

# A New Index for Evaluating Thermal Sensation Based on the Principles of Non-Fourier Heat Transfer

S. A. Zolfaghari\*, H. Bijari

Department of Mechanical Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran

**ABSTRACT:** In recent years, the modeling of human thermal sensation based on thermoreceptors response has attracted the attention of many researchers. However, biological tissues do not usually follow the principles of Fourier heat transfer. So, this study tries to develop a new predictive index for a thermal comfort model based on cutaneous thermoreceptors obtained by using non-Fourier heat transfer in biological tissues. The mentioned index is in conformity with the ASHRAE standard thermal sensation scale. The model used in this study considers the concept of non-Fourier heat transfer to describe heat transfer in biological tissues. Since biological tissues consist of complicated and nonhomogeneous structures, it is important to describe the process of heat transfer in these tissues by non-Fourier heat transfer equation. The new index has been verified by extensive comparisons with the experimental and analytical results under steady-state and transient conditions where a good agreement was found. Results show that the new index can predict the thermal sensation with mean absolute errors of 0.31 and 0.49 under steady-state and transient conditions, respectively. Since the new index is based on the concepts of non-Fourier heat transfer, it can provide an accurate prediction of thermal sensation in terms of sudden change in temperature.

## Review History:

Received: 20 May. 2018

Revised: 27 Sep. 2018

Accepted: 27 Sep. 2018

Available Online: 20 Nov. 2018

## Keywords:

Thermal comfort model

Cutaneous thermoreceptors

Thermal response index

Non-Fourier heat transfer

## 1- Introduction

Heat transfer in living tissues is associated with the production of metabolic heat and the rate of blood flow. In many cases, the Pennes heat transfer equation is used to describe heat transfer in living tissues [1]. The Pennes equation is one of the models of heat transfer based on the Fourier heat transfer law. This law indicates the unlimited speed of thermal signal propagation. Fourier heat transfer law is acceptable in many practical applications, but it leads to large errors in biomaterials with heterogeneous internal structures. In materials with a non-homogeneous structure, the heat transfer process requires sufficient time to occur, and in reality, the heat transfer rate is limited. This wave heat transfer behavior has been empirically observed by Mitra and Kumar [2]. After these observations, the heat wave model of the bioheat transfer was presented to investigate the physical mechanisms and the behavior of the heat wave propagation in biological tissues by Luo et al. [3]. Also, Cattaneo [4] developed a linear expansion of Fourier's law. By considering the effect of microstructure, Zhou and Puri [5] introduced two terms of phase lag for the gradient of temperature and heat flux. The model derived from the mentioned study was called the dual-phase lag model. Several studies have been carried out to investigate the temperature damage through non-Fourier heat transfer equations, especially the dual-phase lag model, and these studies are in good agreement with experimental results. Therefore, evaluation of heat transfer from biological tissue must be conducted by using the dual-phase lag model.

On the other hand, the prediction of the body's thermal sensation is one of the applications of bioheat transfer. In 1981, Hensel [6] found that the frequency response of the cutaneous thermoreceptors depends on both temperature and its derivative at the thermoreceptor's location. Subsequently, in 1991, Ring and Dear [7] presented the body's thermal response model based on Henel's studies on the transient response of cutaneous thermoreceptors. Zolfaghari and Maerefat [8] developed a Simplified Thermoregulatory Bioheat (STB) model by combining the well-known Pennes equations with Gagge's two-node model [9]. This model acquires the body's thermal response in transient environmental conditions. In the following, Bijari and Zolfaghari [10] developed a new thermoregulatory bioheat model using non-Fourier heat transfer concepts. They showed that this model is in good agreement with experimental results. However, the model does not provide an index for evaluating people's thermal sensation.

In the present study with regard to previous studies, a new thermal sensation index presents by using the non-Fourier thermoregulatory bioheat model [10].

## 2- Methodology

In the STB model, the temperature distribution acquires by using the Pennes equations and Gagge's two-node model in transient environmental conditions. In the non-Fourier thermoregulatory bioheat model, the temperature distribution computes by using the bioheat form of dual-phase lag model. By using the Ring and Dear body's thermal response model [7] the response of cutaneous thermoreceptors is determined. This model represents the human thermal response in Hz and it does

\*Corresponding author's email: zolfaghari@birjand.ac.ir

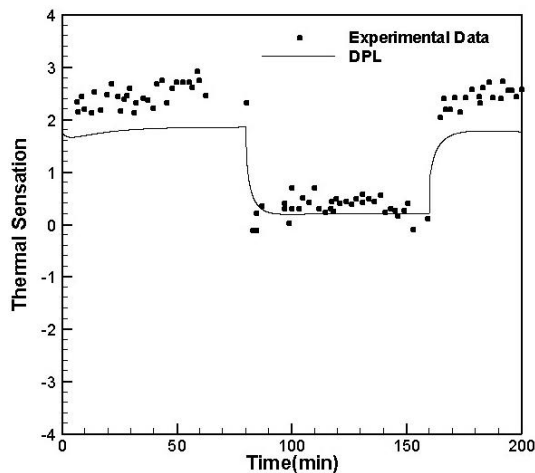


Fig. 1. Hybrid turbine model

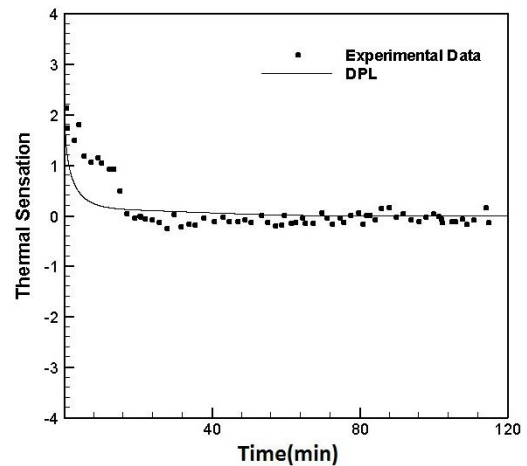


Fig. 2. The flow field and boundary conditions

not in conformity with the ASHRAE thermal sensation scale. The STB model presents a predictive index to express the human thermal response in the ASHRAE standard thermal sensation scale. We use this scale to evaluate the thermal sensation with concepts of non-Fourier heat transfer. The validation results for the index are presented in the next section.

### 3- Results and Discussion

The thermal response index has been validated in two sections: steady-state and transient. This index, according to the results, can provide a reliable prediction of the thermal sensation of people in both steady and transient conditions. The first comparison against the sudden changes in the air temperature from  $34.3^{\circ}\text{C}$  to  $26.4^{\circ}\text{C}$  and from  $26.6^{\circ}\text{C}$  to  $33.7^{\circ}\text{C}$  was made with the experimental results of Arens et al. [11]. Fig. 1 shows a comparison between the thermal response index of the new model and the experimental results [11].

The second comparison is also with the experimental results of Arens et al. [11]. They suddenly exposed people with a metabolic rate of 1.1 met and warm initial condition to an environment with a relative humidity of 50% and a temperature of  $29.6^{\circ}\text{C}$ . In Fig. 2, the thermal sensation of individuals is experimentally compared with the thermal response index of the new model.

The mean error of the new thermal response index in the transient cases is 0.49, while the mean errors in the steady cases are less and equal to 0.31. This model does not consider the various properties such as age, gender, clothing, and physical characteristics. Hence, in some cases, the difference between the results of the new model and experimental data is observed.

### 4- Conclusions

In this study, non-Fourier heat transfer equations are used to predict the distribution of temperature at the location of thermoreceptors. Then, the thermal response index was presented and validated. The thermal sensitivity index of the new model was investigated in two steady and transient states. This index, according to the results, can provide a reliable prediction of the thermal sensation in a steady and transient condition. The major achievement of this study is to

provide an index for assessing the body's thermal sensation using non-Fourier heat transfer equations. The presentation of a new thermal sensation index consistent with non-Fourier heat transfer can lead to the examination of the individual's thermal feelings under different conditions, including sudden changes in temperature and pulse changes such as draft. Of course, this will require further research in this area.

### References

- [1] H.H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, *Journal of Applied Physiology*, 1(2) (1948) 93-122.
- [2] K. Mitra, S. Kumar, A. Vedevarz, M. Moallemi, Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat, *Journal of Heat Transfer*, 117(3) (1995) 568-573.
- [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*, 22(3) (1998) 167-174.
- [4] C. Cattaneo, A form of heat conduction equation which eliminates the paradox of instantaneous propagation, *Compte Rendus*, 247(4) (1958) 431-433.
- [5] D. Tzou, P. Puri, Macro-to Microscale Heat Transfer: The Lagging Behavior, *Applied Mechanics Reviews*, 50 (1997) B82-B82.
- [6] H. Hensel Thermoreception and temperature regulation, *Monographs of the Physiological Society*, 38 (1980), 1-321.
- [7] J. Ring, R. Dear, Temperature transients: a model for heat diffusion through the skin, thermoreceptor response and thermal sensation, *Indoor Air*, 1(4) (1991) 448-456.
- [8] A. Zolfaghari, M. Maerefat, A new simplified thermoregulatory bioheat model for evaluating thermal response of the human body to transient environments, *Building and Environment*, 45(10) (2010) 2068-2076.
- [9] A.P. Gagge, An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response, *ASHRAE Transactions*, 77 (1971) 247-262.

- [10] H. Bijari, A. Zolfaghari, Developing the thermal comfort model based on cutaneous thermoreceptors response using non-Fourier heat transfer, *Modares Mechanical Engineering*, 17(11) (2018) 70-76 (in Persian).
- [11] E. Arens, H. Zhang, C. Huizenga, T. Han, Thermal sensation and comfort models for non-uniform and transient environments, part I: Uniform environmental conditions, *Journal of Thermal Biology*, 31(1-2) (2006) 53-59.





## ارائه شاخص جدید ارزیابی آسایش حرارتی مبتنی بر اصول انتقال حرارت غیرفوری‌ای

سید علیرضا ذوالفقاری<sup>\*</sup>، حانیه بیجاری

دانشکده مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

### تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۷/۰۲/۳۰  
بازنگری: ۱۳۹۷/۰۷/۰۵  
پذیرش: ۱۳۹۷/۰۷/۰۵  
ارائه آنلاین: ۱۳۹۷/۰۸/۲۹

### کلمات کلیدی:

مدل آسایش حرارتی  
حسگرهای بدن  
شاخص پاسخ حرارتی  
انتقال حرارت غیرفوری‌ای

**خلاصه:** در سال‌های اخیر، محققان زیادی به دنبال ارائه پیش‌بینی صحیحی از احساس حرارتی افراد در شرایط محیطی مختلف بوده‌اند. به این منظور بدن به صورت‌های مختلفی مدل‌سازی شده است. این مدل‌ها شاخص‌هایی را برای ارزیابی احساس حرارتی بر مبنای دمای قسمت‌های مختلف بدن ارائه می‌دهند. در تمامی مدل‌های ارائه‌شده تاکنون جزئیات نحوه مدل‌سازی فرآیند انتقال حرارت موردتوجه قرار نگرفته است؛ ولی از آنجایی که بافت‌های زنده دارای ساختاری پیچیده و ناهمگن می‌باشند، توصیف نحوه انتقال حرارت در این گونه بافت‌ها به کمک مبنای انتقال حرارت غیر فوری‌ای حائز اهمیت به نظر می‌رسد. در مدل مورد استفاده در این مقاله توزیع دما در محل حسگرهای حرارتی پوست به کمک معادله انتقال حرارت غیرفوری‌ای به دست می‌آید، سپس شاخص احساس حرارتی با استفاده از دما و مشتق آن در محل حسگرها مطابق با استاندارد آسایش حرارتی با کمک عددهایی در بازه +۵ تا -۵ بیان می‌شود. شاخص ارزیابی آسایش حرارتی با نتایج تجربی و تحلیلی مختلف در شرایط پایا و گذرا مورد اعتبارسنجی قرار گرفت و در هر دو شرایط گذرا و پایا نتایج خوبی حاصل شد. نتایج نشان می‌دهد که شاخص جدید می‌تواند در موارد پایا با دقت ۰/۳۲ واحد و در موارد گذرا با دقت ۰/۴۹ واحد احساس حرارتی را پیش‌بینی نماید. از آنجایی که شاخص جدید بر مبنای مفاهیم انتقال حرارت غیرفوری‌ای بیان شده می‌تواند پیش‌بینی صحیحی از احساس حرارتی در شرایط تغییر دمای ناگهانی یا تغییرات نقطه‌ای و پالسی همانند کاربردهای لیزر در درمان بافت‌های زنده داشته باشد.

خطی از قانون فوریه را توسعه داد.

### ۱- مقدمه

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 [۱] استفاده می‌شود. معادله پنز یکی از مدل‌های انتقال حرارت زیستی بر مبنای قانون کلاسیک فوریه است. این قانون بیانگر سرعت انتشار نامحدود سیگنال گرمایی است. قانون هدایت حرارتی فوریه در بسیاری از کاربردهای عملی قابل قبول است ولی در مواد زیستی با 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 به صورت تجربی توسط میترا و همکاران [۲] مشاهده شده است. پس از این مشاهدات، مدل موج گرمایی انتقال حرارت زیستی به منظور بررسی سازوکارهای فیزیکی و رفتار انتشار موجی گرما در بافت‌های بیولوژیکی توسط لو و همکاران [۳] ارائه شد. همچنین، کاتانو [۴] بسط

برای در نظر گرفتن اثر برخوردهای ریزساختاری در انتقال گرمای سریع و گذرا، ژو و پوری [۵] دو جمله تأخیر فاز برای گرادیان دما و شار گرمایی را معرفی کرد. مدل حاصله از مطالعات وی مدل تأخیر فاز دوگانه نامیده شد. در سال ۲۰۰۹، ژانگ [۶] معادله تأخیر دوفازی تعمیم‌یافته بر اساس انتقال حرارت غیر تعادلی 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 ۲۰۱۲، لیو و همکاران [۷] به بررسی انتقال حرارت زیستی با اثرات تأخیر فاز دوگانه پرداختند. آن‌ها با مقایسه نتایج این مدل با مدل‌های انتقال حرارت زیستی فوریه و موج گرمایی دریافتند که مدل انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه به همراه اثرات ناشی از شارش خون در صورتی که هر دو زمان آسودگی برابر و یا هر دو صفر باشند، به معادله انتقال حرارت زیستی فوریه تبدیل می‌شود. در سال ۲۰۱۴، آفرین و همکاران [۸] به مدل‌سازی عددی آسیب دمایی ناشی از تابش لیزر در بافت‌های زیستی به کمک معادله انتقال

<sup>\*</sup> نویسنده عهده‌دار مکاتبات: zolfaghari@birjand.ac.ir



بیجاری و ذوالفقاری [۱۸] به کمک مفاهیم انتقال حرارت غیرفوری‌ای، یک مدل زیست-گرمایی جدید برای بافت بدن توسعه دادند. ایشان نشان دادند این مدل تطابق مناسبی با نتایج تجربی دارد. با این وجود، در مدل مذکور شاخصی برای ارزیابی احساس حرارتی افراد ارائه نشده است. هدف اصلی از ارائه مدل‌های آسایش حرارتی مختلف از سوی محققان معرفی شاخصی جهت پیش‌بینی صحیح احساس حرارتی افراد در شرایط محیطی مختلف است. بر اساس آنچه که گفته شد، در تحقیق حاضر سعی شده است در ادامه کارهای پیشین با ارائه یک شاخص جدید برای ارزیابی احساس حرارتی افراد به تکمیل مدل زیست-گرمایی غیرفوری‌ای ارائه شده در مرجع [۱۸] پرداخته شود.

## ۲- مدل زیست-گرمایی بدن بر اساس معادلات انتقال حرارت غیرفوری‌ای

کاتانو [۴] پیشنهاد اصلاح مدل کلاسیک فوریه را با در نظر گرفتن مفاهیم سرعت انتشار محدود اغتشاشات دمایی مطابق زیر مطرح کرد:

$$q(x,t) + \tau_q \frac{\partial q(x,t)}{\partial t} = -k \nabla T(x,t) \quad (1)$$

در این معادله  $\tau_q \geq 0$  یک خاصیت ماده است و زمان آسودگی نامیده می‌شود. شکل کلی مدل موج دمایی انتقال حرارت زیستی در بافت‌های زنده به صورت زیر نوشته می‌شود [۱۹]:

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

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:

$$q(x,t) + \tau_q \frac{\partial q(x,t)}{\partial t} = -k \left( \nabla T(x,t) + \tau_t \frac{\partial \nabla T(x,t)}{\partial t} \right) \quad (3)$$

در معادله فوق  $\tau_t$  زمان وقفه‌ای است که تأخیر فاز برای برقرار ساختن گرادیان دما در طول فیلم هنگامی که هدایت از طریق ریزساختارهای آن رخ می‌دهد نیاز دارد. بر اساس رابطه (۳) گرادیان دما همانند مدل موج گرمایی

حرارت تعمیم یافته 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 غیرفوری‌ای به خصوص 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 ۱۹۸۱، هنسل [۹] 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 ۱۹۹۱ رینگ و دی‌دیر [۱۰] 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 به صورت فرکانسی برحسب هرتز بیان کردند. علاوه بر این، احساس حرارتی به طور قابل توجهی تحت تأثیر نرخ تغییر دمای حسگرهای پوست تحت شرایط گذرا شخصی و محیطی می‌باشد. به عبارت دیگر تأثیر مشتق دمایی بر احساس حرارتی بیشتر از تأثیر خود دما است [۱۱]. بر همین اساس در سال ۲۰۰۷ لو و لیو [۱۲-۱۳] با استفاده از معادله انتقال حرارت زیستی پنز به بررسی تأثیر دمای گذرا بر پاسخ حسگرهای بدن پرداختند.

در سال ۲۰۱۰ ذوالفقاری و معرفت [۱۴] به بررسی احساس حرارتی بدن انسان به عنوان 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 ۲۰۱۰، ذوالفقاری و معرفت [۱۵] مدل پاسخ حرارتی اس.تی.بی<sup>۱</sup> را ارائه دادند. این مدل با ترکیب معادله انتقال حرارت زیستی پنز و مدل دونقطه‌ای گایج [۱۶] به منظور یافتن پاسخ حرارتی بدن در شرایط محیطی گذرا توسعه داده شده است. در این مدل، احساس حرارتی افراد به کمک پاسخ حسگرهای بدن ارزیابی می‌شود. در ادامه، در سال ۲۰۱۱، ذوالفقاری و معرفت [۱۷] شاخص جدیدی برای برآورد احساس و پاسخ حرارتی بدن بر مبنای مدل اس.تی.بی به دست آوردند. این شاخص پاسخ حرارتی بدن را بر اساس مقیاس استاندارد اشری بیان می‌کند.

1 Simplified Thermoregulatory Bioheat Model (STB)

باید توجه شود که پارامترهای  $Q_m$ ،  $\alpha$ ،  $w_{sk}$  و  $m_{bl}$  در رابطه (۵) متأثر از سازوکارهای تنظیم حرارت بدن هستند. سازوکارهای تعرق تنظیمی، لرز، انقباض و انقباض عروق به کمک سیگنال‌های دمایی مدل‌سازی شده است. این سیگنال‌ها به تفاوت دمایی هر جزء و دمایی خنثی آن قسمت وابسته است. سیگنال‌های سرد و گرم بدن انسان برای پوست و مرکز بدن مطابق زیر تعریف می‌شوند:

$$WSIG_{cr} = \text{Max} \{0, T_{cr} - T_{cr,n}\} \quad (۸)$$

$$CSIG_{cr} = \text{Max} \{0, T_{cr,n} - T_{cr}\} \quad (۹)$$

$$WSIG_{sk} = \text{Max} \{0, T_{sk} - T_{sk,n}\} \quad (۱۰)$$

$$CSIG_{sk} = \text{Max} \{0, T_{sk,n} - T_{sk}\} \quad (۱۱)$$

که  $WSIG$  و  $CSIG$  به ترتیب بیانگر سیگنال سرد و سیگنال گرم هستند،  $T_{sk,n}$  دمایی خنثی پوست و  $T_{cr,n}$  دمایی خنثی مرکز بدن است. تولید گرمای متابولیک وابسته به فعالیت فیزیکی بدن بوده و می‌تواند با سازوکار لرز در شرایط سرما نیز افزایش یابد. بنابراین:

$$Q_m = Q_{m,act} + Q_{m,shiv} \quad (۱۲)$$

که:

$$Q_{m,shiv} = \frac{19.4 CSIG_{sk} CSIG_{cr}}{l_b} \quad (۱۳)$$

همچنین تری کلی پوست با رابطه (۱۴) محاسبه می‌شود:

$$w_{sk} = 0.06 + 0.94 \left( \frac{\dot{m}_{rsw} h_{fg}}{Q_{evap,max}} \right) \quad (۱۴)$$

که  $Q_{evap,max}$  حداکثر توان تبخیری است و به کمک رابطه (۱۵) به دست می‌آید:

انتقال حرارت زیستی شامل زمان مشخصه  $\tau_t$  می‌باشد. فرم کلی معادله تأخیر فاز دوگانه انتقال حرارت زیستی مطابق زیر ارائه شده است [۲۰]:

$$\begin{aligned} \tau_q \rho C \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + (\rho C + \tau_q W_{bl} C_{bl}) \frac{\partial T}{\partial t} + W_{bl} C_{bl} (T - T_{art}) \\ = k \left( \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \tau_t \frac{\partial^3 T}{\partial x^2 \partial t} \right) + Q_m + \tau_q \frac{\partial Q_m}{\partial t} \end{aligned} \quad (۴)$$

در تحقیق حاضر با توجه به نتایج مطالعات میترا و همکاران [۲] و همچنین تحقیق آتناکی مقادیر  $15/5$  و  $0/5$  ثانیه به ترتیب برای زمان‌های تأخیر شار گرما و گرادیان دما در نظر گرفته شده است. معادله فوق در واقع کاربرد معادله انتقال حرارت غیرفوری‌ای در بافت‌های زنده است. در مدل‌های آسایش حرارتی مبتنی بر حسگرهای حرارتی پوست معادله اصلی برای تعیین دما و مشتق دما در محل حسگرهای سرد و گرم، معادله انتقال حرارت زیستی پنز می‌باشد، در این مدل معادله اصلی با معادله انتقال حرارت تأخیر فاز دوگانه رابطه (۴) جایگزین شده است که در آن  $C_{bl}$  حرارت مخصوص خون می‌باشد و به ترتیب  $\rho$ ،  $C$  و  $k$  چگالی، گرمای مخصوص و هدایت حرارتی بافت پوست هستند. همچنین  $W_{bl}$  نرخ شارش خون،  $Q_m$  تولید گرمای متابولیک،  $T$  و  $T_{art}$  هم به ترتیب دمایی بافت و دمایی خون هستند. به همراه شرایط مرزی متغیر با زمان برای سطح پوست و مرکز بدن

$$\begin{cases} -k \frac{\partial T}{\partial x} = h(T - T_a) + \sigma \epsilon \left( (T + 273)^4 - (T_a + 273)^4 \right) \\ + (3.054 + 16.7 h w_{sk}) (0.256 T - 3.37 - P_a) \text{ at skin surface} \\ T_{cr}^{new} = T_{cr}^{old} + \frac{\Delta t}{(1 - \alpha) \rho_b C_b} \\ \times \left[ r_m Q_m - \frac{(K_{eff} + C_{bl} \dot{m}_{bl}) (T_{cr}^{old} - T_{sk}^{old})}{l_b} \right] \text{ at body core} \end{cases} \quad (۵)$$

که در این معادله:

$$l_b = \frac{V_b}{A_b} \quad (۶)$$

$$\begin{aligned} r_m = 1 - \eta_m - 0.0014(34 - T_a) \\ - 0.0173(5.87 - P_a) \end{aligned} \quad (۷)$$

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 [۱۰، ۱۳، ۲۱]. بر اساس این یافته‌ها، رینگ و دی‌دیر [۱۰] مدلی را برای ارزیابی پاسخ حسگرهای حرارتی پوست توسعه دادند. پاسخ حسگرهای سرد و گرم به‌طور مجزا به‌صورت زیر محاسبه می‌شوند:

برای حسگرهای سرد:

$$R(x, t) = -K_s(T(x, t) - T_n) + b - K_d \min \left\{ 0, \frac{\partial T(x, t)}{\partial t} \right\} \bigg|_{cR} \quad (22)$$

برای حسگرهای گرم:

$$R(x, t) = K_s(T(x, t) - T_n) + K_d \max \left\{ 0, \frac{\partial T(x, t)}{\partial t} \right\} \bigg|_{wR} \quad (23)$$

که  $R(x, t)$  پاسخ فرکانسی حسگرهای حرارتی پوست بر حسب هرتز،  $K_s$  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 هستند. همچنین،  $x$  نشانگر عمق حسگرها زیر سطح است. به‌طورمعمول حسگرهای سرمایی نزدیک‌تر به سطح پوست هستند. حسگرهای گرما در عمق ۰/۵ میلی‌متری و حسگرهای سرما در عمق ۰/۲ میلی‌متری قرار دارند. پاسخ حرارتی بدن ( $R$ ) در این مدل برحسب هرتز بیان شده و یکای آن، مطابق با مقیاس پیشنهادشده در استاندارد آسایش حرارتی اثری نیست و به همین دلیل، در مطالعات مرتبط با آسایش حرارتی مورد استفاده قرار نمی‌گیرد.

### ۳-۲- شاخص پاسخ حرارتی استاندارد اثری

اثری [۲۲]، TSNS را به‌عنوان شاخص ارزیابی احساس حرارتی پیشنهاد داده است. این شاخص بر اساس مدل دونقطه‌ای گایج بیان شده است و مطابق زیر تعریف می‌شود:

$$TSNS = \begin{cases} 0.4685(T_b - T_{b,c}) & T_b < T_{b,c} \\ 4.7\eta_{ev} \frac{(T_b - T_{b,c})}{(T_{b,h} - T_{b,c})} & T_{b,c} \leq T_b \leq T_{b,h} \\ 4.7\eta_{ev} + 0.685(T_b - T_{b,h}) & T_b > T_{b,h} \end{cases} \quad (24)$$

$$Q_{\text{evap,max}} = \frac{P_{\text{sk}(s)} - P_a}{R_{e,t}} \quad (15)$$

همچنین:

$$\dot{m}_{\text{TSW}} = 4.7 \times 10^{-5} WSIG_b \exp \left( \frac{WSIG_{sk}}{10.7} \right) \quad (16)$$

که:

$$WSIG_b = \text{Max} \{ 0, T_b - T_{b,n} \} \quad (17)$$

و داریم:

$$T_b = \alpha T_{sk} + (1 - \alpha) T_{cr} \quad (18)$$

$$T_{b,n} = \alpha T_{sk,n} + (1 - \alpha) T_{cr,n} \quad (19)$$

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 ( $\alpha$ ) را تغییر می‌دهد. این متغیرها مطابق روابط (۲۰) و (۲۱) محاسبه می‌شوند:

$$\alpha = 0.04180 + 0.745 / \left( 3600 \dot{m}_{bl} + 0.585 \right) \quad (20)$$

$$\dot{m}_{bl} = \frac{6.3 + 200 WSIG_{cr}}{3600(1 + 0.5 CSIG_{sk})} \quad (21)$$

### ۳- مدل‌سازی شاخص پاسخ حرارتی بدن

#### ۳-۱- مدل حسگرهای پوستی

در سال ۱۹۹۱، رینگ و دی‌دیر [۱۰] مدل پاسخ حرارتی بدن را بر پایه مطالعات هنسل [۹] در مورد پاسخ گذرای حسگرهای پوستی ارائه دادند. در این مدل فرض شده است پاسخ حسگرها شامل دو قسمت استاتیکی

که  $\eta_{ev}$  بازده تبخیری است و برابر  $0.85$  فرض می‌شود. همچنین:

$$T_{n,c} = 35.55 - 0.8M \quad (31)$$

$$T_{b,c} = 0.0033(Q_{mt} - Q_{wk}) + 36.301 \quad (25)$$

$$T_{n,w} = 35.65 - 0.8M \quad (32)$$

$$T_{b,h} = 0.0060(Q_{mt} - Q_{wk}) + 36.669 \quad (26)$$

در این روابط  $M$  متابولیک برحسب  $met$  می‌باشد. درنهایت شاخص پاسخ حرارتی ( $TRESP$ ) به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۷]:

$$TRESP = TRESP_C + TRESP_W \quad (33)$$

مقادیر شاخص TSNS مطابق زیر بیانگر احساس حرارتی فرد خواهند بود:

۱+ گرم، کمی  
۲+ گرم، گرم  
۳+ گرم، خیلی گرم  
۴+ خیلی گرم، تحمل  
۵+ گرمای غیر قابل تحمل  
۰ احساس خنثی، ۱- کمی خنک، ۲- خنک، ۳- سرد، ۴- خیلی سرد و ۵- سرمای غیرقابل تحمل [۲۲].

که:

$$TRESP_C = \min \left\{ 0.0, C_c \left[ (T_{cr} - T_{n,c}) + \frac{K_d}{K_s} \min \left\{ 0.0, \frac{\partial T}{\partial t} \bigg|_{cr} \right\} \right] \right\} \quad (34)$$

### ۳-۳ شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید

در مدل‌های مبتنی بر حسگرهای حرارتی پوست، احساس حرارتی تابعی از عکس‌العمل حسگرهای حرارتی نسبت به دما و تغییرات آن می‌باشد. پاسخ حسگرهای بدن مطابق مطالعات رینگ و دی‌دیر [۱۰] برحسب هرتز بیان شده است که مطابق با استاندارد آسایش حرارتی اشری نمی‌باشد از این‌رو، ذوالفقاری و معرفت [۱۷] در سال ۲۰۱۱، رابطه‌ای میان پاسخ فرکانسی حسگرهای بدن ( $R$ ) و شاخص استاندارد آسایش حرارتی ارائه نمودند. ایشان دریافتند احساس گرما نسبت به احساس سرما به تغییرات دمای حسگرهای حرارتی پوست حساس‌تر می‌باشد و به‌صورت زیر نوشته می‌شود [۱۷]:

$$TSNS_C = C_c (T_{cr} - T_{n,c}) \quad (27)$$

$$TSNS_W = C_w (T_{wr} - T_{n,w}) \quad (28)$$

که:

$$C_c = 0.5 \quad (29)$$

$$C_w = 4.7 - 2.0M \quad (30)$$

### ۴- نتایج و بحث

به منظور اعتبارسنجی شاخص پاسخ حرارتی در مدل جدید، نتایج حاصله با نتایج تجربی و شبیه‌سازی مقالات مختلف [۲۳-۲۷] مقایسه شده است. برای ارزیابی شاخص احساس حرارتی، ۳۱ مورد مقایسه‌ای مختلف در نظر گرفته شده است که ۲۶ مورد دارای شرایط حرارتی پایا و ۵ مورد با شرایط حرارتی گذرا می‌باشند. در حالت پایا نتایج حاصله از مدل انتقال حرارت غیرفوری‌ای به سمت فوری‌ای میل می‌کند. در ادامه به بررسی بیشتر حالت پایا برای مدل غیرفوری‌ای پرداخته خواهد شد.

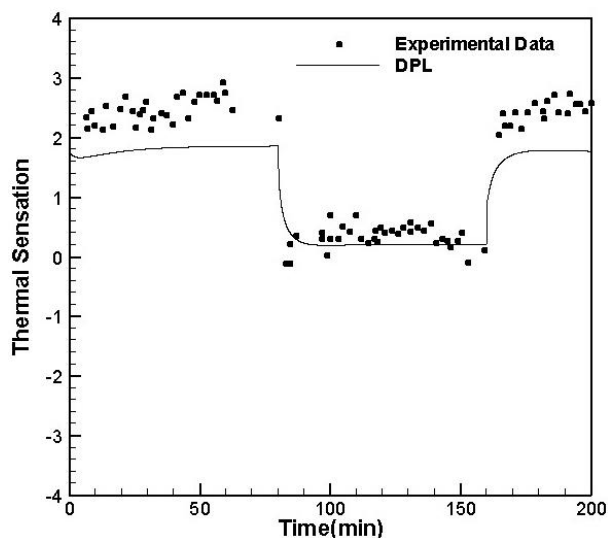
#### ۴-۱ اعتبارسنجی حالت پایا

برای ارزیابی شاخص پاسخ حرارتی تحت شرایط پایا ۲۶ مورد مقایسه‌ای مختلف مورد بررسی قرار گرفته‌اند. جدول ۱ خلاصه‌ای از شرایط حرارتی و

**Table 1. Thermal and individual conditions of comparative case 1 to 26, with the comparison between the new index and the experimental results in stable conditions**

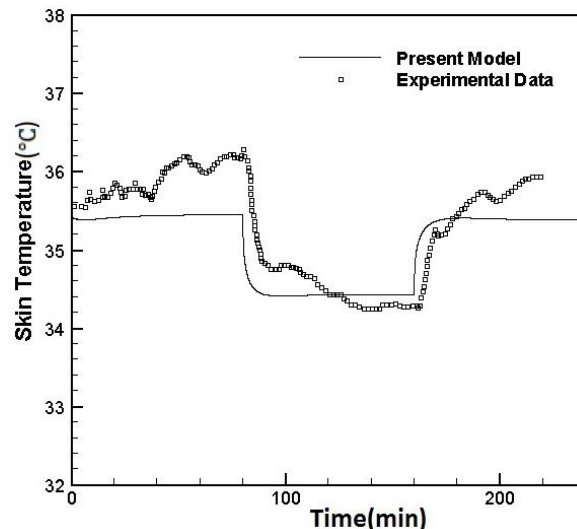
**جدول ۱:** شرایط حرارتی و فردی موارد مقایسه‌ای ۱ تا ۲۶ به همراه مقایسه میان شاخص جدید و نتایج تجربی در شرایط پایا

| مورد مقایسه‌ای | $T$<br>(°C) | $V_a$<br>(m/s) | $RH$<br>(%) | $M$<br>(met) | $I_{cl}$<br>(clo) | $TSENS$<br>تجربی | $TRESP$<br>مدل جدید | خطای<br>مدل جدید |
|----------------|-------------|----------------|-------------|--------------|-------------------|------------------|---------------------|------------------|
| ۱              | ۲۲          | ۰/۱۳           | ۴۶/۱        | ۱/۳۱         | ۰/۸۴              | ۰/۰۲             | -۰/۰۷۷              | ۰/۰۹             |
| ۲              | ۲۳/۴        | ۰/۲۰           | ۴۱/۵        | ۱/۳۲         | ۰/۶۴              | -۰/۰۱            | -۰/۰۱               | ۰                |
| ۳              | ۲۹          | ۰/۰۷           | ۷۱/۳        | ۱/۲۷         | ۰/۵۶              | ۱/۳۲             | ۱/۴۶                | ۰/۱۴             |
| ۴              | ۳۰/۵        | ۰/۰۵           | ۷۸/۴        | ۱/۲۸         | ۰/۵۱              | ۱/۲۴             | ۱/۱۸                | ۰/۰۶             |
| ۵              | ۳۴/۵        | ۰/۲۲           | ۵۰          | ۱/۲          | ۰/۳۴              | ۱/۴              | ۱/۸۸                | ۰/۴۸             |
| ۶              | ۳۳/۳        | ۰/۱۵           | ۷۰          | ۱/۲          | ۰/۳۴              | ۱/۹              | ۱/۷۶                | ۰/۱۴             |
| ۷              | ۲۴/۰        | ۰/۰۹           | ۵۰          | ۱/۲          | ۰/۳۴              | -۰/۵             | -۰/۲۶               | ۰/۲۴             |
| ۸              | ۳۰/۶        | ۰/۱۸           | ۵۰          | ۱/۲          | ۰/۵۴              | ۱/۱              | ۱/۰                 | ۰/۱۰             |
| ۹              | ۲۸/۹        | ۰/۱۹           | ۷۰          | ۱/۲          | ۰/۵۴              | ۰/۶              | ۰/۵۴                | ۰/۰۶             |
| ۱۰             | ۲۳/۳        | ۰/۱۷           | ۵۰          | ۱/۳          | ۰/۴۸              | ۰/۰              | -۰/۲۰               | ۰/۲۰             |
| ۱۱             | ۲۴/۳        | ۰/۰۹           | ۵۰          | ۱/۳          | ۰/۴۹              | ۰/۳              | -۰/۱۰               | ۰/۴۰             |
| ۱۲             | ۲۱/۷        | ۰/۱۱           | ۷۱/۲        | ۱/۲          | ۱/۱۵              | ۰/۰              | -۰/۰۰۷              | ۰/۰۰۷            |
| ۱۳             | ۲۳/۷        | ۰/۱۴           | ۴۵          | ۱/۰          | ۰/۵۹              | -۰/۹             | -۰/۴۵               | ۰/۴۵             |
| ۱۴             | ۲۷/۰        | ۰/۱۴           | ۴۵          | ۱/۰          | ۰/۵۹              | ۰/۲              | -۰/۰۲۱              | ۰/۲۲             |
| ۱۵             | ۳۰/۶        | ۰/۱۴           | ۴۵          | ۱/۰          | ۰/۵۹              | ۱/۴              | ۰/۶۴                | ۰/۷۶             |
| ۱۶             | ۲۶/۳        | ۰/۱۴           | ۴۵          | ۱/۰          | ۰/۵۹              | -۰/۱             | -۰/۰۴               | ۰/۰۶             |
| ۱۷             | ۲۲/۲        | ۰/۱۴           | ۴۵          | ۱/۰          | ۰/۵۹              | -۱/۵             | -۰/۵۲               | ۰/۹۸             |
| ۱۸             | ۲۴/۷        | ۰/۱۴           | ۴۵          | ۱/۰          | ۰/۵۹              | -۰/۷             | -۰/۱۴               | ۰/۵۶             |
| ۱۹             | ۲۷/۹        | ۰/۱۴           | ۴۵          | ۱/۰          | ۰/۵۹              | ۱/۰              | ۰                   | ۱                |
| ۲۰             | ۳۰/۱        | ۰/۱۴           | ۴۵          | ۱/۰          | ۰/۵۹              | ۱/۲              | ۰/۴۵                | ۰/۷۵             |
| ۲۱             | ۲۶/۶        | ۰/۱۵           | ۴۵          | ۱/۲          | ۰/۵۹              | ۰/۰              | -۰/۰۱۵              | ۰/۰۱۵            |
| ۲۲             | ۲۷/۱        | ۰/۱۵           | ۴۵          | ۱/۲          | ۰/۵۹              | ۰/۰              | ۰/۰۳                | ۰/۰۳             |
| ۲۳             | ۲۶/۴        | ۰/۱۵           | ۴۵          | ۱/۲          | ۰/۵۹              | ۰/۵              | -۰/۰۳               | ۰/۵۳             |
| ۲۴             | ۲۳/۲        | ۰/۰۵           | ۵۰          | ۱/۱          | ۰/۶۵              | -۰/۳             | -۰/۰۹               | ۰/۲۱             |
| ۲۵             | ۲۲/۳        | ۰/۰۵           | ۵۰          | ۱/۱          | ۰/۶۵              | -۰/۹             | -۰/۰۱               | ۰/۸۹             |
| ۲۶             | ۲۳/۶        | ۰/۰۵           | ۵۰          | ۱/۱          | ۰/۶۵              | -۰/۱             | -۰/۰۸۳              | ۰/۰۱۷            |



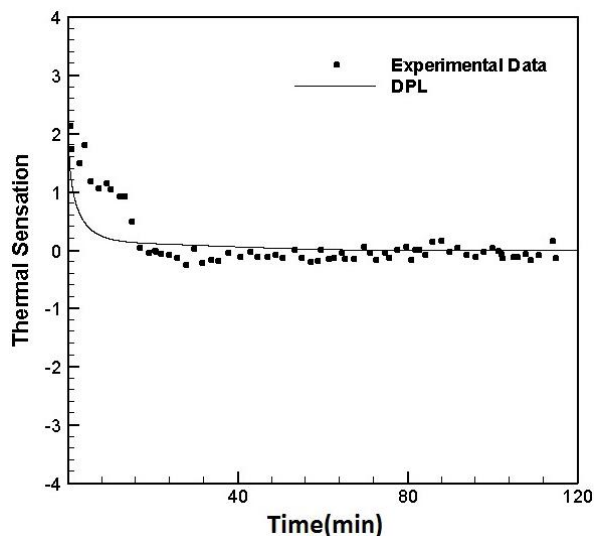
شکل ۲: مقایسه احساس حرارتی اندازه‌گیری شده [۲۸] و شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید برای زمان‌های آسودگی  $\tau_q = 15/5$  و  $\tau_t = 0/05$

Fig. 2. Comparison of the measured thermal sensation [28] and the thermal response index of the new model for time lags  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .



شکل ۱: مقایسه دمای اندازه‌گیری شده [۲۸] و نتایج شبیه‌سازی مدل جدید برای زمان‌های آسودگی  $\tau_q = 15/5$  و  $\tau_t = 0/05$

Fig. 1. Comparison of the measured temperature [28] and simulation results of the new model for time lags  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .



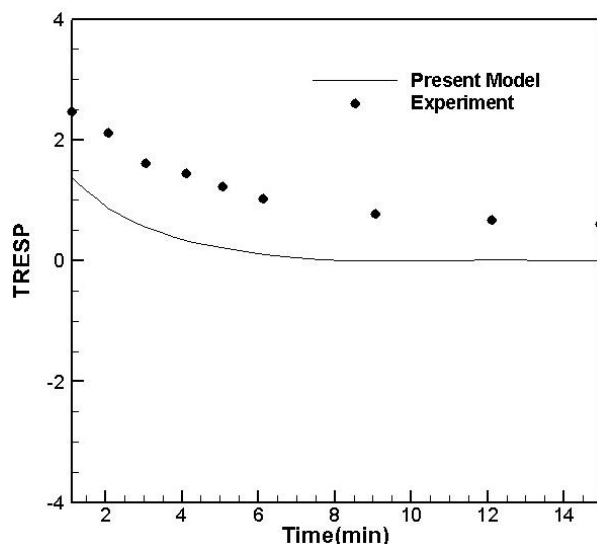
شکل ۳: مقایسه ی نتایج حاصل از شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید با نتایج تجربی آرنس و همکاران [۲۸] برای زمان‌های آسودگی  $\tau_q = 15/5$  و  $\tau_t = 0/05$

Fig. 3. Comparison of experimental data of Arens et al. [28] and thermal response index of the new model for time lags the  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .

فردی موارد موردنظر و همچنین مقایسه‌ای میان نتایج تجربی و مدل جدید را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نتایج شاخص جدید تطابق مناسبی با نتایج تجربی دارد. موارد ۱ و ۲ از مرجع [۲۳]، موارد ۳ و ۴ از مرجع [۲۴]، موارد ۵ تا ۱۱ از مرجع [۲۵]، مورد ۱۲ از مرجع [۲۶] و موارد ۱۳ تا ۲۶ از مرجع [۲۷] آورده شده‌اند.

#### ۴-۲- اعتبارسنجی در شرایط گذرا

به منظور اعتبارسنجی شاخص مدل جدید تحت شرایط گذرا، نتایج مدل جدید با چند مورد نتایج تجربی مورد مقایسه قرار گرفته است. اولین مقایسه در برابر تغییرات ناگهانی دمای هوا از  $34/3^\circ\text{C}$  به  $26/4^\circ\text{C}$  و از  $26/4^\circ\text{C}$  به  $33/7^\circ\text{C}$ ، با نتایج تجربی آرنس و همکاران [۲۸] صورت پذیرفته است. شکل ۱ دمای پوست حاصل از مدل جدید را با نتایج تجربی مقایسه می‌کند و همچنین شکل ۲ مقایسه میان شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید را با نتایج تجربی نشان می‌دهد. در شکل ۲ متوسط خطا برابر  $0/38$  واحد می‌باشد. دومین مورد مقایسه نیز با نتایج تجربی آرنس و همکاران [۲۸] می‌باشد. ایشان به‌طور ناگهانی افرادی با نرخ متابولیک  $1/1$  met و احساس حرارتی اولیه گرم را در معرض محیطی با رطوبت نسبی ۵۰ درصد و دمای  $29/6^\circ\text{C}$  قرار دادند. در شکل ۳ احساس حرارتی افراد به صورت تجربی با شاخص

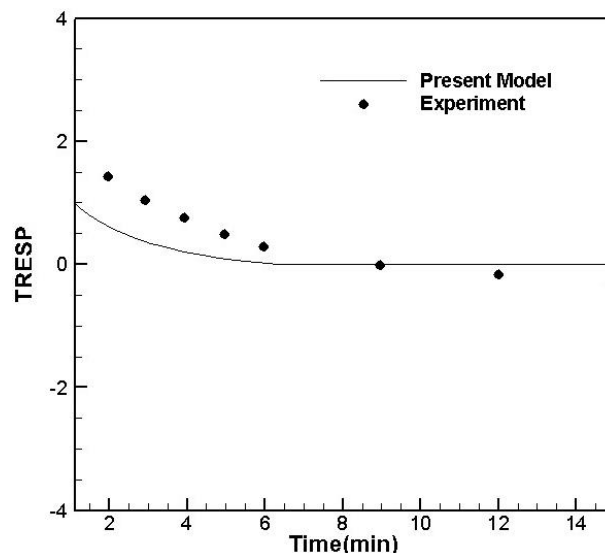


شکل ۵: مقایسه نتایج حاصل از شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید با نتایج تجربی گوتو و همکاران [۲۹] حالت دوم زمان‌های آسودگی  $\tau_q = 15.5$  و  $\tau_t = 0.05$

Fig. 5. Comparison of experimental results of Goto et al. [29] and the results of the thermal response index of the new model for time lags  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .

در حالت گذرا نشان‌دهنده هم‌خوانی قابل قبول شاخص پاسخ حرارتی و احساس حرارتی تجربی افراد می‌باشد.

نتایج تجربی ارائه شده در مراجع [۲۸-۳۰] بر مبنای آزمایش‌های تجربی بر روی افراد مختلف با سن، جنسیت، میزان پوشش و مشخصه‌های بدنی مختلفی می‌باشند. مدل حاضر قادر به مدل‌سازی این گونه ویژگی‌ها نمی‌باشد. همچنین افراد حاضر در این آزمایش‌ها شرایط حرارتی اولیه متفاوتی دارند از این لحاظ در بیشتر آزمایش‌ها زمانی برای آماده‌سازی در نظر گرفته شده است. نحوه قرارگیری در این زمان، رطوبت نسبی، سرعت هوا، دمای هوا از متغیرهای مؤثری هستند که جزئیات کاملی از آن‌ها در اکثر موارد ذکر نشده است. همچنین این مدل به صورت موضعی بخش‌های مختلف بدن را مدل‌سازی نمی‌کند. از این‌رو در برخی از موارد تفاوت میان نتایج مدل جدید و نتایج تجربی مشاهده می‌شود. همچنین، خطای ناشی از شاخص پاسخ حرارتی جدید برای ۵ مورد مقایسه‌ای گذرا در جدول ۲ آمده است. مشاهده می‌شود که متوسط خطای شاخص پاسخ حرارتی جدید از ۰/۲۱ تا ۰/۹۰ متغیر است. میانگین این مقادیر برابر ۰/۴۹ می‌باشد در حالی که است که میانگین مقادیر خطا برای ۲۶ مورد پایا کمتر و برابر ۰/۳۰ می‌باشد.



شکل ۴: مقایسه نتایج حاصل از شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید با نتایج تجربی گوتو و همکاران [۲۹] حالت اول زمان‌های آسودگی  $\tau_q = 15.5$  و  $\tau_t = 0.05$

Fig. 4. Comparison of experimental results of Goto et al. [29] and the results of the thermal response index of the new model for time lags  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .

پاسخ حرارتی مدل جدید مقایسه شده است. متوسط خطای مدل جدید با نتایج تجربی در این مورد مقایسه‌ای برابر ۰/۲۱ واحد می‌باشد.

به‌عنوان سومین و چهارمین مورد مقایسه‌ای، شرایط آزمایشگاهی گوتو و همکاران [۲۹] در نظر گرفته شده است. ایشان به صورت تجربی احساس حرارتی افراد در حال استراحت با میزان پوشش ۰/۷ clo در شرایط محیطی  $26^{\circ}\text{C}$  و رطوبت نسبی ۵۰ درصد را در دو حالت با احساس حرارتی اولیه متفاوت بررسی نمودند. در حالت اول افراد دارای احساس حرارتی اولیه ۲/۷ و در حالت دوم احساس حرارتی اولیه افراد ۱/۱۲ می‌باشد. شکل‌های ۴ و ۵ به ترتیب حالت‌های اول و دوم را نشان می‌دهند. متوسط خطای نتایج در حالت اول برابر ۰/۳۸ واحد و در حالت دوم ۰/۹۰ واحد می‌باشد.

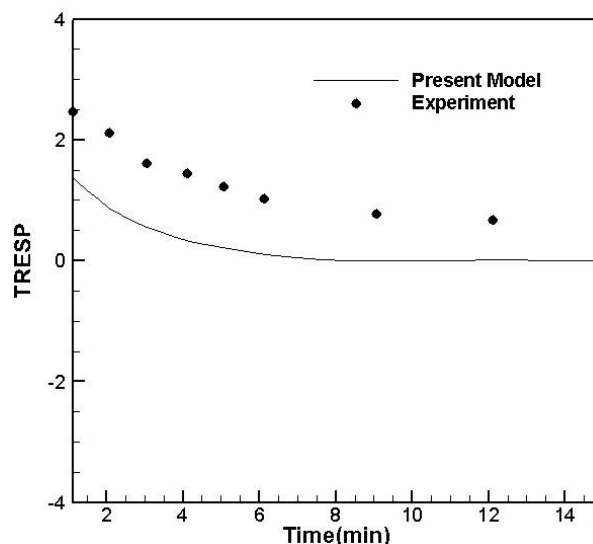
به‌عنوان آخرین مورد مقایسه‌ای گذرا، شرایطی مشابه با تحقیق تجربی پارسونز [۳۰] در نظر گرفته شده است. ایشان احساس حرارتی افراد دارای نرخ متابولیک ۱ met و میزان پوشش ۱ clo تحت شرایط محیطی  $26^{\circ}\text{C}$  و رطوبت نسبی ۵۰ درصد به مدت سه ساعت مورد بررسی قرار داده است. شکل ۶ نتایج تجربی پارسونز [۳۰] را در مقایسه با شاخص احساس حرارتی مدل جدید نشان می‌دهد. در این حالت متوسط خطای مدل جدید و نتایج تجربی برابر ۰/۵۸ واحد می‌باشد. مقایسه نتایج احساس حرارتی

**Table 1. Comparison of the new index and experimental results under transient condition**

**جدول ۲:** مقایسه میان شاخص جدید و نتایج تجربی در شرایط گذرا

| میانگین خطای مدل جدید | مورد مقایسه‌ای                 |
|-----------------------|--------------------------------|
| ۰/۳۸                  | آرنس و همکاران [۲۸] (شکل ۲)    |
| ۰/۲۱                  | آرنس و همکاران [۲۸] (شکل ۳)    |
| ۰/۳۸                  | گوتو و همکاران [۲۹] (شکل ۴)    |
| ۰/۹۰                  | گوتو و همکاران [۲۹] (شکل ۵)    |
| ۰/۵۸                  | پارسونز و همکاران [۳۰] (شکل ۶) |
| ۰/۴۹                  | میانگین                        |

در این مقاله از معادلات انتقال حرارت غیر فوری‌ای جهت پیش‌بینی توزیع دما در محل حسگرهای بدن استفاده شده است. سپس شاخص ارزیابی پاسخ حرارتی بدن ارائه و مورد اعتبارسنجی قرار گرفت. شاخص احساس حرارتی مدل جدید در دو حالت پایا و گذرا بررسی شد. این شاخص مطابق نتایج قادر به پیش‌بینی صحیحی از احساس حرارتی افراد در شرایط پایا و گذرا می‌باشد. دستاورد مهم این مقاله ارائه شاخصی برای ارزیابی احساس حرارتی بدن با استفاده از معادلات انتقال حرارت غیرفوری‌ای می‌باشد. تفاوت میان معادلات انتقال حرارت فوری و غیرفوری‌ای در وجود زمان‌های تأخیر است این زمان‌های تأخیر در معادله انتقال حرارت غیرفوری‌ای در حالتی که تغییرات دمای ناگهانی و یا تغییرات نقطه‌ای و پالسی همانند کاربردهای لیزر در درمان بافت‌های زنده موجود باشد، اهمیت می‌یابد. ارائه شاخص احساس حرارتی جدید منطبق بر انتقال حرارت غیرفوری‌ای می‌تواند زمینه‌ساز بررسی احساس حرارتی افراد در شرایط مختلف از جمله هنگام اعمال تغییرات دمای ناگهانی، تغییرات نقطه‌ای و پالسی و همچنین هنگام بروز پدیده کوران باشد. البته این امر مستلزم انجام تحقیقات تکمیلی در این زمینه خواهد بود.



**شکل ۶:** مقایسه نتایج حاصل از شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید با نتایج تجربی

پارسونز [۳۰] برای زمان‌های آسودگی  $\tau_q = 15.5$  و  $\tau_t = 0.05$

**Fig. 6. Comparison of experimental results of Parsons [30] and the results of the thermal response index of the new model with the for time lags  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .**

## ۵- نتیجه‌گیری

تلاش محققان در زمینه پیش‌بینی احساس حرارتی یک فرد در مقابل شرایط مختلف محیطی منجر به ارائه مدل‌های آسایش حرارتی گردیده است. پس از درک ماهیت عکس‌العمل‌های بدن در برابر تغییرات دما نگرش جدیدی در مدل‌سازی‌های ارائه گردید. در این مدل، حسگرها اصلی‌ترین نقش را بر عهده دارند؛ آن‌ها با درک دما و نرخ تغییرات آن ذهن را از بروز تغییرات هرچند کوچک مطلع نموده که منجر به صدور دستورهای لازم جهت بروز عکس‌العمل مناسب برای حفظ بدن در شرایط تعادل حرارتی خواهد شد. ساختار داخلی ناهمگن پوست نیازمند زمان است تا بتواند اغتشاش دمایی را منتقل سازد از این رو قانون هدایت حرارتی فوری‌ای قادر به مدل‌سازی صحیحی از توزیع دما در بافت هنگام بروز تغییرات ناگهانی نخواهد بود.

## ۶- فهرست علائم

|                   |      |
|-------------------|------|
| شریانی            | art  |
| مربوط به بدن      | b    |
| مربوط به خون      | bl   |
| مربوط به مرکز بدن | cr   |
| حسگرهای سرمایی    | cR   |
| خنثی              | N    |
| لرز               | shiv |
| پوست              | sk   |
| حسگرهای گرمایی    | wR   |

### علائم انگلیسی

|                 |                                                |
|-----------------|------------------------------------------------|
| $A_D$           | مساحت کل بدن ( $m^2$ )                         |
| $C$             | حرارت مخصوص ( $J\ kg^{-1}\ ^\circ C^{-1}$ )    |
| $CSIS$          | سیگنال سرمایی (بی بعد)                         |
| $h$             | ضریب انتقال حرارت ( $Wm^{-2}\ ^\circ C^{-1}$ ) |
| $h_{ig}$        | گرمای نهان تبخیر آب ( $J\ kg^{-1}$ )           |
| $k$             | ضریب هدایت حرارتی ( $Wm^{-1}\ ^\circ C^{-1}$ ) |
| $K_d$           | ثابت تناسب بخش دینامیکی ( $K^{-1}$ )           |
| $K_{eff}$       | رسانش حرارت مؤثر ( $Wm^{-2}\ ^\circ C^{-1}$ )  |
| $K_s$           | 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)        |
| $Q_{ev,max}$    | حداکثر پتانسیل گرمای تبخیری ( $Wm^{-2}$ )      |
| $Q_m$           | تولید گرمای متابولیک ( $Wm^{-3}$ )             |
| $R$             | پاسخ حرارتی حسگرها (Hz)                        |
| $R_{et}$        | مقاومت تبخیری ( $m^2kPaW^{-1}$ )               |
| $r_m$           | ضریب متابولیک باقیمانده (بی بعد)               |
| $t$             | زمان (s)                                       |
| $T$             | دما ( $^\circ C$ )                             |
| $V_b$           | حجم بدن ( $m^3$ )                              |
| $w_{sk}$        | تری پوست (بی بعد)                              |
| $w_{bl}$        | نرخ شارش خون ( $kg\ m^3s$ )                    |
| $WSIG$          | سیگنال گرمایی (بی بعد)                         |

### علائم یونانی

|               |                                                              |
|---------------|--------------------------------------------------------------|
| $\alpha$      | کسر تجمع گرمی در ناحیه پوست (بی بعد)                         |
| $\varepsilon$ | ضریب صدور سطح لباس (بی بعد)                                  |
| $\eta_m$      | بازده مکانیکی خارجی (بی بعد)                                 |
| $\rho$        | چگالی ( $kgm^{-3}$ )                                         |
| $\sigma$      | ضریب استفان بولتزمن ( $5.67 \times 10^{-8}\ Wm^{-2}K^{-4}$ ) |
| $\tau_t$      | زمان آسودگی گرادیان دما (s)                                  |
| $\tau_q$      | زمان آسودگی شار حرارتی (s)                                   |

### زیرنویس ها

|             |     |
|-------------|-----|
| هوای        | air |
| فعالیت بدنی | act |

## منابع

- [1] H.H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, Journal of Applied Physiology, 1(2) (1948) 93-122.
- [2] K. Mitra, S. Kumar, A. Vedevarz, M. Moallemi, Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat, Journal of Heat Transfer, 117(3) (1995) 568-573.
- [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, 22(3) (1998) 167-174.
- [4] C. Cattaneo, A form of heat conduction equation which eliminates the paradox of instantaneous propagation, Comptes Rendus, 247(4) (1958) 431-433.
- [5] D. Tzou, P. Puri, Macro-to Microscale Heat Transfer: The Lagging Behavior, Applied Mechanics Reviews, 50 (1997) B82-B82.
- [6] Y. Zhang, Generalized dual-phase lag bioheat equations based on nonequilibrium heat transfer in living biological tissues, International Journal of Heat and Mass Transfer, 52(21) (2009) 4829-4834.
- [7] K.-C. Liu, Y.-N. Wang, Y.-S. Chen, Investigation on the bio-heat transfer with the dual-phase-lag effect,

- Building and Environment, 45(10) (2010) 2068-2076.
- [16] A.P. Gagge, An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response, ASHRAE Transactions, 77 (1971) 247-262.
- [17] A. Zolfaghari, M. Maerefat, A new predictive index for evaluating both thermal sensation and thermal response of the human body, Building and Environment, 46(4) (2011) 855-862.
- [18] H. Bijari, A. Zolfaghari, Developing the thermal comfort model based on cutaneous thermoreceptors response using non-Fourier heat transfer, Modares Mechanical Engineering, 17(11) (2018) 70-76. (in Persian)
- [19] J. Liu, Z. Ren, C. Wang, Thermal wave theory about temperature oscillations effect in living tissues, Chinese Journal of Physics, 12(4) (1995) 215-218.
- [20] F. Xu, K. Seffen, T. Lu, Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics, International Journal of Heat and Mass Transfer, 51(9) (2008) 2237-2259.
- [21] J. Ring, R. de Dear, A. Melikov, Human thermal sensation: frequency response to sinusoidal stimuli at the surface of the skin, Energy and Buildings, 20(2) (1993) 159-165.
- [22] ASHRAE. ASHRAE handbook of fundamentals. Atlanta: ASHRAE; (2001).
- [23] K. Cena, R. de Dear, Thermal comfort and behavioural strategies in office buildings located in a hot-arid climate, Journal of Thermal Biology, 26(4) (2001) 409-414.
- [24] J. Han, G. Zhang, Q. Zhang, J. Zhang, J. Liu, L. Tian, C. Zheng, J. Hao, J. Lin, Y. Liu, Field study on occupants' thermal comfort and residential thermal environment in a hot-humid climate of China, Building and Environment, 42(12) (2007) 4043-4050.
- [25] W. A. Andreasi, R. Lamberts, C. Cândido, Thermal International Journal of Thermal Sciences, 58 (2012) 29-35.
- [8] 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, 61(7) (2012) 483-501.
- [9] H. Hensel Thermoreception and temperature regulation, Monographs of the Physiological Society, 38 (1980), 1-321.
- [10] J. Ring, R. Dear, Temperature transients: a model for heat diffusion through the skin, thermoreceptor response and thermal sensation, Indoor Air, 1(4) (1991) 448-456.
- [11] E. Arens, H. Zhang, C. Huizenga, Partial-and whole-body thermal sensation and comfort—Part I: Uniform environmental conditions, Journal of Thermal Biology, 31(1) (2006) 53-59.
- [12] 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, 69 (2) (2004) 101-114.
- [13] Y. G. Lv, J. Liu, Effect of transient temperature on thermoreceptor response and thermal sensation, Building and Environment, 42(2) (2007) 656-664.
- [14] A. Zolfaghari, M. Maerefat, Thermal response of cutaneous thermoreceptors: A new criterion for the human body thermal sensation, Proceedings of the 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering, Isfahan, Iran, IEEE, (2010) 1-4.
- [15] A. Zolfaghari, M. Maerefat, A new simplified thermoregulatory bioheat model for evaluating thermal response of the human body to transient environments,

- [28] E. Arens, H. Zhang, C. Huizenga, T. Han, Thermal sensation and comfort models for non-uniform and transient environments, part I: Uniform environmental conditions, *Journal of thermal biology*, 31(1-2) (2006) 53-59.
- [29] T. Goto, J. Toftum, R. de Dear, P. O. Fanger, Thermal sensation and thermophysiological responses to metabolic step-changes, *International Journal of Biometeorology*, 50 (5) (2006) 323-332.
- [30] K. C. Parsons, The effects of gender, acclimation state, the opportunity to adjust clothing and physical disability on requirements for thermal comfort, *Energy and Buildings*, 34(6) (2002) 593-599.
- acceptability assessment in buildings located in hot and humid regions in Brazil, *Building and Environment*, 45(5) (2010) 1225-1232.
- [26] G. Zhang, C. Zheng, W. Yang, Q. Zhang, D. J. Moschandreas, Thermal comfort investigation of naturally ventilated classrooms in a subtropical region, *Indoor and Built Environment*, 16(2) (2007) 148-158.
- [27] A. Simone, J. Kolarik, T. Iwamatsu, H. Asada, M. Dovjak, L. Schellen, M. Shukuya, B. W. Olesen, A relation between calculated human body exergy consumption rate and subjectively assessed thermal sensation, *Energy and Buildings*, 43(1) (2011) 1-9.