, No. 1, pp. 113-137, 1988.
- [29] A. Vedavaz, S. Kumar, M. K. Moallemi, Significance of non-Fourier heat waves in conduction, *Journal of Heat Transfer*, Vol. 116, No. 1, pp. 221-226, 1994.
- [30] A. Brazhnikov, V. Karpychev, A. Lykova, Engineering method for calculating heat-conduction processes, *Journal of Engineering Physics and Thermophysics*, Vol. 28, No. 4, pp. 482-484, 1975.
- [31] W. Kaminski, Hyperbolic heat conduction equation for materials with a nonhomogeneous inner structure, *Journal of Heat Transfer*, Vol. 112, No. 3, pp. 555-560, 1990.
- [32] P. J. Antaki, New interpretation of non-Fourier heat conduction in processed meat, *Transactions of the ASME-C-Journal of Heat Transfer*, Vol. 127, No. 2, pp. 189-193, 2005.
- [33] F. Xu, K. Seffen, T. Lu, Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 51, No. 9, pp. 2237-2259, 2008.
- [34] N. Kakitsuba, Dynamic changes in sweat rates and evaporation rates through clothing during hot exposure, *Journal of Thermal Biology*, Vol. 29, No. 7, pp. 739-742, 2004.
- [35] R. G. Gordon, R. B. Roemer, S. M. Horvath, A mathematical model of the human temperature regulatory system-transient cold exposure response, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, No. 6, pp. 434-444, 1976.
- [36] H. S. Raven PR, Variability of physiological parameters of an acclimatized males during a two-hour cold stress of 5 C, *International Journal of Biometeorology*, Vol. 14, No. 3, pp. 309-320, 1970.
- [37] W. D. van Marken Lichtenbelt, A. J. H. Frijns, D. Fiala, F. E. M. Janssen, A. M. J. van Ooijen, A. A. van Steenhoven, Effect of individual characteristics on a mathematical model of human thermoregulation, *Journal of Thermal Biology*, Vol. 29, No. 7, pp. 577-581, 2004.

τ_q	زمان تأخیر شار حرارتی (s)
زیرنویس‌ها	
air	هوا
act	فعالیت بدنی
art	شریانی
b	مربوط به بدن
Bl	مربوط به خون
Cr	مربوط به مرکز بدن
cR	حسگرهای سرمایی
N	خنثی
shiv	لرز
sk	پوست
wR	حسگرهای گرمایی

5- مراجع

- [1] H. H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 1, No. 2, pp. 93-122, 1948.
- [2] K. Mitra, S. Kumar, A. Vedavaz, M. Moallemi, Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat, *Journal of Heat Transfer*, Vol. 117, No. 3, pp. 568-573, 1995.
- [3] W. Q. Lu, J. Liu, Y. Zeng, Simulation of the thermal wave propagation in biological tissues by the dual reciprocity boundary element method, *Engineering Analysis with Boundary Elements*, Vol. 22, No. 3, pp. 167-174, 1998.
- [4] C. Cattaneo, A form of heat conduction equation which eliminates the paradox of instantaneous propagation, *Compte Rendus*, Vol. 247, No. 4, pp. 431-433, 1958.
- [5] P. Vernotte, Les paradoxes de la théorie continue de l'équation de la chaleur, *Comptes Rendus*, Vol. 246, No. 22, pp. 3154-3155, 1958.
- [6] D. Y. Tzou, *Marco-to Micro-Scale Heat Transfer: The Lagging Behavior*, pp. 39-61, Washington DC: Taylor and Francis, 1997.
- [7] Y. Zhang, Generalized dual-phase lag bioheat equations based on nonequilibrium heat transfer in living biological tissues, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 52, No. 21, pp. 4829-4834, 2009.
- [8] K. C. Liu, H. T. Chen, Investigation for the dual phase lag behavior of bio-heat transfer, *International Journal of Thermal Sciences*, Vol. 49, No. 7, pp. 1138-1146, 2010.
- [9] N. Afrin, J. Zhou, Y. Zhang, D. Tzou, J. Chen, Numerical simulation of thermal damage to living biological tissues induced by laser irradiation based on a generalized dual phase lag model, *Numerical Heat Transfer, Part A: Applications*, Vol. 61, No. 7, pp. 483-501, 2012.
- [10] H. Hensel, Thermoreception and temperature regulation, *Monographs of the Physiological Society*, Vol. 38, pp. 1-321, 1980.
- [11] J. Ring, R. Dear, Temperature transients: a model for heat diffusion through the skin, thermoreceptor response and thermal sensation, *Indoor Air*, Vol. 1, No. 4, pp. 448-456, 1991.
- [12] E. Arens, H. Zhang, C. Huizenga, Partial-and whole-body thermal sensation and comfort—Part I: Uniform environmental conditions, *Journal of Thermal Biology*, Vol. 31, No. 1, pp. 53-59, 2006.
- [13] Y.-g. Lv, J. Liu, Interpretation on thermal comfort mechanisms of human bodies by combining Hodgkin-Huxley neuron model and Pennes bioheat equation, *Forschung im Ingenieurwesen*, Vol. 69, No. 2, pp. 101-114, 2004.
- [14] Y. G. Lv, J. Liu, Effect of transient temperature on thermoreceptor response and thermal sensation, *Building and Environment*, Vol. 42, No. 2, pp. 656-664, 2007.
- [15] A. Zolfaghari, M. Maerefat, Thermal response of cutaneous thermoreceptors: A new criterion for the human body thermal sensation, *Proceedings of the*