



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

سید علیرضا ذوالفقاری\*، 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.

### ۱- مقدمه

خطی از قانون فوریه را توسعه داد.

برای در نظر گرفتن اثر برخوردی 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

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، فرآیند 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

\* 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 فوری‌ای 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 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 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، انبساط 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:

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

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  $0/05$  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

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

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:

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

برای حسگرهای گرم:

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

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 سرمای و گرمایی هستند. همچنین،  $x$  نشانگر عمق حسگرها زیر سطح است. به‌طور معمول حسگرهای سرمای نزدیک‌تر به سطح پوست هستند. حسگرهای گرما در عمق  $0.5$  میلی‌متری و حسگرهای سرما در عمق  $0.2$  میلی‌متری قرار دارند. پاسخ حرارتی بدن ( $R$ ) در این مدل برحسب هرتز بیان شده و یکای آن، مطابق با مقیاس پیشنهاد شده در استاندارد آسایش حرارتی اشری نیست و به همین دلیل، در مطالعات مرتبط با آسایش حرارتی مورد استفاده قرار نمی‌گیرد.

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

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

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

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

همچنین:

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

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. در نهایت شاخص پاسخ حرارتی (TRESP) به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۷]:

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

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

که:

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

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

### ۳-۳- شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید

$TRESP_W =$

$$\max \left\{ 0.0, C_w \left[ (T_{wr} - T_{n,w}) + \frac{K_d}{K_s} \max \left\{ 0.0, \frac{\partial T}{\partial t} \Big|_{wR} \right\} \right] \right\} \quad (35)$$

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 دمایی حسگرهای حرارتی پوست حساس‌تر می‌باشد و به‌صورت زیر نوشته می‌شود [۱۷]:

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

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

که:

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

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

روابط (۳۳) تا (۳۵) پاسخ حرارتی بدن را مطابق با مقیاس استاندارد اشری بیان می‌کنند. ثابت  $(K_d / K_s)$  ظاهر شده در این معادلات برای بازه وسیعی از شرایط محیطی و شخصی برابر ۲۵ می‌باشد [۱۷]. در ادامه به اعتبارسنجی شاخص پاسخ حرارتی در مدل آسایش حرارتی مبتنی بر اصول هدایت حرارت غیرفوری‌ای پرداخته خواهد شد.

### 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.

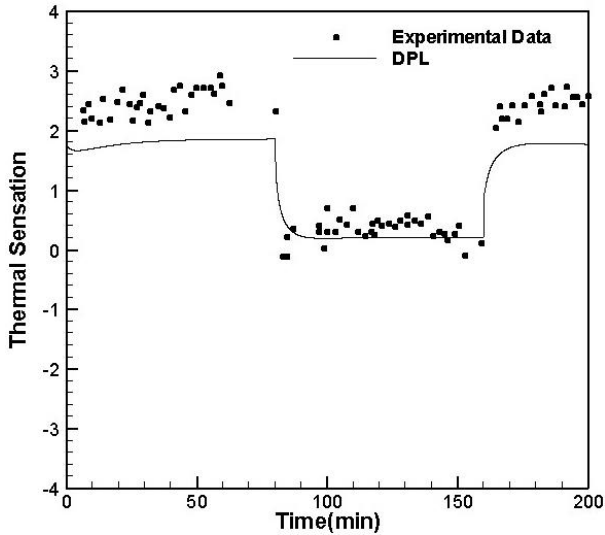
#### ۴-۱- اعتبارسنجی حالت پایا

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**

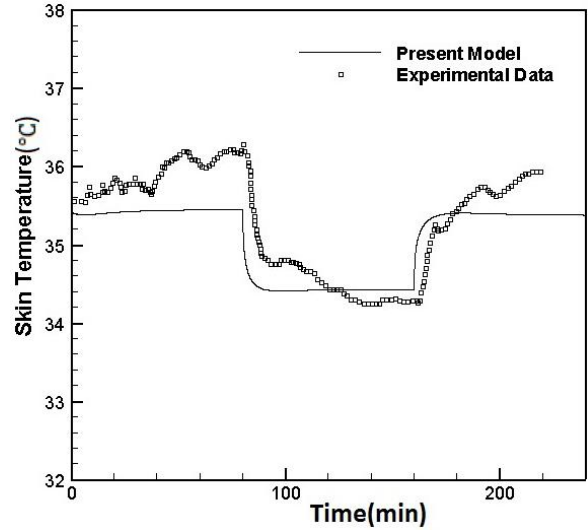
**جدول ۱:** شرایط حرارتی و فردی موارد مقایسه‌ای ۱ تا ۲۶ به همراه مقایسه میان شاخص جدید و نتایج تجربی در شرایط پایا

مورد مقایسه‌ای	$T$ (°C)	$V_a$ (m/s)	$RH$ (%)	$M$ (met)	$I_{cl}$ (clo)	$TSENS$ تجربی	$TRESP$ مدل جدید	خطای 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



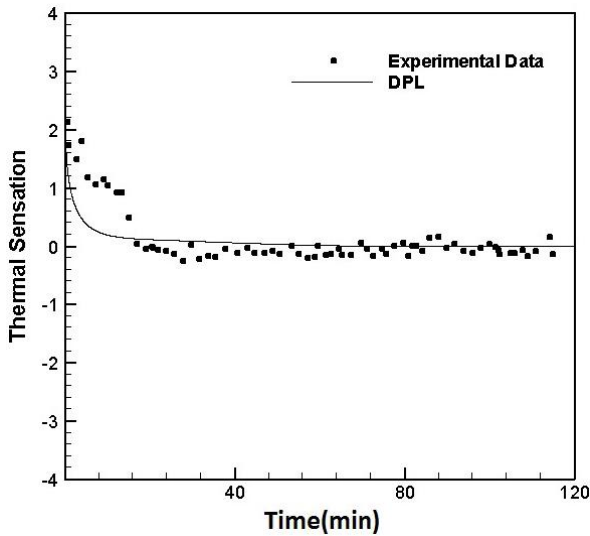
شکل ۲: مقایسه احساس حرارتی اندازه‌گیری شده [۲۸] و شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید برای زمان‌های آسودگی  $\tau_q = 15.5$  و  $\tau_t = 0.05$

Fig. 2. Comparison of the measured thermal sensation [28] and 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  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .



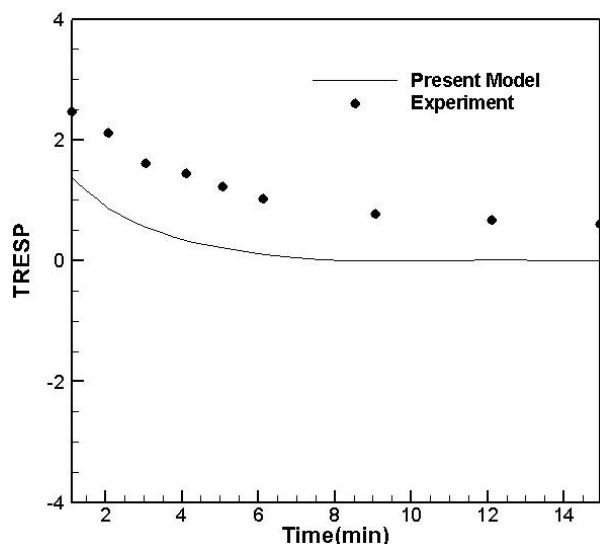
شکل ۳: مقایسه نتایج حاصل از شاخص پاسخ حرارتی مدل جدید با نتایج تجربی آرنس و همکاران [۲۸] برای زمان‌های آسودگی  $\tau_q = 15.5$  و  $\tau_t = 0.05$

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

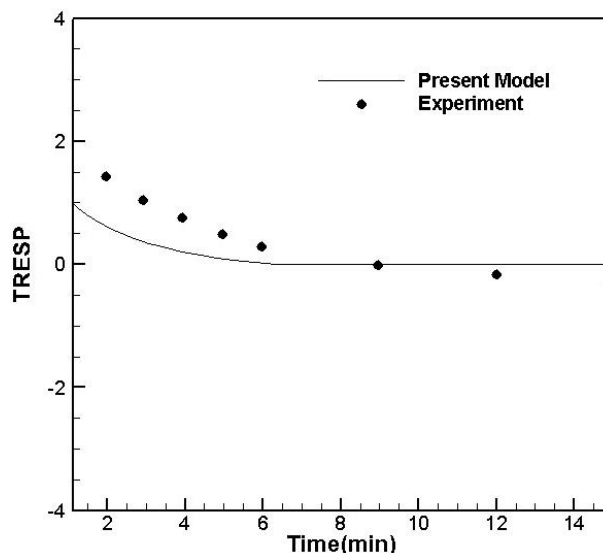
فردی موارد موردنظر و همچنین مقایسه‌ای میان نتایج تجربی و مدل جدید را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نتایج شاخص جدید تطابق مناسبی با نتایج تجربی دارد. موارد ۱ و ۲ از مرجع [۲۳]، موارد ۳ و ۴ از مرجع [۲۴]، موارد ۵ تا ۱۱ از مرجع [۲۵]، مورد ۱۲ از مرجع [۲۶] و موارد ۱۳ تا ۲۶ از مرجع [۲۷] آورده شده‌اند.

#### 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  $\tau_t = 0.05$



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. 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  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .

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  $\tau_q = 15.5$ ,  $\tau_t = 0.05$ .

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 این رو 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.

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

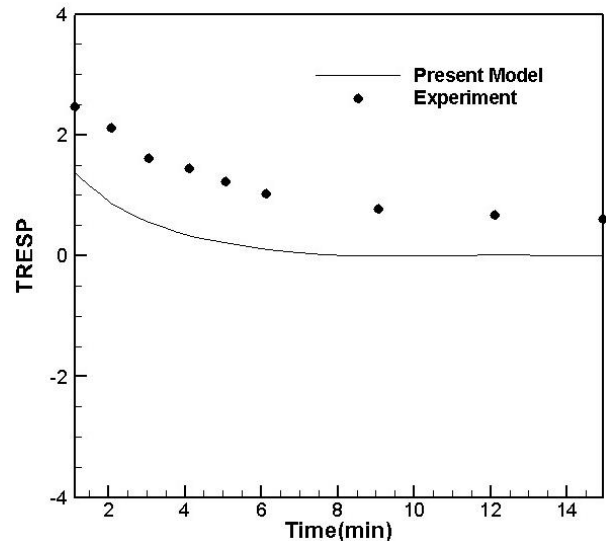


**Table 1. Comparison of the new index and experimental results under transient condition**

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 غیر فوری‌ای می‌باشد. تفاوت میان معادلات انتقال حرارت فوری و غیر فوری‌ای در وجود زمان‌های تأخیر است این زمان‌های تأخیر در معادله انتقال حرارت غیر فوری‌ای 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 غیر فوری‌ای 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 مدل‌های ای.تی.بی 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 فوری 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 (بی‌بعد)
$h$	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 ( $kg\ m^{-2}\ s^{-1}$ )
$\dot{m}_{tsw}$	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 (بی‌بعد)
$t$	زمان (s)
$T$	دما ( $^\circ C$ )
$V_b$	حجم بدن ( $m^3$ )
$w_{sk}$	تری پوست (بی‌بعد)
$W_{bl}$	نرخ شارش خون ( $kg\ m^3s$ )
$WSIG$	سیگنال گرمایی (بی‌بعد)

### 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, *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] 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,

### علائم یونانی

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

### زیرنویس‌ها

هوای	air
فعالیت بدنی	act

- 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.