

علاوه بر تفاوت شرایط دمایی بین بخش‌های مختلف بدن یک فرد، شرایط افراد مختلف نیز در یک محیط مشابه یکسان نیست. عواملی مانند جرم، شاخص توده بدنی، درصد چربی بدن، سن و جنسیت که به عنوان عوامل فردی شناخته می‌شوند؛ باعث این تفاوت هستند. هاونیس[۶] در تحقیقی تأثیر پارامترهای فردی مانند تناسب اندام، شاخص توده بدن، چربی بدن، سازگاری، جنسیت و سن بر سیستم گرما تنظیم بدن را بررسی و بر اساس آن مدل دو نقطه‌ای گگی[۷] را به یک مدل فردی جدید ارتقا داد. آرنس و همکاران[۸] با ارائه یک مدل گرما تنظیم تأثیر عوامل انفرادی مانند قد، وزن، سن، جنسیت، چربی بدن و رنگ پوست بر شرایط حرارتی و دمایی بدن را بررسی کردند. غدار و همکاران[۹] در تحقیقی تأثیر سن بر سازوکارهای فیزیولوژیکی بدن و شرایط حرارتی افراد را در دو گروه سنی افراد جوان و مسن بررسی کردند. تانابه و همکاران[۱۰] در تحقیقی تأثیر عوامل فردی مانند سن، وزن، قد، جنسیت بر دمای بخش‌های مختلف و سازوکارهای فیزیولوژیکی بررسی و مدل قبلی خود را توسعه دادند.

مدل‌هایی که تاکنون مورد بررسی قرار گرفتند، مبتنی بر معادلات فیزیکی و فیزیولوژیکی و موازنه انرژی برای بدن به عنوان یک سیستم ترمودینامیکی بوده‌اند. در حالی که برقرار بودن موازنه انرژی برای بدن لزوماً به معنای احساس مطلوب حرارتی نیست. در حقیقت پاسخ حسگرهای حرارتی پوست به محرک‌های محیطی، احساس حرارتی افراد را تعیین می‌کند؛ نه برقرار بودن موازنه انرژی برای بدن. در واقع، اعصاب حسی سطح بیرونی پوست با سنجش دمای بافت اطراف خود و ارسال سیگنال به مغز، علاوه بر ارزیابی احساسات حرارتی و سنجش دمای پوست باعث فعال شدن سازوکارهای گرما تنظیم بدن در شرایط سرما و گرما می‌شوند[۱۱]. بنابراین، انتخاب رویکرد موازنه انرژی برای ارزیابی احساس حرارتی، تا حدی از فیزیک واقعی حاکم بر شرایط حرارتی بدن و احساس حرارتی فاصله دارد.

یکی از شناخته شده‌ترین مدل‌های مبتنی بر حسگرهای حرارتی، مدل STB است که توسط ذوالفقاری و معرفت ارائه شد[۱۲]. این مدل، با ترکیب رابطه معروف پنس و مدل دو نقطه‌ای گگی، برخی از نواقص مدل‌های پیشین مانند ثابت فرض کردن دمای مرکز بدن و در نظر نگرفتن سازوکارهای فیزیولوژیکی را برطرف کرده است. در این مدل، بدن به یک بخش و ۴ لایه تقسیم شده است. پوست به عنوان یک لایه اصلی خود به سه زیر لایه (پوست بیرونی، میانی و زیرین) تقسیم شده است. از آنجایی که در این مدل پارامترهای فردی لحاظ نشده است، لذا قادر به درک تفاوت‌های افراد نیست. همچنین، از آنجایی که بدن را یکپارچه مدل کرده و بین بخش‌های مختلف بدن تمایزی قائل نیست، استفاده از آن برای محیط‌های غیریکنواخت توصیه نمی‌گردد.

از آنجایی که تفاوت‌های فیزیولوژیکی بین افراد تأثیر قابل ملاحظه ای بر سیستم گرما تنظیم و دمای نواحی مختلف بافت‌های بدن دارد، داودی و همکاران[۱۳] مدل فردی مبتنی بر حسگرهای حرارتی پوستی ITB را ارائه دادند. در این مدل تأثیر عوامل فردی مانند جنسیت، شاخص توده بدنی، قد، وزن و درصد چربی، بر توزیع دمای بافت بدن افراد مورد بررسی قرار گرفت. با این حال، یکی از نقاط ضعف این مدل، آن است که بدن را مشابه مدل STB، به صورت یکپارچه و تک نقطه‌ای مدل کرده است. برای برطرف کردن محدودیت مدل‌های مذکور در شرایط غیریکنواخت، معلمی و همکاران[۱۴] مدل گرما تنظیم چند

بخشی مبتنی بر حسگرها (MSTB) را ارائه کردند. در این مدل، بدن به ۱۶ بخش تقسیم شده است: سر، قفسه سینه، پشت، لگن، شانه‌ها، بازوها، دست‌ها، ران‌ها، ساق‌ها و پاها. مشابه مدل‌های قبلی، برای شبیه سازی انتقال حرارت در بافت بخش‌های مختلف بدن نیز از معادله پنس استفاده شده است. یکی از اشکالات مدل MSTB در نظر گرفتن خون به عنوان یک نقطه ترمودینامیکی است که با سایر بخش‌های بدن تبادل حرارت دارد. در حالی که سیستم گردش خون بسیار پیچیده‌تر و متشکل از تعداد زیادی سرخرگ، سیاهرگ و مویرگ‌ها می‌باشد. از سوی دیگر، خون با بافت‌های بخش‌های مختلف بدن با دمای متفاوتی تبادل حرارت دارد. لذا مدلسازی خون به صورت یک نقطه در مدل MSTB باعث خطای زیاد در پیش‌بینی دمای دست و پا به ویژه در شرایط سرما یا گرما می‌شود.

به منظور پوشش ضعف مدل MSTB، افضلیان و ذوالفقاری[۱۵] در تحقیقی با اصلاح سیستم گردش خون، مدل چندبخشی جدیدی را که مبتنی بر عملکرد حسگرهای پوستی باشد، معرفی کردند. در این مدل بدن به ۱۷ بخش (سر، گردن، قفسه سینه، پشت، لگن، شانه، ساعد، دست، ران، ساق و پا) و سه لایه (مرکز، زیرپوست و رویپوست) تقسیم شده است. برای مدلسازی سیستم گردش خون، در هر بخش بدن، عروق سرخرگ و سیاهرگ در لایه مرکز در نظر گرفته شده که در حال انتقال حرارت و جرم با سایر نقاط می‌باشد. نتایج نشان داد که اصلاح سیستم گردش خون، باعث بهبود چشمگیر دقت مدل در پیش‌بینی دمای موضعی به ویژه در شرایط سرما می‌شود.

همان طور که نشان داده شد، مدل‌های گرما تنظیم مبتنی بر عملکرد حسگرهای پوستی در سال‌های اخیر به سرعت توسعه یافته است. در ابتدای این بخش از ضرورت توسعه مدلی که بتواند همزمان تفاوت‌های بین بخشی و فردی را درک کند، به عنوان یک مدل جامع صحبت شد. به همین منظور و در ادامه توسعه مدل‌های قبلی، در تحقیق حاضر سعی شده است تا با ارائه یک مدل بخشی-فردی که بتواند با درک اثرات پارامترهای فردی دمای حسگرهای سرد و گرم نقاط مختلف بدن را پیش‌بینی کند، الگویی نسبتاً جامع برای ارزیابی شرایط حرارتی افراد توسعه یابد.

۲- تشریح کلی مدل

اولین گام در مدل‌های گرما تنظیم، تقسیم بدن به بخش‌ها و لایه‌های مختلف و مدلسازی فرآیندهای انتقال جرم و گرما در آن است. در مدل جدید، بدن به ۱۷ بخش (سر، گردن، قفسه سینه، پشت، لگن، شانه‌ها، ساعدها، دست‌ها، ران‌ها، ساق‌ها و پاها) و دو لایه اصلی (مرکز و پوست) تقسیم می‌شود. همچنین، پوست به عنوان یک لایه اصلی به دو لایه زیرپوست و رویپوست تقسیم شده است. جریان خون در هر بخش بدن شامل دو جریان عروقی سرخرگ و سیاهرگ است. مطابق شکل ۱ سرخرگ و سیاهرگ در لایه مرکز هر بخش وجود دارد که سرخرگ خون تمیز و با سطح اکسیژن بالا را به اندام‌ها رسانده و سیاهرگ آن را به بخش خون مرکزی یا قلب باز می‌گرداند. در اندام‌هایی مانند شانه، ساعد، دست، ران، ساق و پا علاوه بر دو جریان عروق قبلی، سیاهرگ‌های سطحی در لایه پوست این بخش‌ها وجود دارد. همچنین جریان خون مویرگی در دست و پا مستقیماً از سرخرگ به سیاهرگ‌های سطحی و از طریق مویرگ‌ها جریان می‌یابد.

۳- معادلات حاکم

۳-۱- پارامترهای فردی

در این مدل ۴ پارامتر فردی اولیه سن، جنسیت، قد و جرم به عنوان عوامل فردی موثر در شرایط دمایی افراد در نظر گرفته شده است. پارامترهای فردی دیگری مانند درصد چربی بدن، نرخ متابولیک پایه، مساحت سطح بدن، شاخص توده بدنی و ... نیز در این مدل وجود دارند. از آنجایی که روابط ارائه شده برای محاسبه این پارامترها تابعی از پارامترهای فردی اولیه اشاره شده در بالا هستند؛ در این تحقیق به عنوان پارامترهای فردی ثانویه نام گذاری شده‌اند.

در ابتدا و برای اعمال پارامترهای فردی، ۴ پارامتر نسبت جرم ($Weight_{ra}$)، نسبت مساحت (BSA_{ra})، نسبت جریان خون پایه (BFB_{ra}) و شاخص توده بدنی (BMI) مطابق روابط زیر معرفی می‌شود.

$$Weight_{ra} = \frac{Weight}{Weight_{st}}, \quad Weight_{st} = 74.43 \text{kg} \quad (1)$$

$$BSA_{ra} = \frac{BSA}{BSA_{st}}, \quad BSA_{st} = 1.87 \text{m}^2 \quad (2)$$

$$BFB_{ra} = \frac{CI \cdot BSA \cdot AGci}{BFB_{st}}, \quad BFB_{st} = 290.0 \frac{L}{h} \quad (3)$$

$$BMI = \frac{Weight}{Height^2} \quad (4)$$

که $Weight_{st}$ ، BSA_{st} و BFB_{st} به ترتیب جرم، مساحت سطح بدن و جریان خون پایه در حالت استاندارد، CI شاخص قلبی و برابر با $(1.55/4) (L/h \cdot m^2)$ و ضریب تاثیر سن بر این شاخص (قابل استخراج از جدول ۱) هستند.

۳-۲- معادلات توزیع دما در بافت

در مدل جدید مشابه پژوهش‌های قبلی، برای یافتن توزیع دما در بافت‌های بدن با در نظر گرفتن خواص گرمایی و فیزیولوژیکی و مدل‌سازی فرآیندهای انتقال جرم و حرارت، از معادله زیست-گرمایی پنس استفاده شده است که به این صورت تعریف می‌شود:

$$\frac{C(i,j)}{Vol(i,j)} \frac{\partial T_i(x,t)}{\partial t} = k(i,j) \frac{\partial^2 T_i(x,t)}{\partial x^2} + \frac{Q_{met}(i,j)}{Vol(i,j)} + \frac{BF(i,j) \rho_{bl} C_{bl} (T_{ar}(t) - T_i(x,t))}{Vol(i,j)} \quad (5)$$

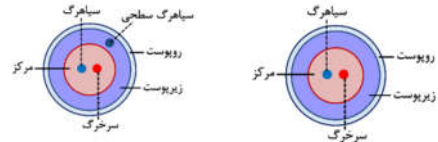
که $T_i(^{\circ}C)$ دمای خون سرخرگی و توزیع دمای بافت هر بخش بدن از سطح پوست ($x=0$) تا مرکز است. به همین منظور تعیین ضخامت لایه‌های مختلف بخش‌های بدن مورد نیاز است که اطلاعات مربوط به آن در جدول ۱ مرجع [۱۵] آمده است. همچنین، $Vol(m^3)$ ، $C(W.s/^{\circ}C)$ و $k(W/m.^{\circ}C)$ به ترتیب حجم، ظرفیت گرمایی و رسانایی گرمایی لایه‌های بخش‌های مختلف بدن (قابل استخراج از جدول ۱ مرجع [۱۵]) است. $Q_{met}(W)$ بیانگر نرخ تولید گرما برای نقاط مختلف بدن و $BF(L/h)$ نرخ جریان خون است که در ادامه، نحوه محاسبه آنها تشریح خواهد شد. ضمن اینکه $\rho_{bl} C_{bl}$ نیز ظرفیت گرمایی خون است که در این مدل مقدار آن $1.067(W.h/L.^{\circ}C)$ فرض شده است. ظرفیت حرارتی هر بخش از رابطه (۶) به دست می‌آید که در این رابطه C_{st} ظرفیت حرارتی استاندارد (قابل استخراج از جدول ۱ مرجع [۱۵]) است.

$$C(i,j) = Weight_{ra} \cdot C_{st}(i,j) \quad (6)$$

۳-۳- سیستم کنترلی و سیگنال‌های حرارتی

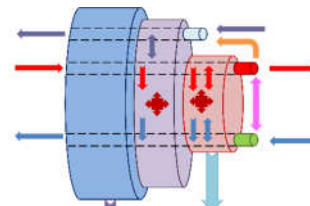
سازوکارهای فیزیولوژیکی گرما تنظیم بدن مانند تعریق، لرز،

مدل جدید از دو بخش اصلی تشکیل شده است: بخش غیرفعال (کنترل‌شونده) و بخش فعال (کنترل‌کننده). در شکل ۲ تمامی سازوکارهای انتقال جرم و گرما در یک بخش بدن نشان داده شده است. مطابق این شکل، انتقال گرما در بدن شامل دو سیستم مختلف می‌باشد، که یکی شامل انتقال گرما بین پوست بدن با محیط و همچنین انتقال گرما بین مرکز با پوست بدن است که از طریق سازوکارهای هدایت، جابه‌جایی، تبخیر و تابش صورت می‌پذیرد (بخش غیرفعال) و دیگری انتقال گرما ناشی از عوامل گرما تنظیم بدن از جمله لرز، تعریق، انبساط و انقباض عروق (بخش فعال) می‌باشد.



شکل ۱- لایه‌های بدن در مدل جدید (الف) لایه‌بندی بدن در سر، گردن، قفسه‌سینه، پشت و لگن (ب) لایه‌بندی بدن در شانه، ساعد، دست، ران، ساق و پا

شکل ۲- لایه‌های بدن در مدل جدید



شکل ۲- نمونه‌ای از فرآیندهای انتقال جرم و گرما در بدن

جدول ۱- مقادیر ضرایب $AGci$ [۱۵،۱۰]

AGci	سن
۱/۰	تا ۵۰ سالگی
۰/۸۵	۵۰-۶۰ سالگی
۰/۷۵	۶۰-۷۰ سالگی
۰/۷۰	بیشتر از ۷۰ سالگی

از سوی دیگر، جریان خون بین عروق یا بدون واسطه (بین سرخرگ‌ها و یا بین سیاهرگ‌ها) و یا با واسطه (از سرخرگ به لایه‌های بدن مرکز و زیرپوست و سپس به سیاهرگ) می‌باشد. همچنین مطابق این شکل، جریان خون و تولید حرارت در لایه روپوست وجود ندارد و تبادل گرما با محیط اطراف از این لایه صورت می‌پذیرد. انتقال گرما تنفس نیز فقط از لایه مرکز بخش قفسه‌سینه رخ می‌دهد.

۰/۱۹	۰/۰۴۴	۰	۰/۳۲۴	مرکز	گردن
۰	۰	۰	۰/۰۳۳	زیرپوست	
۰	۰/۲۷۴	۰/۰۹۱	۲۸/۶۸۹	مرکز	قفسه
۰	۰	۰	۰/۲۱۱	زیرپوست	سینه
۰/۱۹	۰/۲۴۲	۰/۰۸۰	۲۵/۶۷۷	مرکز	پشت
۰	۰	۰	۰/۱۸۷	زیرپوست	
۰/۱۹	۰/۳۸۸	۰/۱۲۹	۱۵/۳۶۳	مرکز	لگن
۰	۰	۰	۰/۳	زیرپوست	
۰/۲۱۵	۰/۰۰۲	۰/۰۲۶	۱/۴۳۵	مرکز	شانه
۰	۰	۰	۰/۰۵۹	زیرپوست	
۰	۰/۰۰۱	۰/۰۱۴	۰/۴۰۹	مرکز	ساعد
۰	۰	۰	۰/۰۳۱	زیرپوست	
۰	۰	۰/۰۰۵	۰/۱۰۶	مرکز	دست
۰	۰	۰	۰/۰۵۹	زیرپوست	
۰	۰/۰۰۴	۰/۲۰۱	۱/۵۵۷	مرکز	ران
۰	۰	۰	۰/۲۰۱	زیرپوست	
۰	۰/۰۰۲	۰/۰۹۹	۰/۴۲۲	مرکز	ساق
۰	۰	۰	۰/۰۲۷	زیرپوست	
۰	۰/۰۰۲	۰/۰۰۵	۰/۲۵	مرکز	پا
۰	۰	۰	۰/۱۱۸	زیرپوست	

جدول ۳- ضرایب تاثیر سن AGbat، AGbatnic و AGshiv [۱۵،۱۰]

سن	AGbat	AGshiv	AGbatnic
دهه ۲۰	۱/۶۱	۱/۰	۰/۵۳
دهه ۳۰	۱/۰	۰/۹۶	۰/۳۹
دهه ۴۰	۰/۸۰	۰/۹۳	۰/۲۷
دهه ۵۰	۰/۸۰	۰/۸۹	۰/۱۳
دهه ۶۰	۰/۸۰	۰/۸۵	۰/۰

نرخ شارش خون به لایه مرکز و زیرپوست هر بخش از روابط ۱۳ و ۱۴ محاسبه می‌شوند. همان طور که گفته شد، یکی از سازوکارهای گرما تنظیم پدیده اتساع و انقباض عروق است. به همین علت شارش خون به لایه‌های بدن به سیگنال‌های حرارتی وابسته است.

$$BF(i, 1) = BFB(i, 1) + \left(\frac{M_{work}(i, 1) + M_{shiv}(i, 1) + M_{nshiv}(i, 1)}{1.16} \right) \quad (13)$$

$$BF(i, 2) = \frac{1.0 + SKIND(i) \cdot DILAT \cdot AGdilat(i)}{1.0 + SKINC(i) \cdot STRIC \cdot AGstric(i)} \cdot BFB(i, j) \cdot 2.0^{Err(i,j)/6.0} \quad (14)$$

$$DILAT = 117.0 \cdot Err(1.1) + 7.5 \cdot (Wrms - Clds) \quad (15)$$

$$STRIC = -10.8 \cdot Err(1.1) - 10.8 \cdot (Wrms - Clds) \quad (16)$$

که BFB نرخ شارش خون پایه (قابل استخراج از جدول ۱ مرجع [۱۵]) و DILAT و STRIC به ترتیب سیگنال‌های مربوط به اتساع و انقباض عروق هستند. این سیگنال‌ها مقادیری غیرمنفی بوده و اگر منفی شود، باید آنها را صفر در نظر گرفت. همچنین، SKIND و SKINC ضرایب وزنی (قابل استخراج از جدول ۳ مرجع [۱۵])، AGdilat و AGstric ضرایب تاثیر سن بر سازوکارهای اتساع و انقباض عروق هستند.

انقباض و انبساط عروق به انسان برای تحمل شرایط محیطی گوناگون و حتی بحرانی (دمای بسیار بالا و پایین) و حفظ شرایط دمایی بدن کمک می‌کند. تمامی این سازوکارها با انحراف از دمای هدف فعال می‌شوند. انحراف از دمای هدف هر نقطه به ترتیب باعث فعال شدن سیگنال‌های حرارتی و سپس سازوکارهای گرما تنظیم بدن خواهد شد. توضیحات مربوط به این سیستم مشابه مدل JOSTB است و لذا در این جا تکرار نمی‌شود و خوانندگان محترم برای آشنایی بیشتر به مرجع [۱۵] مراجعه نمایید.

۳-۴- حرارت تولیدی در بدن

گرمای تولیدی در لایه‌های اصلی بدن مطابق رابطه (۷) برابر است با مجموع متابولیک پایه $M_b(W)$ ، گرمای تولیدی ناشی از کار خارجی $M_{work}(W)$ ، گرمای ناشی از لرز $M_{shiv}(W)$ و گرمای تولیدی غیرلرز $M_{nshiv}(W)$

$$Q_{met}(i, j) = M_b(i, j) + M_{work}(i, j) + M_{shiv}(i, j) + M_{nshiv}(i, j) \quad (7)$$

$$M_{work}(i, j) = 58.2(M - 1.0) \cdot M_{b,whole} \cdot M_{work}(i) \quad (8)$$

$$M_{shiv}(i, j) = 24.36(Cld(1,1) \cdot Clds \cdot M_{shiv}(i)) \cdot AGshiv \cdot BSA_{ra} \quad (9)$$

$$M_{nshiv}(i, j) = \text{MIN}(2.38 \cdot Clds, 3.36(AGbat \cdot AGbatnic \cdot 10.0^{2.77-0.11 \cdot BMI}))M_{nshiv}(i) + 15.04 \quad (10)$$

در این معادلات $M(met)$ بیانگر نرخ متابولیک کل بدن (قابل استخراج از جداول استاندارد)، M_{work} ، M_{shiv} و M_{nshiv} به ترتیب ضرایب پخش گرمای تولیدی توسط کار خارجی، لرز و غیرلرزی در لایه مرکز هر بخش مطابق جدول ۲، $Cld(1,1)$ سیگنال سرمایی لایه مرکز بخش سر، $AGbat$ ، $AGbatnic$ و $AGshiv$ ضرایب تاثیر سن بر حجم و نرخ انتشار بافت چربی‌های قهوه‌ای و لرز (مطابق جدول ۳) و $M_{b,whole}(W)$ متابولیک پایه بدن مطابق رابطه (۱۱) و (۱۲) به ترتیب برای مردان و زنان است. در این روابط، M_{basef} ضریب پخش حرارت متابولیک پایه در لایه‌ها و بخش‌های مختلف بدن است. همچنین یادآوری می‌شود، نرخ متابولیک پایه برای لایه روپوست صفر است.

$$M_{b,whole} = 0.048 (88.362 + 500.3 \cdot \text{Height} + 9.247 \cdot \text{Weight} - 433 \cdot \text{Age})M_{basef}(i, j) \quad (11)$$

$$M_{b,whole} = 0.048 (447.593 + 479.9 \cdot \text{Height} + 9.247 \cdot \text{Weight} - 433 \cdot \text{Age})M_{basef}(i, j) \quad (12)$$

۳-۵- سیستم گردش خون بدن

در مدل جدید سیستم خون برای هر بخش بدن به دو صورت سرخرگ و سیاهرگ تعریف شده است. برای بخش‌های شانه، ساعد، دست، ران، ساق و پا سیاهرگ‌های سطحی نیز در نظر گرفته شده است. همچنین جریان خون مویرگی در دست و پا، خون را مستقیماً از سرخرگ به سیاهرگ انتقال می‌دهند. نحوه مدلسازی و توزیع عروق خونی و ترتیب گردش خون در اندام‌ها در شکل ۳ نشان داده شده است.

جدول ۲- نرخ متابولیک پایه و ضرایب پخش هر نقطه [۱۵،۱۰]

بخش بدن	لایه	Mbasef ($\times 10^{-2}$)	Mworkf	Mshivf	Mnshivf
سر	مرکز	۱۹/۹۳	۰	۰/۳۴	۰
	زیرپوست	۰/۱۵۲	۰	۰	۰

مطابق جدول ۵ است. در سیستم گردش خون مدل جدید فرض می شود که اختلاط خون با لایه‌ها و عروق بدن به خوبی صورت گرفته و لذا خون خروجی از هر نقطه دمای همان نقطه را دارد. همچنین انتقال گرمای رسانشی بین عروق و یا بین عروق و لایه مرکز فقط در شانه، ساعد، دست، ران، ساق و پا وجود دارد.

$$C(i, j) = BFB_{ra} \cdot C_{st}(i, j) \quad (20)$$

$$C_{ar} \frac{dT_{ar}}{dt} = \rho_{bl} C_{bl} BF_{cb-ar} (T_{cb} - T_{ar}) + \rho_{bl} C_{bl} BF_{ar^*-ar} (T_{ar^*} - T_{ar}) - K_{ar-cr} (T_{ar} - T_{cr}) - K_{ar-ve} (T_{ar} - T_{ve}) \quad (21)$$

$$C_{ve} \frac{dT_{ve}}{dt} = \rho_{bl} C_{bl} BF_{ve^*-ve} (T_{ve^*} - T_{ve}) + \rho_{bl} C_{bl} BF_{cr-ve} (T_{cr} - T_{ve}) + \rho_{bl} C_{bl} BF_{sk-ve} (T_{sk} - T_{ve}) + \rho_{bl} C_{bl} \rho C BF_{sv-ve} (T_{sv} - T_{ve}) + K_{cr-ve} (T_{cr} - T_{ve}) + K_{ar-ve} (T_{ar} - T_{ve}) \quad (22)$$

$$C_{sv} \frac{dT_{sv}}{dt} = \rho_{bl} C_{bl} BF_{ava} (T_{ar} - T_{sv}) + \rho_{bl} C_{bl} BF_{sv^*-sv} (T_{sv^*} - T_{sv}) + K_{sk-sv} (T_{sk} - T_{sv}) \quad (23)$$

$$C_{cb} \frac{dT_{cb}}{dt} = \sum \rho_{bl} C_{bl} BF_{ve-cb} (T_{ve} - T_{cb}) + \rho_{bl} C_{bl} BF_{sv-cb} (T_{sv} - T_{cb}) \quad (24)$$

$$cd(i, j) = (Weight_{ra} / BSA_{ra}) \cdot cd_{st}(i, j) \quad (25)$$

$$cd(i, j) = (BSA_{ra}^2 / Weight_{ra}) \cdot cd_{st}(i, j) \quad (26)$$

۴- روش حل و شرایط مرزی

۴-۱- روش حل

معادلات انتقال گرمای حاکم در حالت یک بعدی و ناپایا می‌باشند که تقریب جملات مشتق زمانی با روش ضمنی اولر بوده و گام زمانی از مرتبه یک دهم ثانیه انتخاب شده‌است. عبارت‌های پخش مربوط به انتقال حرارت هدایت در داخل بافت بدن با استفاده از روش اختلاف مرکزی مرتبه دو گسسته‌سازی شده‌است. در ضمن برای حل دستگاه معادلات از الگوریتم توماس سه‌قطری استفاده شده‌است. تقسیم‌بندی مکانی میدان محاسباتی به صورت یکنواخت بوده و استقلال نتایج حل عددی از تعداد گره‌های شبکه محاسباتی مورد بررسی قرار گرفته و برای هر بخش از بدن با توجه به ضخامت آن، تعداد گره‌های متفاوتی به دست آمده‌است.

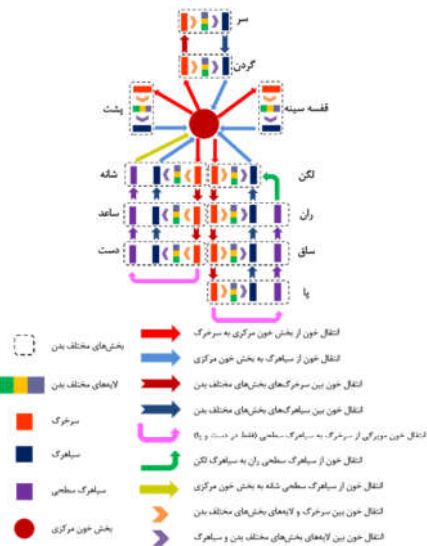
۴-۲- شرایط مرزی

برای حل معادله زیست-گرمایی مدل جدید، شرایط مرزی وابسته به زمان در پوست و مرکز هر بخش ارائه شده‌است.

۴-۲-۱- شرط مرزی مرکز بدن

دمای مرکز بافت‌های مختلف بدن، یک پارامتر وابسته به شرایط محیطی می‌باشد که در نتیجه نیاز به یک شرط مرزی وابسته به زمان وجود دارد. در مدل حاضر، یک معادله موازنه انرژی برای مرکز هر بخش در نظر گرفته شده‌است که شامل اتلاف حرارت تنفس از قفسه سینه، حرارتی تولیدی، انتقال گرمای رسانشی و انتقال حرارت ناشی از جریان خون می‌باشد:

$$T_{i,core}^{new} = T_{i,core}^{old} + \frac{\Delta t}{C_{cr}} [Q_{met}(i, 1) - Q_{bl}(i, 1) - Q_{cond}(i, 1) - Q_{res}(3,1)] \quad (27)$$



شکل ۳- مدل‌سازی سیستم گردش خون در مدل جدید

مقدار AGstric در این مدل ۱/۰ فرض شده است. همچنین در AGdilat در سنین کمتر از ۶۰ سال برابر ۱/۰ و برای سنین بالاتر از جدول ۴ به دست می‌آید. یادآوری می‌شود که نرخ شارش خون لایه روپوست برابر صفر است. همچنین برای محاسبه انتقال خون مویرگی در دست و پا روابط (۱۷) و (۱۸) ارائه شده است. در این روابط $T_{sk,whole}$ دمای میانگین پوست و $T_{sept,sk,whole}$ دمای میانگین هدف پوست، $T_{cr,Trunk}$ دمای لایه مرکز ناحیه شکم و $T_{sept,cr,Trunk}$ دمای هدف لایه مرکز ناحیه شکم هستند.

$$BF_{ava,hand} = 1.71BFB_{ra} [0.265 \cdot \{T_{sk,whole} - (T_{sept,sk,whole} - 0.43)\} + 0.953 \cdot \{T_{cr,trunk} - (T_{sept,cr,trunk} - 0.1905)\} + 0.9126] \quad (17)$$

$$BF_{ava,foot} = 2.16BFB_{ra} [0.265 \cdot \{T_{sk,whole} - (T_{sept,sk,whole} + 0.997)\} + 0.953 \cdot \{T_{cr,trunk} - (T_{sept,cr,trunk} - 0.0095)\} + 0.9126] \quad (18)$$

در نهایت، برای محاسبه انتقال گرمای ناشی از جریان خون بین دو نقطه رابطه زیر پیشنهاد شده است:

$$Q_{bl}(i, j - j') = \rho_{bl} C_{bl} BF(i, j) (T(i, j) - T(i, j')) \quad (19)$$

همچنین روابط زیر برای تعیین دمای سرخرگ، سیاهرگ، سیاهرگ‌های سطحی بخش‌های مختلف و بخش مرکزی خون ارائه شده است. در این روابط C_{cb} ، $C_{sv,ve}$ ، C_{ve} ، C_{ar} ظرفیت گرمایی سرخرگ، سیاهرگ و سیاهرگ سطحی هر بخش و بخش خون مرکزی هستند که از رابطه ۲۰ محاسبه می‌شوند. در این رابطه C_{st} ظرفیت گرمایی استاندارد است که از جدول ۴ به دست می‌آید. $T_{ve}(^{\circ}C)$ ، $T_{ar}(^{\circ}C)$ و $T_{sv}(^{\circ}C)$ دمای خون سرخرگی، سیاهرگی و سیاهرگ سطحی و $cd(W/^{\circ}C)$ رسانایی گرمایی بین عروق و یا بین عروق و لایه‌های بدن هستند که برای دو بخش سر و گردن از رابطه ۲۵ و بقیه بخش‌ها از رابطه ۲۶ محاسبه می‌شود. در این روابط رسانایی گرمایی استاندارد

که $T_{i,core}^{new}$ و $T_{i,core}^{old}$ دمای مرکز هر بخش در گام زمانی قدیم و جدید می‌باشند. $Q_M(W)$ تولید حرارت متابولیک لایه مرکز، $Q_{bi}(W)$ انتقال گرمای ناشی از جریان خون هستند.

انتقال گرمای رسانشی بین مرکز و پوست $Q_{cond}(W)$ نیز از رابطه زیر محاسبه می‌شود که در این رابطه $cd(W/°C)$ انتقال حرارت هدایت بین دو لایه اصلی مرکز و پوست است، که مشابه قبل از روابط (۲۵) و (۲۶) محاسبه شده و مقادیر استاندارد آن در جدول ۸ آمده است.

$$Q_{cond}(i, 1) = cd_{j-j'}(i)(T(i, j) - T(i, j')) \quad (28)$$

Q_{RES} اتلاف حرارت ناشی از تنفس از مرکز بخش سینه توسط رابطه زیر بیان می‌شود. در این رابطه، $T_{air}(1)$ و $P_{air}(1)$ دما و فشار بخار در مجاورت بخش سر می‌باشد.

$$Q_{RES}(3,1) = \{0.0014(34 - T_{air}(1)) + 0.017(5.867 - P_{air}(1))\} \cdot \sum_{i=1}^{17} (Q_{sk}(i) + Q_{cr}(i)) \quad (29)$$

۴-۳- شرط مرزی روی پوست بدن

انتقال گرما بین سطح پوست بخش‌های مختلف بدن و محیط اطراف از طریق همرفت با هوای محیط، تابش با سطوح اطراف و تبخیر به واسطه تعریق صورت می‌گیرد:

$$-k(i, 3) \frac{\partial T_{sk}(i)}{\partial x} = h_i(T_{sk}(i) - T_{air}(i)) + f_{cl}(i) \cdot \sigma \varepsilon (T_{sk}(i) + 273)^4 - (T_{rd}(i) + 273)^4 + (3.054 + h_{ev}(i) \cdot w_{sk}(i))(0.256T_{sk}(i) - 3.37 - P_{air}(i)) \quad (30)$$

$k(W/m \cdot °C)$ رسانایی لایه روپوست (قابل استخراج از جدول ۱ مرجع [۱۵])، $T_{sk}(°C)$ دمای سطح پوست، $T_{air}(°C)$ ، $T_{rd}(°C)$ و $P_{air}(kPa)$ به ترتیب دمای هوا، متوسط دمای تابش و فشار بخار هوا در سطح پوست هر بخش می‌باشند. σ ثابت استفان بولتزمان $(5.67 \times 10^{-8} \frac{W}{m^2 K^4})$ ، h و $h_{ev}(\frac{W}{m^2 kPa})$ به ترتیب ضرایب انتقال گرمای همرفتی و تبخیری بین سطح پوست و محیط اطراف هستند و داریم:

$$h(i) = 1 / \left(0.155I_{cl}(i) + \left(\frac{1}{h_{cv}(i)f_{cl}(i)} \right) \right) \quad (31)$$

$$h_{ev}(i) = 16.5 \times i_{cl}(i) / \left(0.155I_{cl}(i) + \left(\frac{i_{cl}(i)}{h_{cv}(i)f_{cl}(i)} \right) \right) \quad (32)$$

$h_{cv}(\frac{W}{m^2 K})$ ضریب انتقال گرمای همرفتی، i_m ، f_{cl} و I_{cl} به ترتیب بازده تراوایی لباس، میزان عایق لباس (clo) و فاکتور سطح لباس (قابل استخراج از جداول موجود در استانداردهایی مانند اشری) می‌باشند.

یکی دیگر از پارامترهای موجود در رابطه (۳۰)، میزان تری پوست w_{sk} است. میزان تری پوست از روابط (۳۳) تا (۳۵) محاسبه می‌شود.

$$w_{sk}(i) = 0.06 + 0.94 \left(\frac{Q_{evap,sw}(i)}{Q_{evap,Max}(i)} \right) \quad (33)$$

$$Q_{evap,sw}(i) = \{371.2Err(1,1) + 33.6(Wrms - Clds)\} \times SKINS(i) \times BSA_{ra} + AGsweat \times 2.0^{Err(i,2)/10.0} \quad (34)$$

$$Q_{evap,Max}(i) = h_e(i) (p_{sk,s}(i) - P_{air}(i)) BSA(i) \quad (35)$$

که $p_{sk,s}(kPa)$ بیانگر فشار بخار اشباع در سطح پوست هر بخش، $Q_{evap,sw}(W)$ اتلاف حرارت از طریق پوست ناشی از تبخیر عرق ترشح شده در اثر سازوکار گرما تنظیم بدن، $Q_{evap,Max}(W)$ بیشینه گرمای

مبادله شده از طریق تبخیر، AGsweat ضریب تاثیر سن بر سازوکار تعریق و SKINR ضریب پخش هر بخش (مطابق جدول ۶) است. AGsweat برای افراد کمتر از ۶۰ سال برابر ۱/۰ و برای افراد بیشتر از ۶۰ سال از جدول ۶ قابل استخراج است.

جدول ۴- ظرفیت گرمایی و رسانایی گرمایی استاندارد عروق [۱۵،۱۰]

بخش بدن	ظرفیت گرمایی (J/°C)	رسانایی گرمایی (W/m°C)	AGdilat (age>60)
سر	۰/۹۱	سرخرگ	۰/۹۱
	۰/۹۱	سیاهرگ	۰/۹۱
گردن	۰/۹۱	سرخرگ	۰/۹۱
	۰/۹۱	سیاهرگ	۰/۹۱
قفسه‌سینه	۰/۴۷	سرخرگ	۰/۴۷
	۰/۴۷	سیاهرگ	۰/۴۷
پشت	۰/۴۷	سرخرگ	۰/۴۷
	۱۴۰۴	سیاهرگ	۰/۴۷
لگن	۹۵۴	سرخرگ	۰/۳۱
	۲۹۹۵	سیاهرگ	۰/۳۱
شانه	۶۷	سرخرگ	۰/۴۷
	۱۶۶	سیاهرگ	۰/۴۷
	۹۰	سیاهرگ سطحی	۰/۴۷
ساعد	۳۳	سرخرگ	۰/۴۷
	۸۶	سیاهرگ	۰/۴۷
	۵۴	سیاهرگ سطحی	۰/۴۷
دست	۱۶	سرخرگ	۰/۴۷
	۳۶	سیاهرگ	۰/۴۷
	۴۰	سیاهرگ سطحی	۰/۴۷
ران	۲۹۳	سرخرگ	۰/۳۱
	۷۴۵	سیاهرگ	۰/۳۱
	۲۶۶	سیاهرگ سطحی	۰/۳۱
ساق	۱۴۴	سرخرگ	۰/۳۱
	۳۶۰	سیاهرگ	۰/۳۱
	۱۸۰	سیاهرگ سطحی	۰/۳۱
پا	۳۷	سرخرگ	۰/۳۱
	۸۶	سیاهرگ	۰/۳۱
	۷۶	سیاهرگ سطحی	۰/۳۱
بخش خون مرکزی	۷۰۱۱		

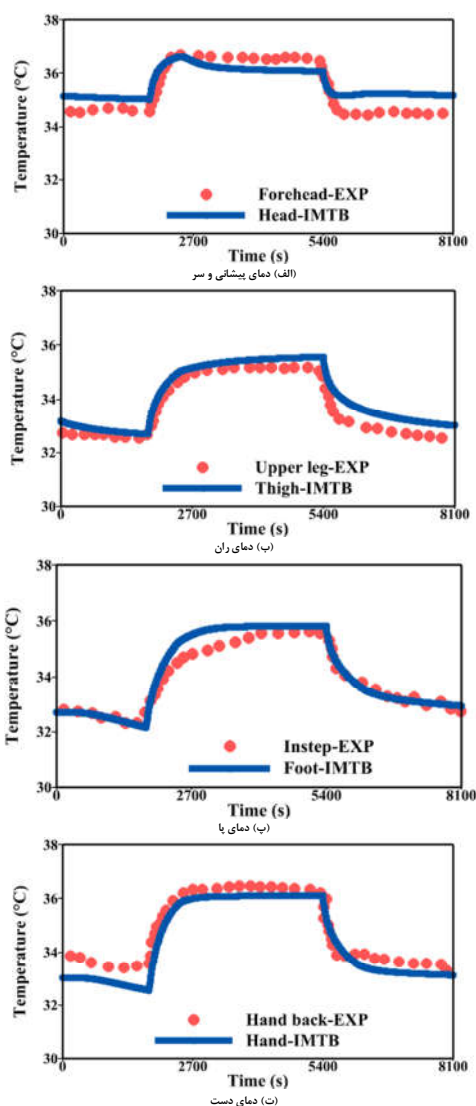
جدول ۵- رسانایی گرمایی بین نقاط مختلف (W/°C) [۱۵،۱۰]

بخش بدن	مرکز پوست	مرکز سرخرگ و سیاهرگ	پوست - سیاهرگ سطحی	سرخرگ - سیاهرگ
سر	۳/۴۲	-	-	-
گردن	۰/۹۱	-	-	-
قفسه‌سینه	۱/۷۹	-	-	-
پشت	۱/۶۴	-	-	-
لگن	۲/۲۵	-	-	-
شانه	۱/۵۰	۰/۵۹	۵۷/۷۴	۰/۵۴
ساعد	۰/۹۸	۰/۳۸	۳۷/۷۷	۰/۳۵
دست	۲/۱۸	۱/۵۳	۱۶/۶۳	۰/۷۶
ران	۲/۴۷	۰/۸۱	۱۰۲/۰۱	۰/۸۳

شرکت کردند. مدت زمان آزمایش شامل ۳۰ دقیقه مرحله آماده‌سازی و ۲۲۰ دقیقه آزمایش اصلی و استخراج اطلاعات بوده است. افراد به ترتیب به مدت ۲۰ دقیقه در محیطی با دمای $26/1^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی $63/7\%$ درص، ۵۰ دقیقه با دمای $29/3^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی $53/7\%$ درص، ۵۰ دقیقه با دمای $26/1^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی $63/7\%$ درص، ۵۰ دقیقه با دمای $31/9^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی $54/0\%$ درص و ۵۰ دقیقه با دمای $26/1^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی $63/7\%$ درص قرار داشتند. مقایسه نتایج حاصل از مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی در شکل ۶ آمده است.

۵-۴- آزمایشات ژئوگ و همکاران [۱۹]

در قسمت‌های قبل توانایی مدل جدید در ارزیابی دمای بخش‌های مختلف مورد سنجش قرار گرفت. در این بخش عملکرد مدل در پیش‌بینی دمای میانگین پوست مورد توجه قرار گرفته است.



شکل ۶- نتایج مدل جدید و آزمایشات ژئوگ و همکاران [۱۹]

ساق	۱/۳۳	۰/۴۴	۵۴/۷۸	۰/۴۴
پا	۳/۳۷	۱/۸۲	۲۴/۲۸	۰/۹۹

جدول ۶- ضرایب AGsweat و SKINR [۱۵،۱۰]

بخش بدن	SKINR	AGsweat (age>60)
سر	۰/۰۶۴	۰/۶۹
گردن	۰/۰۱۷	۰/۶۹
قفسه سینه	۰/۱۴۶	۰/۵۹
پشت	۰/۱۲۹	۰/۵۲
لگن	۰/۲۰۶	۰/۴۰
شانه	۰/۰۵۱	۰/۷۵
ساعد	۰/۰۲۶	۰/۷۵
دست	۰/۰۱۶	۰/۷۵
ران	۰/۰۷۳	۰/۴۰
ساق	۰/۰۳۶	۰/۴۰
پا	۰/۰۱۷	۰/۴۰

۵- نتایج

در این بخش به اعتبارسنجی نتایج مدل جدید در مقایسه با نتایج آزمایشگاهی موجود پرداخته می‌شود.

۵-۱- آزمایشات ژئوگ و همکاران [۱۶]

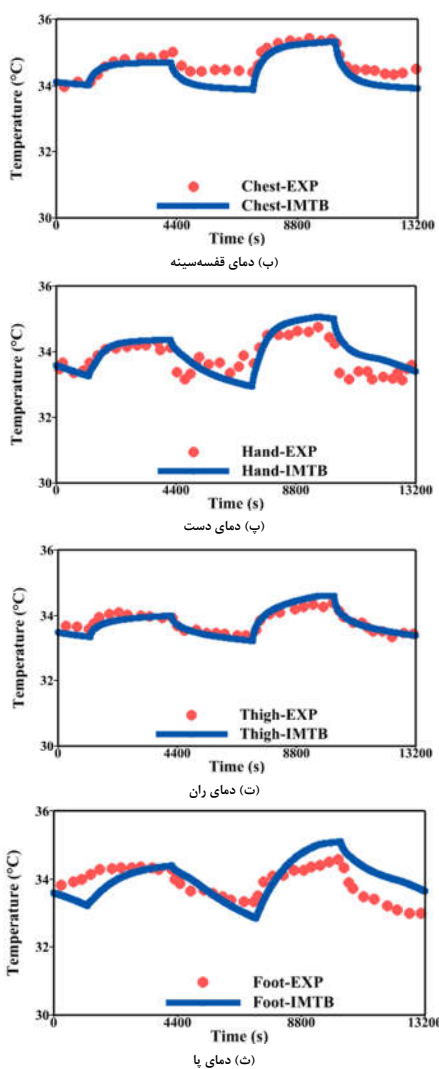
در تحقیق ژئوگ و همکاران [۱۶]، ۱۲ مرد با میانگین سن ۲۲ سال، قد ۱۷۷ سانتی‌متر، جرم ۶۶/۵ کیلوگرم و شاخص توده بدنی $21/3$ کیلوگرم بر مترمربع و ۱۲ زن با میانگین سن ۲۲ سال، قد ۱۶۴ سانتی‌متر، جرم ۵۵/۱ کیلوگرم و شاخص توده بدنی $20/5$ کیلوگرم بر مترمربع شرکت کردند. افراد با پوشش معمول تابستانه در تمامی طول آزمایش در حالت نشسته و مطالعه کتاب بودند. مدت زمان آزمایش شامل ۱۵ دقیقه مرحله آماده‌سازی و ۱۳۵ دقیقه آزمایش اصلی و استخراج دمای بخش‌های مختلف بوده است. افراد به ترتیب به مدت ۳۰ دقیقه در دمای 26°C و رطوبت نسبی $59/2\%$ درص، ۶۰ دقیقه در محیطی با دمای $37/3^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی $39/5\%$ درص و در نهایت به مدت ۴۵ دقیقه در محیطی با دمای 26°C و رطوبت نسبی $59/2\%$ درص قرار داشتند. شکل ۴ نتایج حاصل از مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد.

۵-۲- آزمایشات راون و همکاران [۱۷]

در این آزمایش ۱۱ مرد جوان با لباس زیر در حالت استراحت در دو محیط با شرایط مختلف قرار گرفتند. ابتدا به مدت ۳۰ دقیقه در محیطی با دمای $28/5^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی 45% و سپس به مدت ۱۲۰ دقیقه به محیط بسیار سرد با دمای $5/0^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی 70% حضور داشتند. شکل ۵، دمای بخش‌های مختلف و میانگین پوست مدل جدید در سرمای شدید را نشان می‌دهد.

۵-۳- آزمایشات تانگ و همکاران [۱۸]

برای بررسی عملکرد مدل در پیش‌بینی دمای پوست افراد مسن از آزمایشات تانگ و همکاران استفاده شده است. در این تحقیق ۹ مرد با میانگین سن ۶۸/۳ سال، قد ۱۶۸ سانتی‌متر، جرم ۶۳/۵ کیلوگرم و ۹ زن با میانگین سن ۶۶/۷ سال، قد ۱۵۷ سانتی‌متر، جرم ۵۸/۷ کیلوگرم

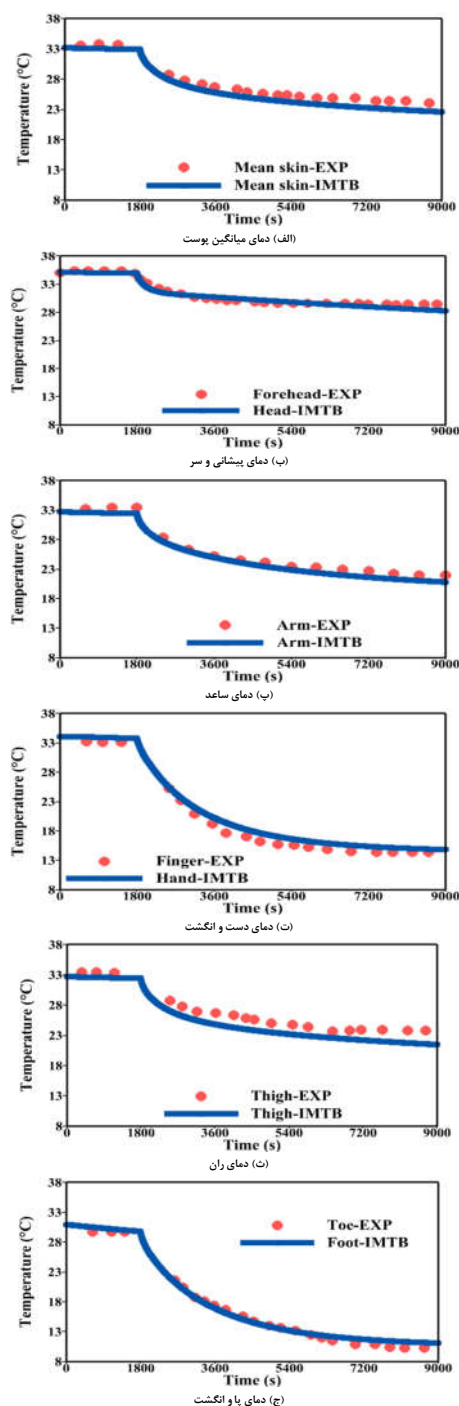


شکل ۶- نتایج مدل جدید و آزمایشات تانگ و همکاران [۱۸]

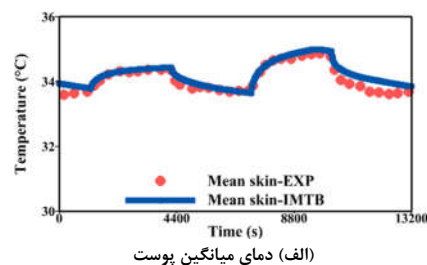
در این آزمایش ۱۲ مرد با میانگین سن ۲۲ سال، قد ۱۷۷ سانتی‌متر، جرم ۶۶/۵ کیلوگرم، شاخص توده بدنی ۲۱/۳ کیلوگرم بر مترمربع و مساحت سطح بدن ۱/۹ مترمربع و ۱۲ زن با میانگین سن ۲۲ سال، قد ۱۶۴ سانتی‌متر، جرم ۵۵/۱ کیلوگرم، شاخص توده بدنی ۲۰/۵ کیلوگرم بر مترمربع و مساحت سطح بدن ۱/۶۹ مترمربع شرکت کردند. مدت زمان آزمایش ۱۵۰ دقیقه شامل ۱۵ دقیقه مرحله آماده‌سازی و ۱۳۵ دقیقه آزمایش اصلی و استخراج اطلاعات بوده است. افراد به ترتیب به مدت ۳۰ دقیقه در محیطی با دمای $22/0^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی ۴۶/۶ درصد، ۶۰ دقیقه با دمای $37/4^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی ۳۱/۰ درصد و در نهایت ۴۵ دقیقه با دمای $22/2^{\circ}\text{C}$ و رطوبت نسبی ۵۰/۰ درصد قرار داشتند. شکل ۷ نتایج مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد.

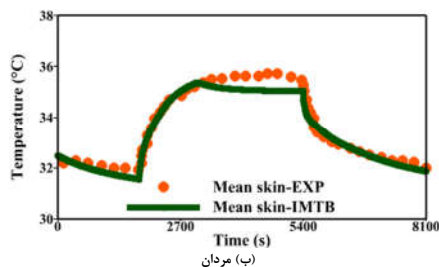
۵-۵- آزمایشات استالویچک [۲۰]

در آزمایشات استالویچک ۳ مرد جوان با میانگین سن ۲۳ سال، قد ۱۹۰ سانتی‌متر و ۸۵/۰ کیلوگرم جرم شرکت کردند. مدت زمان

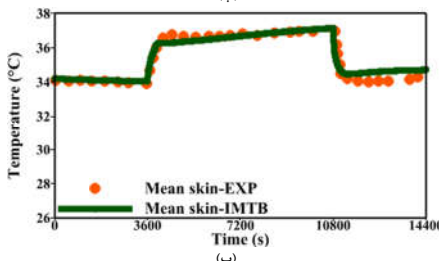
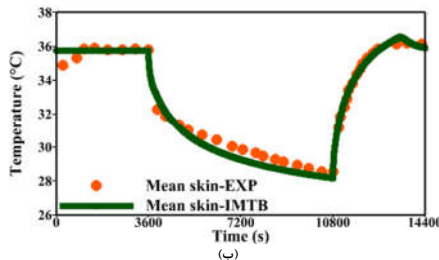
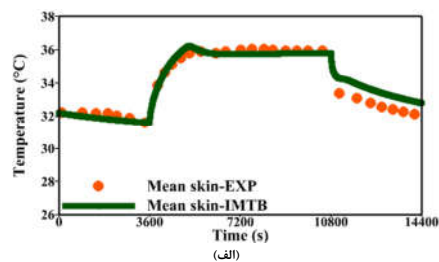


شکل ۷- نتایج مدل جدید و آزمایشات راون و همکاران [۱۷]





شکل ۷- نتایج مدل جدید و آزمایشات زیونگ و همکاران [۱۹]



شکل ۸- نتایج مدل جدید و آزمایشات استالویچک [۲۰]

جدول ۷- متوسط خطای مطلق، انحراف معیار و بیشینه خطای مدل

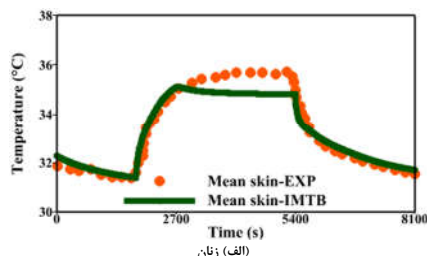
مورد	بخش/شرایط	متوسط خطای مطلق (°C)	انحراف معیار (°C)	بیشینه خطا (°C)
مورد ۱-۵	سر	۰/۴	۰/۲	۰/۸
	ران	۰/۴	۰/۲	۰/۹
	پا	۰/۲	۰/۲	۰/۷
	دست	۰/۴	۰/۳	۱/۱
مورد ۲-۵	میانگین پوست	۰/۹	۰/۳	۱/۷
	سر	۰/۴	۰/۳	۱/۱
	ساعد	۰/۷	۰/۳	۱/۱
	دست	۰/۸	۰/۴	۱/۷
	ران	۱/۲	۰/۴	۲/۰
مورد ۳-۵	پا	۰/۴	۰/۳	۱/۰
	میانگین پوست	۰/۱	۰/۱	۰/۴
	قفسه سینه	۰/۲	۰/۲	۰/۶
	دست	۰/۳	۰/۳	۱/۰
	ران	۰/۱	۰/۱	۰/۳

آزمایش ۳۰۰ دقیقه شامل ۶۰ دقیقه مرحله آماده‌سازی و ۲۴۰ دقیقه آزمایش اصلی و استخراج اطلاعات بوده است. در حالات (الف)، (ب) و (پ) افراد به ترتیب به مدت ۶۰ دقیقه در محیطی با دمای $22/3^{\circ}\text{C}$ ، $43/0^{\circ}\text{C}$ و $28/1^{\circ}\text{C}$ قرار دارند. سپس ۱۲۰ دقیقه به محیطی با دمای $43/5^{\circ}\text{C}$ ، $17/0^{\circ}\text{C}$ و $47/8^{\circ}\text{C}$ منتقل می‌شوند. در نهایت ۶۰ دقیقه در تماس با دمای $22/6^{\circ}\text{C}$ ، $43/0^{\circ}\text{C}$ و $28/3^{\circ}\text{C}$ قرار داشتند. در تمامی مراحل آزمایش افراد با لباس زیر و در حال استراحت بوده و رطوبت نسبی فضا ۴۰٪ ثابت بوده است. شکل ۸ نتایج حاصل از مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی را در هر دو وضعیت سرما و گرما نشان می‌دهد.

۵-۶- محاسبه خطا

در این بخش، میزان خطای مدل جدید برای تمامی داده‌های مربوط به ۲۰ حالت مورد استفاده برای اعتبارسنجی محاسبه شده است. مقادیر متوسط خطای مطلق، انحراف معیار و بیشینه خطا برای هر حالت در جدول ۷ نمایش داده شده است. براساس نتایج به دست آمده، مقدار متوسط خطای مطلق برای ۲۰ حالت مورد بررسی، میانگینی در حدود ۰/۵ درجه سلسیوس را نشان می‌دهد. همچنین، مقدار متوسط انحراف معیار برای حالت‌های مذکور، حدود ۰/۲۵ درجه سلسیوس می‌باشد. این در حالی است که متوسط بیشینه خطا برای ۲۰ حالت مورد بررسی، حدود ۱ درجه سلسیوس است. این مقادیر خطا در حوزه مدل‌های گرما تنظیم، قابل اتکا بودن مدل جدید را نشان می‌دهد. هرچند، منشأ این مقدار خطا می‌تواند بعضی فرضیات ساده کننده مدل مانند دو لایه‌ای فرض کردن بافت، اختلاط کامل جریان خون و بافت، تقسیم‌بندی بدن (در نظر نگرفتن بخش‌هایی مانند گونه و پیشانی به عنوان اعضای مستقل) و در نظر گرفتن بخش استاتیکی تغییرات دما برای سیگنال‌های حرارتی است. با این حال می‌توان برای بهبود مدل با هدف رفع این نواقص گام‌هایی برداشت و راه توسعه مدل‌های مبتنی بر حسگرهای پوستی را ادامه داد. از جمله راهکارهایی که برای توسعه مدل به علاقه‌مندان پیشنهاد می‌شود، این موارد است: توسعه مدل با بیشتر کردن بخش‌های آن، تغییر لایه‌بندی بدن برای هر بخش با توجه به بافت آن، در نظر گرفتن تاثیرات تغییرات زمانی دما بر سیگنال‌های حرارتی و در نظر گرفتن تاثیر حساسیت حرارتی بر عملکرد حرارتی و دمایی بدن.

از سوی دیگر مقایسه نتایج مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی در بعضی مواقع با خطا همراه بوده‌است. به این معنا که در بسیاری از آزمایشات بخش‌بندی مورد نظر برای استخراج دمای آن بخش با مدل جدید ارائه شده در این تحقیق تفاوت دارد. به طور مثال در مورد ۱-۵ دمای سر، پا و دست با دمای پیشانی، روی پا و پشت دست مقایسه شده است.



۰/۸	۰/۳	۰/۴	پا	
۰/۸	۰/۲	۰/۲	زنان	مورد ۴-۵
۰/۷	۰/۲	۰/۳	مردان	
۰/۸	۰/۳	۰/۳	الف	
۰/۸	۰/۲	۰/۳	ب	مورد ۵-۵
۱/۱	۰/۲	۰/۲	ج	
۱/۰	۰/۲۵	۰/۵	میانگین	

۶- نتیجه‌گیری

در این تحقیق یک مدل گرما تنظیم فردی-بخشی برای پیش‌بینی دمای حسگرهای حرارتی پوستی ارائه شده است. مدل جدید IMTB در ادامه توسعه مدل‌هایی مانند STB, ITB, MSTB و JOSTB قرار دارد. مدل جدید با قابلیت کاربرد در شرایط غیریکنواخت و گذرا همراه با درک تفاوت‌های فردی، کامل‌ترین و جامع‌ترین مدل در میان این سری مدل‌ها می‌باشد. این مدل با تقسیم بدن به ۱۷ بخش و سه لایه برای محیط‌های غیریکنواخت کاربرد دارد. همچنین سیستم گردش خون متشکل از سرخرگ، سیاهرگ، سیاهرگ‌های سطحی و جریان‌ات خون مویرگی در نظر گرفته شده است که از طریق سازوکارهای فیزیولوژیکی اتساع و انقباض عروق، حرارت بدن را تنظیم می‌کنند. از سوی دیگر با در نظر گرفتن عوامل فردی مانند سن، جنسیت، قد، وزن، درصد چربی بدن، شاخص توده بدنی و مساحت سطح بدن امکان درک تفاوت‌های فردی برای تخمین شرایط دمایی و حرارتی افراد مختلف را دارد. پارامترهای فردی در نظر گرفته شده بر پارامترهای فیزیولوژیکی و سازوکارهای انتقال و گرما تنظیم بدن تاثیرگذار هستند که در معادلات به آن‌ها اشاره شده است. برای ارزیابی عملکرد این مدل، شرایط غیریکنواخت متفاوتی از سرد تا گرم برای پیش‌بینی دمای موضعی و میانگین پوست و مرکز بدن مورد استفاده و نتایج عددی و آزمایشگاهی مورد مقایسه قرار گرفت. نتایج نشان از دقت قابل قبول این مدل در درک تفاوت‌های بخشی و فردی را نشان می‌دهد. براساس نتایج به دست آمده، خطای متوسط مدل IMTB جدید در پیش‌بینی دمای موضعی و میانگین پوست برای شرایط فردی و محیطی مختلف به ترتیب در حدود ۰/۴ و ۰/۳ درجه سلسیوس است.

۷- مراجع

- [1] Stolwijk JAJ., Hardy JD., Temperature regulation in man — a theoretical study. *Pflugers Archiv Ges. Physiol.*, Vol. 291, No. 2, pp. 129-62, 1966.
- [2] Tanabe S-i., Kobayashi K., Nakano J., Ozeki Y., Konishi M., Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD). *Energy and Building*, Vol. 34, No. 6, pp. 637-46, 2002.
- [3] Fiala D., Lomas KL., Stohrer M., A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 87, No. 5, pp. 1957-1972, 1999.
- [4] Lai D., Chen Q., A two-dimensional model for calculating heat transfer in the human body in a transient and non-uniform thermal environment. *Energy and Building*, Vol. 18, pp. 144-122, 2016.
- [5] Kilic M., Kaynakli O., Yamankaradeniz R., Determination of required core temperature for thermal comfort with steady-state energy balance method. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Vol. 33, No. 2, pp. 199-210, 2006.
- [6] Havenith G., Individualized model of human thermoregulation for the simulation of heat stress response. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 90, No. 5, pp. 1943-1954, 2001.
- [7] Gagge AP., Fobelets AP., Berglund LG., A standard predictive index of human response to the thermal environment. *ASHRAE Transactions*, Vol. 92, No. 2B, pp. 709-31, 1986.
- [8] Huizenga C., Hui Z., Arens E., A model of human physiology and comfort for assessing complex thermal environments. *Building and Environment*, Vol 36, No. 6, pp. 691-9, 2001.
- [9] Itani M., Ghaddar N., Ghali Ka., Laouadi A., Bioheat modeling of elderly and young for prediction of physiological and thermal responses in heat-stressful conditions. *Journal of Thermal Biology*, Vol. 88, 2020.
- [10] Takahashi Y., Nomoto A., Yoda S., Hisayama R., Ogata M., Ozeki Y., Tanabe S-i., Thermoregulation model JOS-3 with new open source code. *Energy and Building*, Vol. 231, 2021.
- [11] Hensel H., (1983) Recent advances in thermoreceptor physiology. *Journal of Thermal Biology*, Vol. 8, No. 1, pp. 3-5, 1983.
- [12] Zolfaghari SA., Maerefat M., 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. 2068-76, 2010.
- [13] Davoodi F., Hassanzadeh H., Zolfaghari SA., Havenith G., Maerefat M., A new individualized thermoregulatory bio-heat model for evaluating the effects of personal characteristics on human body thermal response. *Building and Environment*, Vol. 136, pp. 62-76, 2018.
- [14] Khiavi NM., Maerefat M., Zolfaghari SA., A new local thermal bioheat model for predicting the temperature of skin thermoreceptors of individual body tissues. *Journal of Thermal Biology*, Vol. 74, pp. 290-302, 2018.
- [۱۵] افشاریان م. و ذوالفقاری س.ع.، توسعه یک مدل چندبخشی برای ارزیابی شرایط حرارتی بدن انسان با اصلاح سیستم گردش خون. *مجله مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز*، مقالات آماده انتشار، ۱۴۰۰.
- [16] Xiong J., Zhou X., Lian Z., You J., Lin Y., Thermal perception and skin temperature in different transient thermal environments in summer. *Energy and Building*, Vol. 128, pp. 155-163, 2016.
- [17] Raven PR., Horvath SM., Variability of Physiological Parameters of Unacclimatized Males during a Two-Hour Cold Stress of 5°C. *International Journal of Biometeorology*, Vol. 14, No. 3, pp. 309-320, 1970.
- [18] Tang Y., Yu H., Wang Z., Luo M., Li C., Validation of the Stolwijk and Tanabe Human Thermoregulation Models for Predicting Local Skin Temperatures of Older People under Thermal Transient Conditions. *Energies*, Vol. 13, No. 24, 2020.
- [19] Xiong J., Zhou X., Lian Z., You J., Lin Y., Investigation of gender difference in human response to temperature step changes. *Physiology & Behavior*, Vol. 151, pp. 426-440, 2015.
- [20] Stolwijk J., Hardy J., Partitioned calorimetric studies of responses of man to thermal transients. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 21, No. 3, pp. 967-977, 1966.