

توسعه یک مدل چندبخشی برای ارزیابی شرایط حرارتی بدن انسان با اصلاح سیستم گردش خون

مهدی افضلیان

دانشجوی دکتری، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران، mahdiafzalian@yahoo.com

سیدعلیرضا ذوالفقاری*

دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران، zolfaghari@birjand.ac.ir

چکیده

مدلسازی تأثیر سیستم گردش خون بدن متشکل از رگ‌ها و مویرگ‌های فراوان بر شرایط حرارتی بدن، پیچیدگی‌های زیادی داشته که باعث شده در بسیاری از مدل‌های تنظیم حرارت بدن با فرضیات بسیار ساده‌کننده و غیردقیق، در نظر گرفته شود. مدل چندبخشی مبتنی بر حسگرهای حرارتی MSTB، خون را به صورت یک نقطه با ظرفیت حرارتی مشخص فرض کرده که با دمای یکسان و از طریق یک سیستم گردش خون ساده با اندام‌ها تبادل حرارت دارد. این فرضیه باعث خطای زیاد در ارزیابی دمای برخی از اندام‌ها می‌شود. لذا در این مقاله با اصلاح سیستم گردش خون، تشریح نحوه و ترتیب گردش خون در اندام‌ها و در نظر گرفتن حسگرهای پوستی مدل چندبخشی JOSTB با تقسیم بدن به ۱۷ بخش، ۳ لایه و عروق (سیاهرگ-سرخرگ) معرفی شده است. همچنین معادلات انتقال جرم و حرارت و موضعی‌سازی شده پنس برای تعیین دمای بافت بخش‌های مختلف بدن همراه با شرایط مرزی مناسب بیان شده است. نتایج اعتبارسنجی مدل جدید با مدل MSTB و نتایج آزمایشگاهی نشان می‌دهد که مدل جدید دمای بخش‌های مختلف را با دقت قابل قبولی پیش‌بینی می‌کند. به طوریکه متوسط خطا برای تخمین دمای پوست بخش‌های مختلف در شرایط دمایی محیطی گسترده (۱۰-۵۰°C) برای مدل‌های MSTB و JOSTB به ترتیب برابر ۲/۳°C و ۱/۱°C است.

واژه‌های کلیدی: حسگرهای حرارتی، شرایط غیریکنواخت حرارتی، گردش خون، مدل‌های زیست-گرمایی.

Development of a multi-segment model for assessing the human body thermal conditions by modifying the blood circulatory system

M. Afzalian

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

S. A. R. Zolfaghari

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

Abstract

Modeling body's circulatory system with many vessels and capillaries and its effects on the body thermal conditions is complex. many thermoregulatory models have tried to model the effect of the circulatory system with simplistic and inaccurate assumptions. The MSTB model considers the blood as a node with specific heat capacity and constant temperature depends on the overall body thermal conditions. This assumption can lead to significant errors in estimating the some organs temperature. Therefore, a JOSTB model has been introduced by the approach of modifying the blood circulatory system. In this model, the body is divided into 17 segments and 3 layers and blood flow in the organs with arteries in the core of each segment is considered. The heat and mass transfer and the localized Pennes equations in different segments have been used to determine tissue temperature. Comparing JOSTB results with MSTB and experimental results show that JOSTB accurately predicts the body temperature. The average errors for the local skin temperature in the wide range of operative temperatures (10-50°C) are equal to 2.3°C and 1.1°C for MSTB and JOSTB.

Keywords: Blood circulation, Non-uniform thermal conditions, Thermoreceptors, Thermoregulatory Bioheat models.

۱- مقدمه

مدل‌های تنظیم حرارت با تعیین شرایط دمایی بدن، زمینه را برای پیش‌بینی درک و رضایت حرارتی افراد از محیط پیرامون فراهم می‌آورند. مدل‌های تنظیم حرارت را می‌توان براساس معیارهایی مانند نحوه مدلسازی بدن، تعداد بخش‌ها و یا لایه‌های بدن، در نظر گرفتن پارامترهای انفرادی و عملکرد حسگرهای حرارتی دسته‌بندی کرد. براساس این تقسیم‌بندی، دسته‌ای از مدل‌ها با عنوان مدل‌های تعادل حرارتی معرفی شده‌اند. رویکرد این مدل‌ها، موازنه انرژی برای بدن به عنوان یک سیستم ترمودینامیکی و مبتنی بر معادلات فیزیکی و فیزیولوژیکی می‌باشد. مدل‌هایی مانند گگی [۱]، ۶۵ نقطه‌ای [۲]، سه نقطه‌ای [۳-۵]، JOS-2 [۶] نمونه‌هایی از مدل‌های مبتنی بر موازنه انرژی هستند. اما برقرار بودن شرایط تعادل حرارتی بر روی بدن، الزاماً به معنای شرایط خنثی حرارتی (شرایطی که فرد نه احساس گرما و نه احساس سرما داشته باشد) و احساس مطلوب نیست. زیرا عواملی وجود دارد که بدون تأثیر بر تعادل حرارتی بدن به صورت موضعی بر روی بدن اعمال شده و باعث ناراضی فرد می‌گردد. این عوامل به عنوان عوامل ناراضیاتی موضعی شناخته می‌شوند که مدل‌های تعادل حرارتی قادر به درک آن‌ها نیستند. لذا در این مدل‌ها، بایستی علاوه بر محاسبه

شاخص آسایش حرارتی، عوامل ناراضیاتی موضعی به طور جداگانه محاسبه شده تا شرایط رضایت یا ناراضیاتی تعیین گردد.

پژوهش‌ها نشان می‌دهد، درک افراد از شرایط حرارتی محیط به نحوه برانگیختگی حسگرهای حرارتی پوست وابسته است؛ نه به موازنه حرارتی بدن [۷]. همچنین، تغییرات اندک دما و سرعت در مقیاس‌های زمانی و مکانی کوچک از عوامل ناراضیاتی حرارتی موضعی به حساب می‌آیند که مدل‌های تعادل حرارتی قادر به درک آن‌ها نیستند؛ زیرا این مدل‌ها با مقادیر متوسط دما و سرعت سروکار دارند. براساس تحقیقات انجام شده ادراک فرد از شرایط محیطی که ناشی از سیگنال‌های ارسالی حسگرها است، به عنوان احساس حرارتی تعبیر می‌شود. 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 تنظیم حرارت بدن در سرما و گرما نیز می‌شوند. پاسخ حسگرهای حرارتی پوستی به تغییرات دمایی که پاسخ فرکانسی نامیده می‌شود، به دو بخش استاتیکی (وابسته به دمای حسگرها) و دینامیکی (وابسته به تغییرات دمای حسگرها) تقسیم می‌شود. مدلسازی حسگرهای حرارتی و ارائه مدل‌های تنظیم حرارت بر اساس عملکرد حسگرهای پوستی به حدود

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: zolfaghari@birjand.ac.ir

۳۰ سال قبل باز می‌گردد[۸]. با این وجود، توجه به نقش حسگرهای حرارتی در شرایط حرارتی بدن از سال ۲۰۱۰ افزایش یافت. یکی از شناخته‌شده‌ترین مدل‌های مبتنی بر حسگرهای حرارتی، مدل STB^۱ است که در سال ۲۰۱۰ توسط ذوالفقاری و معرفت [۹] ارائه شد. 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 کرده‌است. در این مدل، بدن به یک بخش و ۴ لایه تقسیم شده‌است. پوست به عنوان یک لایه اصلی خود به سه زیر لایه (پوست بیرونی، میانی و زیرین) تقسیم شده‌است. از آنجایی که در این مدل پارامترهای فردی لحاظ نشده‌است، 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. در ادامه، ذوالفقاری و بیجاری [۱۰] در تحقیقی با مقایسه معادلات انتقال گرمای غیرفوری‌ای و فوری‌ای در شرایط مرزی متناوب، تفاوت چشمگیر آنها را در هنگام اعمال تغییرات در بازه زمانی کوتاه بر بافت بدن و شرایط حرارتی افراد بررسی و مدل STB را بر اساس معادلات انتقال گرمای غیرفوری‌ای توسعه دادند.

تفاوت‌های فیزیولوژیکی افراد مانند جرم، قد، سن، جنسیت، مساحت سطح بدن، شرایط بدنی، میزان چربی و حداکثر توان هوازی می‌تواند تأثیر قابل ملاحظه‌ای به صورت مستقیم یا غیر مستقیم بر سیستم تنظیم حرارت و دمای نواحی مختلف بافت‌های بدن داشته‌باشد. بنابراین، داودی و همکاران [۱۱] با توسعه مدل زیست گرمایی STB، مدل فردی مبتنی بر حسگرهای حرارتی پوستی ITB^۲ را ارائه دادند، که بتواند با در نظر گرفتن خصوصیات فردی پیش‌بینی مناسبی از توزیع دمایی در بافت بدن داشته‌باشد. در این مدل تأثیر عوامل فردی مانند جنسیت، شاخص توده بدنی، قد، جرم، درصد چربی بدن بر شرایط دمایی بدن افراد مورد بررسی قرار گرفت. این مدل نیز مشابه مدل STB، بدن را به صورت یکپارچه مدل کرده‌است.

پوشش غیریکنواخت و تفاوت عوامل فیزیولوژیکی مانند ظرفیت حرارتی، رسانایی گرمایی، دمای خنثی، نرخ متابولیک پایه، نرخ شارش خون و ... بین بخش‌های مختلف بدن، باعث تفاوت شرایط دمایی و حرارتی بین آن‌ها شده‌است. از سوی دیگر، سیستم‌های تهویه مرسوم مانند سیستم تهویه جابه‌جایی [۱۲]، توزیع هوای زیر سطحی و تهویه انفرادی باعث ایجاد شرایط غیریکنواخت (شرایطی که به دلیل الگوی جریان وزشی و نحوه جانمایی و چیدمان دریچه‌های ورودی و خروجی موجب توزیع دمای غیریکنواخت در اتاق می‌شود) و نامتقارن شده که باعث تفاوت پارامترهای محیطی برای بخش‌های مختلف می‌شود. لذا ارائه یک مدل که بدن را به بخش‌های مختلف تقسیم کند، برای ارزیابی احساس حرارتی کلی و موضعی در شرایط غیریکنواخت ضروری است. به همین منظور و برای برطرف کردن محدودیت مدل STB و کاربرد آن در شرایط غیریکنواخت، با ارتقای مدل قبلی، معلمی و همکاران مدل تنظیم حرارت چند بخشی مبتنی بر حسگرها MSTB^۳ را ارائه

کردند [۱۳]. در این مدل، بدن به ۱۶ بخش تقسیم شده‌است: سر، قفسه سینه، پشت، لگن، شانه‌ها، بازوها، دست‌ها، ران‌ها، ساق‌ها و پاها. مشابه مدل‌های قبلی، برای شبیه سازی انتقال گرما در داخل بافت بخش‌های مختلف بدن نیز از معادله پنس استفاده شده‌است [۱۴].

از سوی دیگر، یکی از اشکالات مدل MSTB در نظر گرفتن خون به عنوان یک نقطه ترمودینامیکی است که با همه نقاط مختلف بدن با دمای یکسان تبادل گرما دارد. این محدودیت در بسیاری از مدل‌های چندبخشی مانند مدل استالوپیچک [۱۵]، مدل نقطه‌ای [۲] و ... نیز وجود دارد. در حالی که سیستم گردش خون بسیار پیچیده‌تر است و در واقع سیستم گردش خون متشکل از تعداد زیادی سرخرگ، سیاهرگ، سیاهرگ‌های سطحی، مویرگ‌ها و ... می‌باشد. از سوی دیگر، خون با بافت‌های بخش‌های مختلف بدن با دمای متفاوتی تبادل گرما دارد. به‌طور مثال، نتایج نشان می‌دهد دمای خون جریان یافته در مچ دست و بازو در حدود ۲ درجه سلسیوس با یکدیگر تفاوت دارند [۱۶]. لذا فرضیه مدلسازی خون به صورت یک نقطه در مدل MSTB باعث خطای زیاد در پیش‌بینی دمای دست و پا به‌ویژه در شرایط سرما یا گرمای شدید شود.

تاکنون مدل‌های تعادل حرارتی مختلفی مانند JOS-2 [۶]، JOS-3 [۱۷]، UCB [۱۶]، AUB [۱۸-۲۱] جریان گردش خون را به عنوان یکی از بخش‌های تأثیرگذار بر فرآیند انتقال گرما در بدن مدلسازی کرده‌اند. لذا بر اساس آنچه گفته شد، ضرورت دارد تا برای ارزیابی دقیق‌تر شرایط حرارتی بدن تحت محیط غیریکنواخت، اصلاحاتی در خصوص بهبود عملکرد سیستم گردش خون بر روی مدل MSTB نیز انجام پذیرد. پژوهش حاضر یک گام رو به جلو برای توسعه مدل‌های مبتنی بر حسگرهای پوستی و ارائه یک مدل چندبخشی مبتنی بر حسگرهای حرارتی پوست با اصلاح سیستم گردش خون و ایجاد یک سیستم گردش خون یکپارچه است.

۲- جزئیات مدل زیست‌گرمایی جدید

مدل زیست گرمایی JOSTB^۴ جدید از دو بخش اصلی تشکیل شده‌است: بخش غیرفعال و بخش فعال. بخش غیر فعال مربوط به توصیف فیزیکی بخش‌های مختلف بدن و شبیه‌سازی انتقال گرما از آنها می‌باشد. در حالیکه بخش فعال به‌واسطه یک سری فرآیندهای فیزیولوژیکی، شرایط حرارتی بدن را تنظیم می‌کند. بخش فعال یا سیستم تنظیم دمایی شامل چهار فرایند تنظیم حرارت بدن است: اتساع و انقباض عروق، لرز و تعریق. در این مدل سیستم گردش خون متشکل از سرخرگ و سیاهرگ برای افزایش دقت ارائه‌شده که در ادامه تشریح شده‌است. در مدل جدید مطابق شکل ۱، بدن به ۱۷ بخش سر، گردن، قفسه سینه، پشت، لگن، شانه‌ها، ساعدها، دست‌ها، ران‌ها، ساق‌ها و پاها و به دو لایه اصلی مرکز و پوست تقسیم می‌شود. همچنین، پوست به عنوان یک لایه اصلی به دو لایه زیرپوست و روپوست تقسیم شده‌است. به لایه هر بخش یک نقطه گفته و مجموع آنها، نقاط بدن را تشکیل داده که هرکدام دارای ظرفیت گرمایی مشخصی می‌باشد. مشخصات مساحت، جرم، ضخامت، چگالی، ظرفیت

^۴ Jointed Circulation System and Multi-Segmental Thermoregulatory Bioheat (JOSTB) model

^۱ Simplified Thermoregulatory Bioheat (STB) model

^۲ Individualized Thermoregulatory Bioheat (ITB) model

^۳ Multi-Segmental Thermoregulatory Bioheat (MSTB) model

Cld که به ترتیب به حسگرهای گرمایی و سرمایی وابسته‌اند، با استفاده از سیگنال خطا و از طریق روابط (۳) و (۴) به دست خواهند آمد. پس از محاسبه سیگنال‌های سرمایی و گرمایی، بایستی سیگنال‌های حرارتی مجتمع از حسگرهای پوستی محاسبه شود. سیگنال سرد و گرم مجتمع از روابط زیر و از طریق سیگنال‌های سرمایی و گرمایی پوست تعیین می‌شوند. در این روابط SKINR ضریب وزنی برای تجمع مطابق جدول ۲ می‌باشد.

$$\text{Err}(i, j) = T(i, j) - T_{\text{set}}(i, j) \quad (2)$$

$$\text{Wrm}(i, j) = \text{Max}(0, \text{Err}(i, j)) \quad (3)$$

$$\text{Cld}(i, j) = \text{Max}(0, -\text{Err}(i, j)) \quad (4)$$

$$\text{Wrms} = \sum_{i=1}^{17} (\text{SKINR}(i) \times \text{Wrm}_{\text{sk}}(i)) \quad (5)$$

$$\text{Clds} = \sum_{i=1}^{17} (\text{SKINR}(i) \times \text{Cld}_{\text{sk}}(i)) \quad (6)$$

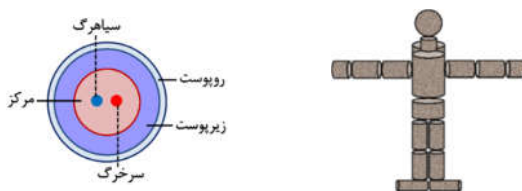
۲-۳- حرارتی تولیدی در بدن

حرارت تولیدی در لایه‌های اصلی بدن طبق رابطه (۷) برابر است با مجموع متابولیک پایه ($M_b(W)$ مقدار ثابت طبق جدول ۱)، حرارت تولیدی ناشی از کار خارجی ($M_{\text{work}}(W)$) و لرز ($M_{\text{shiv}}(W)$).

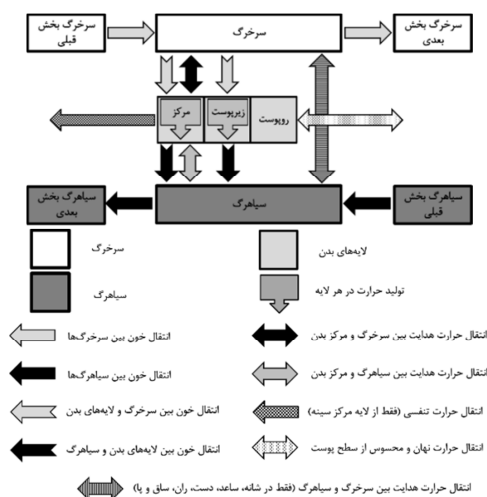
$$Q_{\text{met}}(i, j) = M_b(i, j) + M_{\text{work}}(i, j) + M_{\text{shiv}}(i, j) \quad (7)$$

$$M_{\text{work}}(i, j) = 108.834(M - 0.778)\text{Metf}(i) \quad (8)$$

$$M_{\text{shiv}}(i, j) = 24.4\text{Cld}(1, 1)\text{CldsChilf}(i) \quad (9)$$



شکل ۱- نحوه تقسیم بدن به ۱۷ بخش و سه لایه به همراه جریان خون سرخرگی و سیاهرگی در مدل جدید



شکل ۲- سازوکارهای انتقال جرم و حرارت در لایه‌های بخش‌های مختلف بدن در مدل جدید

گرمایی نقاط مختلف بدن در جدول ۱ نشان داده 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 اکسیژن‌دار را به اندام‌ها رسانده و سیاهرگ آن را به بخش خون مرکزی یا قلب بازمی‌گرداند. در شکل ۲ سازوکارهای انتقال جرم و حرارت در یک بخش بدن نشان داده شده است. همان‌طور که مشخص است جریان خون بین عروق یا بدون واسطه (بین سرخرگ‌ها و یا بین سیاهرگ‌ها) و یا با واسطه (از سرخرگ به لایه‌های مرکز و زیرپوست و سپس به سیاهرگ) می‌باشد. همچنین مطابق این شکل، جریان خون و تولید حرارت در لایه روپوست وجود ندارد و تبادل حرارت با محیط اطراف از این لایه صورت می‌پذیرد.

۳- معادلات مدل حاضر

با کمک معادله پنس و در نظر گرفتن خواص حرارتی و فیزیولوژیکی، فرآیندهای انتقال جرم و حرارت در بافت بخش‌های مختلف مدلسازی و در نهایت معادله اصلی برای ۱۷ بخش بدن به این صورت تعریف می‌شود:

$$\frac{\rho(i, j)C(i, j)}{m(i, j)} \cdot \frac{\partial T_i(x, t)}{\partial t} = k(i, j) \frac{\partial^2 T_i(x, t)}{\partial x^2} + \frac{Q_{\text{met}}(i, j)}{\text{Vol}(i, j)} + \frac{\text{BF}(i, j)\rho_{\text{bl}}C_{\text{bl}}(T_{\text{ar}}(t) - T_i(x, t))}{\text{Vol}(i, j)} \quad (1)$$

که در این رابطه $i=1, 2, 3, \dots, 17$ و $j=1, 2, 3$ به ترتیب شمارنده‌های بخش‌ها و لایه‌های مختلف بدن، $T_{\text{ar}}(^{\circ}\text{C})$ دمای خون سرخرگی هر بخش بدن و $T_i(^{\circ}\text{C})$ توزیع دمای بافت هر بخش که از سطح پوست ($x=0$) تا مرکز بدن را در برمی‌گیرد. به همین منظور تعیین ضخامت لایه‌های مختلف بخش‌های بدن مورد نیاز است که اطلاعات مربوط به آن در جدول ۱ آمده است. همچنین، ρ ($\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$)، C ($\frac{\text{J}}{\text{kg} \cdot ^{\circ}\text{C}}$) و k ($\frac{\text{W}}{\text{m} \cdot ^{\circ}\text{C}}$) به ترتیب جرم، چگالی، ظرفیت گرمایی و رسانایی گرمایی داخل بافت بدن است که از جدول ۱ استخراج می‌شود. $Q_{\text{met}}(W)$ نرخ تولید حرارت برای نقاط مختلف و $\text{BF}(\frac{\text{L}}{\text{h}})$ نرخ جریان خون است که در ادامه، نحوه محاسبه آنها تشریح خواهد شد. ضمن اینکه $\rho_{\text{bl}}C_{\text{bl}} = 1/0.67(\frac{\text{W} \cdot \text{h}}{\text{L} \cdot ^{\circ}\text{C}})$ نیز ظرفیت گرمایی خون است [۲۲]. حجم نقاط مختلف بدن ($\text{Vol}(\text{m}^3)$) وابسته به جرم و چگالی هر نقطه (جدول ۱) است که به سادگی قابل محاسبه بوده و لذا مقادیر آن به طور مستقل در جدول نیامده است.

۳-۱- سیستم کنترلی و سیگنال‌های حرارتی

دمای بدن انسان به عنوان یک موجود خون گرم در محدوده معینی باقی می‌ماند. عواملی که به انسان برای تحمل شرایط محیطی گوناگون و حتی بحرانی (دمای بسیار بالا و پایین) و حفظ شرایط دمایی بدن کمک می‌کند، سازوکارهای فیزیولوژیکی تنظیم حرارت بدن مانند تعریق، لرز، انقباض و انبساط عروق می‌باشند. تمامی سازوکارهای تنظیم حرارت بدن با انحراف از دمای هدف فعال می‌شوند. انحراف از دمای هدف هر نقطه در ابتدا باعث فعال شدن سیگنال‌های حرارتی و سپس فعال شدن سازوکارهای تنظیم حرارت بدن خواهد شد. مقادیر دمای هدف نقاط مختلف بدن در جدول ۱ ارائه شده است. قدم اول برای تعیین سیگنال‌های حرارتی، محاسبه سیگنال خطا Err برای لایه‌های اصلی بدن مطابق رابطه (۲) است. معادله سیگنال‌های گرم Wrm و سرد

جدول ۱- مشخصات و خواص حرارتی و فیزیولوژیکی نقاط مختلف بدن [۶،۲۲،۲۳]

عضو	لایه	جرم (kg)	ضخامت (mm)	ظرفیت گرمایی ($\frac{J}{m^3 \cdot ^\circ C}$)	رسانایی گرمایی ($\frac{W}{m^2 \cdot ^\circ C}$)	چگالی ($\frac{kg}{m^3}$)	دمای هدف ($^\circ C$)	متابولیک پایه (W)	نرخ شارش خون پایه (L/s)	مساحت (m ²)
سر	مرکز	۳/۰۲۳	۹۴/۰۸	۶۲۰۲	۰/۷۴	۹۳۰	۳۷/۱۴	۱۶/۸۹۶	۳۲/۲۲۸	۰/۱۱۰
	زیر پوست	۰/۱۵۷	۲/۰۸	۶۷۹	۰/۴۷	۸۷۰	۳۵/۹۹	۰/۱۰۴	۵/۷۲۵	
	روپوست	۰/۰۰۰۸	۰/۰۸	۴	۰/۴۷	۹۱۰	۳۵/۹۹	۰	۰	
گردن	مرکز	۰/۸۰۸	۴۹/۰۸	۲۰۳۰	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۶/۷۲	۰/۲۷۴	۱۵/۲۴۰	۰/۰۲۹
	زیر پوست	۰/۰۳۲	۱/۰۸	۲۰۹	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۵/۰۶	۰/۰۲۸	۰/۳۲۵	
	روپوست	۰/۰۰۰۳	۰/۰۸	۲	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۵/۰۶	۰	۰	
قفسه سینه	مرکز	۱۰/۵۵۵	۱۱۹/۰۸	۳۷۰۷۱	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۶/۹۳	۲۴/۲۸۷	۸۹/۲۱۴	۰/۱۷۵
	زیر پوست	۰/۵۳۴	۳/۰۸	۱۵۸۸	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۶۲	۰/۱۷۹	۱/۹۶۷	
	روپوست	۰/۰۰۱۵	۰/۰۸	۴/۵	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۶۲	۰	۰	
پشت	مرکز	۱۰/۵۵۵	۱۱۵/۰۸	۳۳۸۱۷	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۶/۹۸	۲۱/۷۳۷	۸۷/۶۶۳	۰/۱۶۱
	زیر پوست	۰/۴۷۵	۳/۰۸	۱۴۶۲	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۵۲	۰/۱۵۸	۱/۴۷۵	
	روپوست	۰/۰۰۱۴	۰/۰۸	۴/۳	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۵۲	۰	۰	
لگن	مرکز	۱۷/۰۹۵	۱۳۳/۰۸	۴۹۸۰۲	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۷/۰۴	۱۲/۹۲۱	۳۳/۵۱۸	۰/۲۲۱
	زیر پوست	۰/۴۷۵	۲/۰۸	۲۰۰۲	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۶۲	۰/۲۵۴	۲/۲۷۲	
	روپوست	۰/۰۰۱۹	۰/۰۸	۸	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۶۲	۰	۰	
شانه	مرکز	۱/۹۸۴	۳۸/۰۸	۶۰۲۸	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۶/۲۵	۱/۲۱۵	۱/۸۰۸	۰/۰۹۶
	زیر پوست	۰/۱۷۶	۲/۰۸	۵۴۴	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۳۰	۰/۰۵۰	۰/۹۱۰	
	روپوست	۰/۰۰۰۸	۰/۰۸	۲/۵	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۳۰	۰	۰	
ساعد	مرکز	۱/۲۵۹	۳۷/۰۸	۳۹۸۱	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۵/۷۷	۰/۳۴۶	۰/۹۴۰	۰/۰۶۳
	زیر پوست	۰/۱۱۱	۲/۰۸	۳۵۶	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۳/۹۵	۰/۰۲۶	۰/۵۸۰	
	روپوست	۰/۰۰۰۵	۰/۰۸	۱/۶	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۳/۹۵	۰	۰	
دست	مرکز	۱/۹۸۴	۱۲/۰۸	۵۱۴	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۵/۰۱	۰/۰۹۰	۰/۲۱۷	۰/۰۵۰
	زیر پوست	۰/۱۷۶	۲/۰۸	۳۵۶	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۴۳	۰/۰۵۰	۱/۱۱۴	
	روپوست	۰/۰۰۰۸	۰/۰۸	۲/۲	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۴۳	۰	۰	
ران	مرکز	۶/۵۱۳	۵۶/۰۸	۱۸۸۵۸	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۶/۶۹	۱/۳۱۸	۱/۴۰۶	۰/۲۰۹
	زیر پوست	۰/۴۹۷	۲/۰۸	۱۴۶۹	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۲۱	۰/۱۲۲	۱/۴۵۶	
	روپوست	۰/۰۰۱۸	۰/۰۸	۵/۳	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۲۱	۰	۰	
ساق	مرکز	۳/۱۰۳	۵۰/۰۸	۱۰۱۴۶	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۶/۴۱	۰/۳۵۷	۰/۱۶۴	۰/۱۱۲
	زیر پوست	۰/۲۳۷	۲/۰۸	۷۸۸	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۰۵	۰/۰۲۳	۰/۶۵۱	
	روپوست	۰/۰۰۱۰	۰/۰۸	۳/۳	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۰۵	۰	۰	
پا	مرکز	۰/۴۱۷	۱۵/۰۸	۶۸۰	۰/۷۴	۱۲۰۰	۳۴/۷۳	۰/۲۱۲	۰/۰۸۰	۰/۰۵۶
	زیر پوست	۰/۰۶۳	۲/۰۸	۴۶۱	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۲۶	۰/۱۰	۰/۹۳۴	
	روپوست	۰/۰۰۰۵	۰/۰۸	۳/۷	۰/۴۷	۱۰۸۵	۳۴/۲۶	۰	۰	

۳-۳- سیستم گردش خون در بدن

همان‌طور که گفته شد، یکی از معایب مدل MSTB ثابت فرض کردن دمای خون در تبادل گرما با نقاط دیگر بدن است. در مدل جدید نحوه مدل‌سازی و توزیع عروق خونی، نحوه گردش خون، توالی و ترتیب گردش خون در اندام‌ها، سازوکارهای انتقال جرم و حرارت عروق خونی با لایه‌های بدن تشریح و تعیین شده‌است. در مدل جدید، خون برای هر بخش بدن به دو صورت سرخرگ و سیاهرگ تعریف شده‌است. هر کدام از این عروق در هر بخش دارای خواص حرارتی مشخصی می‌باشند. لذا در مجموع ۳۴ معادله برای ۱۷ سرخرگ و ۱۷ سیاهرگ

که M نرخ متابولیک کل بدن براساس سطح فعالیت هر فرد قابل استخراج از جداول استاندارد برحسب Metf amet ضریب پخش حرارت تولیدی توسط کار خارجی در لایه مرکز هر بخش مطابق جدول ۲، Err(1,1) و Cld(1,1) سیگنال خطا و سرمای لایه مرکز بخش سر، Chlf ضریب توزیع تولید حرارت توسط لرز در لایه مرکز مطابق جدول ۲ است. یادآوری می‌شود که نرخ متابولیک پایه برای لایه روپوست برابر صفر است و برای آن در جدول ۱ مقداری لحاظ نشده‌است.

۴-۱-۱- شرط مرزی مرکز بدن

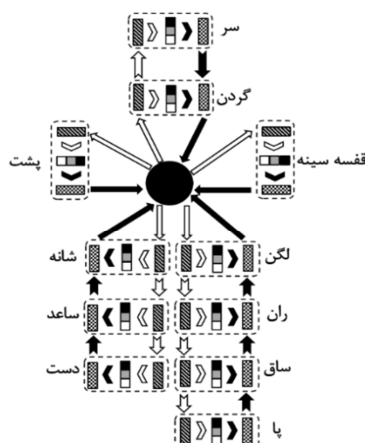
از آنجایی که دمای مرکز بدن وابسته به شرایط محیطی است، نیاز به یک شرط مرزی وابسته به زمان در مرکز وجود دارد. در مدل حاضر، یک معادله موازنه انرژی برای مرکز بخش‌های مختلف بدن در نظر گرفته شده که شامل اتلاف حرارت تنفس از قفسه سینه، تولید حرارت، انتقال گرمای رسانش و انتقال گرمای ناشی از جریان خون می‌باشد:

$$T_{i,core}^{new} = T_{i,core}^{old} + \frac{\Delta t}{C_{cr}} [Q_{met}(i,1) - Q_{bl}(i,1) - Q_{cond}(i,1) - Q_{res}(3,1)] \quad (18)$$

که $T_{i,core}^{new}$ و $T_{i,core}^{old}$ دمای مرکز هر بخش در گام زمانی قدیم و جدید، $Q_M(W)$ تولید حرارت متابولیک لایه مرکز و $Q_{bl}(W)$ انتقال گرمای ناشی از جریان خون هستند. انتقال گرمای رسانش بین مرکز و پوست $Q_{cond}(W)$ نیز از رابطه (۱۹) محاسبه می‌شود. که $cd(\frac{W}{C})$ رسانایی گرمایی بین دو لایه اصلی مرکز و پوست است، که از جدول ۴ بدست می‌آید. Q_{res} میزان حرارت تلف شده از طریق تنفس تنها در لایه مرکزی بخش سینه رخ می‌دهد و توسط رابطه (۲۰) بیان می‌شود [۲۲]. در این رابطه، $T_{air}(1)$ و $P_{air}(1)$ دما و فشار بخار در مجاورت بخش سر می‌باشد.

جدول ۲- ضرایب پخش هر نقطه بدن [۶،۲۲]

بخش بدن	Metf	Chilf	SKINV	SKINC	SKINR
سر	۰/۰	۰/۰۳۳۹	۰/۰۴۳	۰/۰۵	۰/۰۵۴۹
گردن	۰/۰	۰/۰۴۳۶	۰/۰۲۷۷	۰/۰۵	۰/۰۱۴۶
سینه	۰/۰۹۱	۰/۰۲۷۳۹	۰/۰۹۸	۰/۰۱۵	۰/۰۱۴۹۲
پشت	۰/۰۸۰	۰/۰۲۴۱۰	۰/۰۸۶	۰/۰۸۶	۰/۰۱۳۲۱
لگن	۰/۰۲۹	۰/۰۳۸۷۵	۰/۰۳۸	۰/۰۳۸	۰/۰۳۱۲۲
شانه	۰/۰۲۶	۰/۰۰۲۴	۰/۰۳۱۳	۰/۰۳۱۳	۰/۰۲۲۷
ساعد	۰/۰۱۴	۰/۰۰۱۴	۰/۰۱۶۳	۰/۰۱۶۳	۰/۰۱۱۷
دست	۰/۰۰۵	۰/۰۰۰۲	۰/۰۶۰۵	۰/۰۶۰۵	۰/۰۹۲۳
ران	۰/۰۲۰۱	۰/۰۰۳۹	۰/۰۹۲	۰/۰۵	۰/۰۵۰۱
ساق	۰/۰۹۹	۰/۰۰۱۸	۰/۰۲۳	۰/۰۵	۰/۰۲۵۱
پا	۰/۰۰۵	۰/۰۰۰۴	۰/۰۱۷۵	۰/۰۳۵	۰/۰۱۶۷



بخش‌های مختلف به معادلات اضافه شده است. شکل ۳ نمایی از سیستم گردش خون در مدل جدید و ترتیب نحوه گردش جریان خون در بخش‌های مختلف بدن را نشان می‌دهد. نرخ شارش خون به لایه مرکز از رابطه (۱۰) و لایه زیرپوست از رابطه (۱۱) محاسبه می‌شود [۲۲]. همان‌طور که گفته شد، یکی از سازوکارهای تنظیم حرارت پدیده اتساع و انقباض عروق در گرما و سرما است. به همین علت شارش خون به لایه‌های بدن به سیگنال‌های حرارتی وابسته است. در روابط زیر، BFB نرخ شارش خون پایه است که توسط جدول ۱ تعیین می‌شود. مقادیر و $DILAT(\frac{1}{g})$ و STRIC موجود در رابطه (۱۱) به ترتیب سیگنال‌های مربوط به اتساع و انقباض عروق است که از روابط (۱۲) و (۱۳) محاسبه می‌شوند [۲۲]. این سیگنال‌ها مقادیری غیرمنفی هستند و چنانچه از رابطه مقدار آنها منفی شود، بایستی صفر در نظر گرفت. SKINC و SKINV نیز ضرایب وزنی مطابق جدول ۲ هستند. لازم به تاکید است که نرخ شارش خون در لایه روپوست برابر صفر است. سپس برای محاسبه انتقال گرمای ناشی از جریان خون بین دو نقطه رابطه (۱۴) پیشنهاد می‌شود [۲۲].

$$BF(i,1) = BFB(i,1) + \left(\frac{M_{work}(i,1) + M_{shiv}(i,1)}{1.16} \right) \quad (10)$$

$$BF(i,2) = \frac{BFB(i,2) + SKINV(i) \times DILAT}{1 + (SKINC(i) \times STRIC) \times 2.0 \frac{Err(i,2)}{6.0}} \quad (11)$$

$$DILAT = 117.0 \cdot Err(1.1) + 7.5 \cdot (Wrms - Clds) \quad (12)$$

$$STRIC = -10.8 \cdot Err(1.1) - 10.8(Wrms - Clds) \quad (13)$$

$$Q_{bl}(i,j-j') = \rho c BF(i,j)(T(i,j) - T(i,j')) \quad (14)$$

در نهایت روابط زیر برای تعیین دمای سرخرگ و سیاهرگ بخش‌های مختلف و همچنین بخش مرکزی خون ارائه شده است. در این روابط C_{ar} ، C_{ve} و C_{cb} ظرفیت گرمایی سرخرگ و سیاهرگ هر بخش و خون مرکزی مطابق جدول ۳ هستند. همچنین $\rho c = 1.067(\frac{Wh}{C})$ ظرفیت گرمایی حجمی خون، $T_{ar}(C)$ و $T_{ve}(C)$ دمای خون سرخرگی و سیاهرگی، $cd(\frac{W}{C})$ رسانایی گرمایی بین عروق با یکدیگر و یا بین عروق و مرکز بدن مطابق جدول ۴ است. در سیستم گردش خون مدل جدید فرض می‌شود 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 رسانش بین عروق و یا بین عروق و مرکز بدن فقط در بخش‌های شانه، ساعد، دست، ران، ساق و پا وجود دارد.

$$C_{ar}(i) \frac{dT_{ar}(i)}{dt} = \rho c BF_{ar^*-ar}(T_{ar^*} - T_{ar}) - cd_{ar-cr}(T_{ar} - T_{cr}) - cd_{ar-ve}(T_{ar} - T_{ve}) \quad (15)$$

$$C_{ve}(i) \frac{dT_{ve}(i)}{dt} = \rho c BF_{ve^*-ve}(T_{ve^*} - T_{ve}) + \rho c BF_{cr-ve}(T_{cr} - T_{ve}) + \rho c BF_{sk-ve}(T_{sk} - T_{ve}) + cd_{cr-ve}(T_{cr} - T_{ve}) + cd_{ar-ve}(T_{ar} - T_{ve}) \quad (16)$$

$$C_{cb} \frac{dT_{cb}}{dt} = \sum \rho c BF_{ve}(T_{ve} - T_{cb}) \quad (17)$$

۴- روش حل و شرایط مرزی

۴-۱- شرایط مرزی

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



شکل ۳- سیستم گردش خون در بدن براساس مدل زیست-گرمایی جدید

$$Q_{cond}(i, 1) = cd_{cr-dr}(T(i, 1) - T(i, 2)) \quad (19)$$

$$Q_{RES}(3, 1) = \{0.0014(34 - T_{air}(1)) + 0.017(5.867 - p_{air}(1))\} \cdot (M + M_{shiv}) \quad (20)$$

۴-۱-۲- شرط مرزی روی پوست بدن

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

$$-k(i, 3) \frac{\partial T_{sk}(i)}{\partial x} = h_l(T_{sk}(i) - T_{air}(i)) + f_{cl}(i) \cdot \sigma \epsilon ((T_{sk}(i) + 273)^4 - (T_{rd}(i) + 273)^4) + (3.054 + h_{ev}(i) \cdot w_{sk}(i))(0.256 T_{sk}(i) - 3.37 - p_{air}(i)) \quad (21)$$

که $k(\frac{W}{m \cdot ^\circ C})$ رسانایی گرمایی لایه روپوست (جدول ۱)، $T_{sk}(^\circ C)$ ، $T_{air}(^\circ C)$ ، $T_{rd}(^\circ C)$ و $p_{air}(kPa)$ به ترتیب دمای سطح پوست، هوا، متوسط تابش و فشار بخار هوا در سطح پوست هر بخش می‌باشند. σ ثابت استفان بولتزمن $(5.67 \times 10^{-8} \frac{W}{m^2 K^4})$ ، $h(\frac{W}{m^2 K})$ و $h_{ev}(\frac{W}{m^2 kPa})$ به ترتیب ضریب انتقال گرمایی جابه‌جایی و تبخیری بین سطح پوست هر بخش و محیط اطراف هستند که از روابط زیر تعیین می‌شوند [۲۲].

$$h(i) = \left(\frac{1}{0.155 I_{cl}(i) + \left(\frac{1}{h_{cv}(i) f_{cl}(i)} \right)} \right) \quad (22)$$

$$h_{ev}(i) = \left(\frac{16.5 \times i_{cl}(i)}{0.155 I_{cl}(i) + \left(\frac{i_{cl}(i)}{h_{cv}(i) f_{cl}(i)} \right)} \right) \quad (23)$$

i_{cl} ، I_{cl} و f_{cl} به ترتیب ضریب انتقال گرمایی جابه‌جایی هر بخش، بازده تراوایی لباس، میزان عایق لباس (clo) و فاکتور سطح لباس قابل استخراج از جداول موجود در استانداردهایی مانند اثری می‌باشند.

یکی دیگر از پارامترهای موجود در رابطه (۲۱)، میزان تری پوست w_{sk} است. تعریق به عنوان یکی از سازوکارهای تنظیم حرارت بدن در گرما، باعث افزایش ترشح عرق از غدد پوستی و در نتیجه مرطوب‌شدن سطح پوست و افزایش نرخ اتلاف گرمایی تبخیری از بدن و کاهش دمای پوست می‌شود. کسری از سطح پوست که با تعریق خیس شده‌است، به عنوان شاخص تری پوست تعریف می‌گردد. محدوده تری پوست ۰/۰۶-۱ است [۶، ۲۲]، که از روابط زیر محاسبه می‌شود:

$$w_{sk}(i) = 0.06 + 0.94 \left(\frac{Q_{evap,sw}(i)}{Q_{evap,Max}(i)} \right) \quad (24)$$

$$Q_{evap,sw}(i) = \{371.2 Err(1, 1) + 33.6 (W_{rms} - Clds)\} \times SKINS(i) \times 2.0 \frac{Err(i, 2)}{10.0} \quad (25)$$

$$Q_{evap,Max}(i) = h_e(i) (p_{sk,s}(i) - p_{air}(i)) A_D(i) \quad (26)$$

$P_{sk,s}(kPa)$ فشار بخار اشباع در سطح پوست هر بخش، $Q_{evap,sw}(W)$ اتلاف گرمایی ناشی از تبخیر عرق ترشح شده از طریق پوست، $Q_{evap,Max}(W)$ بیشینه گرمایی مبادله‌شده از طریق تبخیر و SKINS ضریب پخش هر بخش (مطابق جدول ۳) است.

۵- روش حل

در تحقیق حاضر، معادلات حاکم شامل معادلات انتقال گرما در حالت یک بعدی و ناپایا بوده که برای گسسته‌سازی آنها از روش اختلاف محدود استفاده شده است. جملات مشتق زمانی با روش ضمنی اولر تقریب زده‌شده و گام زمانی برای حل عددی از مرتبه ۰/۱ ثانیه می‌باشد. عبارت‌های پخش مربوط به انتقال گرمایی رسانش در داخل بافت بدن با استفاده از روش اختلاف مرکزی مرتبه دو گسسته‌سازی و برای حل دستگاه معادلات حاکم از الگوریتم توماس سه قطری استفاده شده‌است. همچنین شبکه‌بندی میدان محاسباتی به صورت یکنواخت بوده و استقلال نتایج از تعداد گره‌های شبکه محاسباتی بررسی شده‌است. در تمامی اعتبارسنجی‌های صورت گرفته، مرحله آماده‌سازی مطابق با پروتکل‌های آن آزمایش در نظر گرفته شده و دمای هدف هر نقطه به عنوان شرط اولیه آن در فرض شده است.

جدول ۳- ظرفیت گرمایی عروق مختلف [۶، ۲۲]

بخش بدن	رگ	ظرفیت گرمایی $(\frac{1}{\rho c_p})$	SKINS
سر	سرخرگ	۳۴۶	۰/۰۶۴
	سیاهرگ	۱۱۵۶	
گردن	سرخرگ	۹۰	۰/۰۱۷
	سیاهرگ	۳۰۶	
قفسه سینه	سرخرگ	۴۳۲	۰/۱۴۶
	سیاهرگ	۱۵۲۶	
پشت	سرخرگ	۴۰۰	۰/۱۲۹
	سیاهرگ	۱۴۰۴	
لگن	سرخرگ	۹۵۴	۰/۲۰۶
	سیاهرگ	۲۹۹۵	
شانه	سرخرگ	۶۷	۰/۰۵۱
	سیاهرگ	۲۵۶	
ساعد	سرخرگ	۳۳	۰/۰۲۶
	سیاهرگ	۱۴۰	
دست	سرخرگ	۱۶	۰/۰۱۵۵
	سیاهرگ	۷۵	
ران	سرخرگ	۲۹۳	۰/۰۷۳
	سیاهرگ	۱۰۰۹	
ساق	سرخرگ	۱۴۴	۰/۰۳۶
	سیاهرگ	۵۳۶	
پا	سرخرگ	۳۷	۰/۰۱۷۵
	سیاهرگ	۱۶۱	
بخش خون مرکزی		۸۵۰۰	-

جدول ۴- رسانایی گرمایی بین نقاط مختلف $(W/^\circ C)$ [۶، ۲۲]

بخش بدن	مرکز پوست	مرکز عروق	سرخرگ سیاهرگ
سر	۳/۴۲۲	-	-
گردن	۰/۹۰۹	-	-

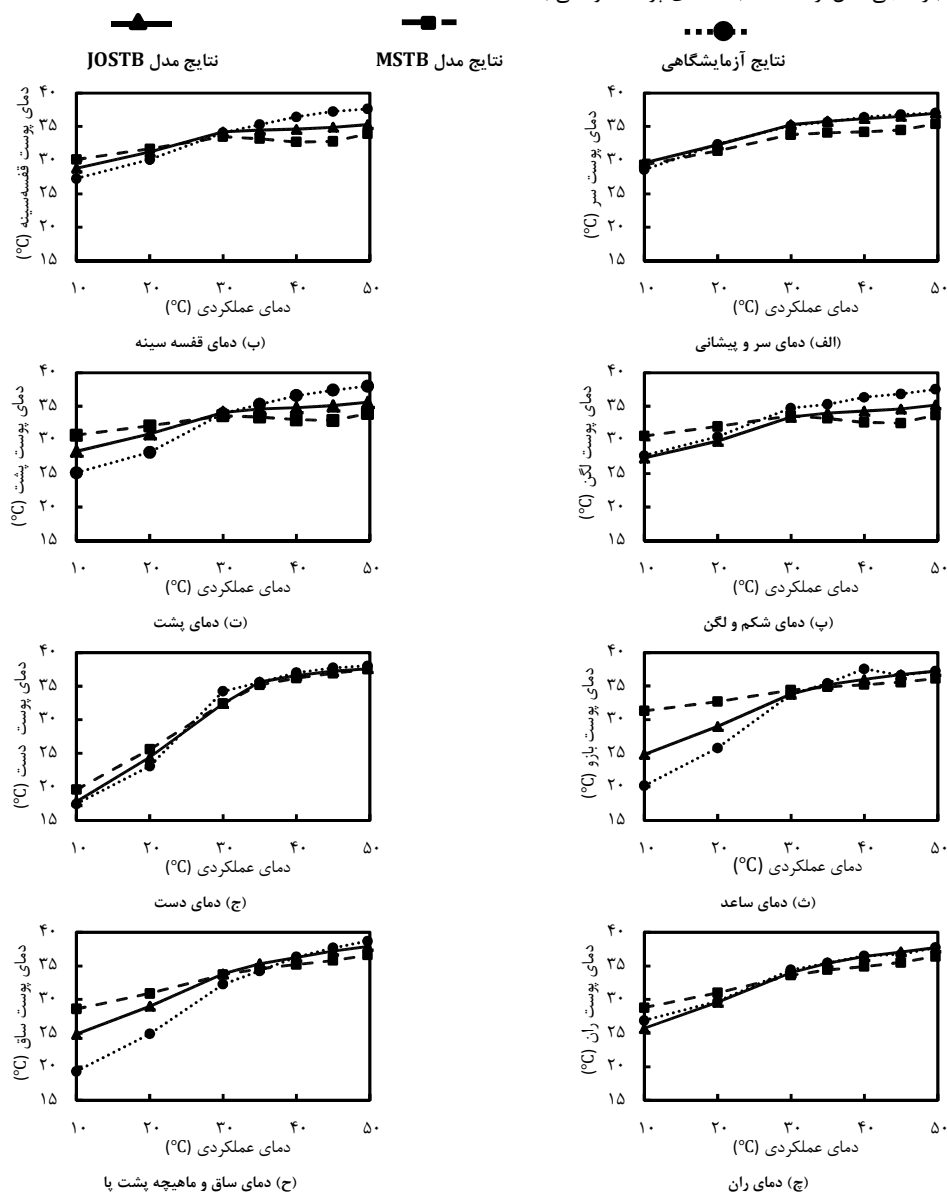
نتایج آزمایشگاهی ورنر و رینتز [۲۴] مقایسه شده است. در این آزمایش رطوبت نسبی برابر 40 ± 5 درصد و افراد با پوشش لباس زیر در معرض هفت دمای مختلف (۱۰، ۲۰، ۳۰، ۳۵، ۴۰، ۴۵، ۵۰ درجه سلسیوس) به مدت ۱۲۰ دقیقه قرار داشته و در نهایت دمای بخش‌های مختلف در حالت پایا گزارش شد. شکل ۴ نتایج حاصل از مدل جدید و دقت قابل قبول آن در ارزیابی دمای بخش‌های سر، سینه، پشت، لگن، ساعد، دست، ران، ساق، پا و کل بدن در شرایط محیطی متفاوت از سرد تا گرم را نشان می‌دهد.

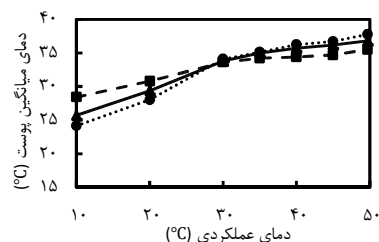
۱/۷۸۲	-	-	قفه‌سینه
۱/۶۴۰	-	-	پشت
۲/۲۴۷	-	-	لگن
۱/۵۰۱	۰/۵۸۶	۰/۵۳۷	شانه
۰/۹۸۲	۰/۳۸۳	۰/۳۵۱	ساعد
۲/۱۸۳	۱/۵۳۴	۰/۷۶۲	دست
۲/۴۶۸	۰/۸۱۰	۰/۸۲۶	ران
۱/۳۲۶	۰/۴۳۵	۰/۴۴۴	ساق
۳/۳۷۰	۱/۸۱۶	۰/۹۹۲	پا

۶- اعتبار سنجی

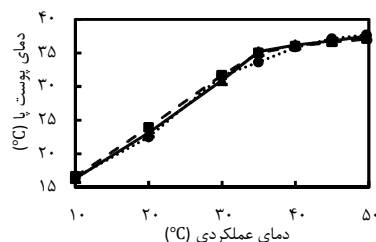
۶-۱- دمای بخش‌های مختلف

برای اعتبارسنجی مدل ارائه شده، ابتدا دمای پوست موضعی با



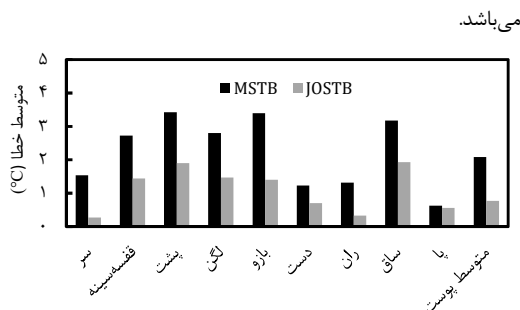


(د) دمای میانگین پوست

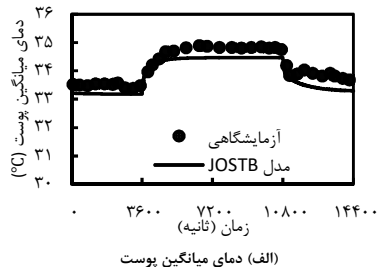


(خ) دمای پا

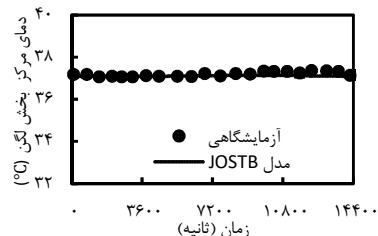
شکل ۴- اعتبارسنجی دمای بخش‌های مختلف بدن با نتایج آزمایشگاهی



شکل ۵- متوسط خطای مدل JOSTB و MSTB

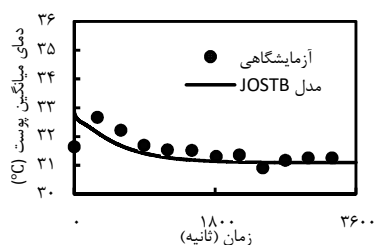


(الف) دمای میانگین پوست



(ب) دمای مرکز بدن

شکل ۶- اعتبارسنجی دمای مرکز و میانگین پوست بدن با نتایج آزمایشگاهی



شکل ۷- اعتبارسنجی دمای میانگین پوست بدن با نتایج آزمایشگاهی

همچنین در شکل ۵ خطای دو مدل JOSTB و MSTB برای بخش‌های مختلف و کل بدن آمده است. براساس نتایج به دست آمده، مدل حاضر در تمامی بخش‌ها عملکرد بهتری نسبت به مدل MSTB دارد. این بهبود عملکرد در حالی است که مدل جدید بدون افزودن معادلات و پیچیدگی دقت را افزایش داده است.

۲-۶- دمای میانگین پوست

۱- آزمایش

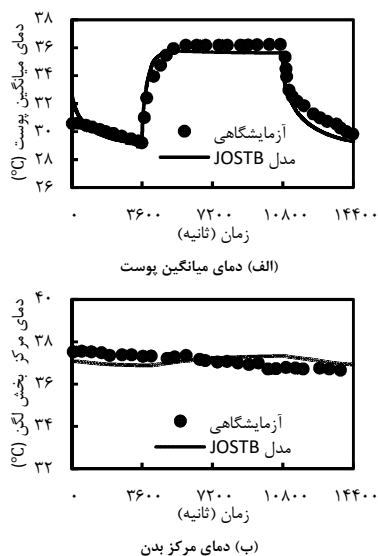
در مرحله دوم اعتبارسنجی، توانایی مدل جدید در سنجش دمای میانگین پوست و مرکز بدن در حالت گذرا مورد ارزیابی قرار گرفته است. در گام نخست مدل جدید با تحقیقات استالویچک و هاردی [۲۵] اعتبارسنجی شده است. در این تحقیق دمای میانگین پوست و مرکز بدن مردان جوان در سه شرایط مختلف در محیط آزمایشگاهی با رطوبت نسبی ۴۰٪ و سرعت هوا $0.1 \frac{m}{s}$ اندازه‌گیری شد. افراد به ترتیب به مدت ۶۰، ۱۲۰ و ۶۰ دقیقه در دمای $27/8^{\circ}C$ ، $33/3^{\circ}C$ و $28/0^{\circ}C$ قرار گرفتند. نتایج حاصل از مدل توسعه یافته جدید با دمای حاصل از آزمایشات مقایسه و مطابق شکل ۶ به دست آمد. نتایج نشان می‌دهد دمای مرکز و پوست هم با دقت مطلوبی توسط مدل جدید پیش‌بینی می‌شود. براساس نتایج به دست آمده، متوسط خطا برای پیش‌بینی دمای میانگین پوست و مرکز به ترتیب برابر $0.3^{\circ}C$ و $0.1^{\circ}C$ درجه سلسیوس است.

۲- آزمایش

در دومین مورد از نتایج سالتین و هرمانسن [۲۶] استفاده شده است. در این آزمایش، شرایط دمایی افراد با فعالیت بدنی شدید برابر با نرخ متابولیک $4/14 \text{ met}$ به مدت ۱ ساعت در محیطی با دمای $20/5^{\circ}C$ و رطوبت نسبی ۵۵٪ ارزیابی شد. شکل ۷ دمای پوست پیش‌بینی‌شده مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد. متوسط خطای $0.3^{\circ}C$ ، حاکی از آن است که مدل جدید تحت فعالیت شدید بدنی و در نرخ متابولیک بالا و فعالیت‌های شدید بدنی نیز دقت قابل قبولی دارد.

۳- آزمایش

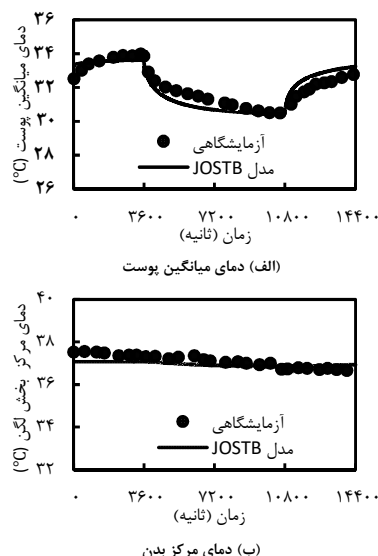
در گام سوم از آزمایش استالویچک و هاردی [۲۷] استفاده شده که افراد با متابولیک 1 met به ترتیب به مدت ۶۰، ۱۲۰ و ۶۰ دقیقه در معرض شرایط محیطی $29/0^{\circ}C$ ، $22/0^{\circ}C$ و $29/0^{\circ}C$ قرار گرفتند. در طول آزمایش، سرعت هوا کمتر از $0.1 \frac{m}{s}$ ، رطوبت نسبی ۴۰٪ بود. شکل ۸ مقایسه دمای پیش‌بینی شده مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد، که متوسط خطای به دست آمده برای پیش‌بینی دمای متوسط پوست و مرکز، به ترتیب برابر با $0.4^{\circ}C$ و $0.2^{\circ}C$ درجه سلسیوس



شکل ۱۰- اعتبارسنجی دمای مرکز و میانگین پوست بدن با نتایج آزمایشگاهی

۷- جمع بندی و نتیجه گیری

آشکار شدن نقش حسگرهای حرارتی در تعیین احساس و آسایش حرارتی افراد، باعث توسعه مدل‌های تنظیم حرارت مبتنی بر حسگرهای پوستی شده است. مدل‌های ITB، STB و MSTB از جمله این مدل‌ها هستند. تفاوت شرایط دمایی و حرارتی بین اندام‌های مختلف بدن که ناشی از غیریکنواختی پوشش، تفاوت عوامل فیزیولوژیکی بین بخش‌های مختلف بدن و شرایط محیطی غیریکنواخت و نامتقارن می‌باشد، باعث معرفی مدل بخشی MSTB شده است. یکی از محدودیت‌های مدل MSTB، پیش‌بینی دمای بخش‌هایی مانند دست و پا با خطای زیاد می‌باشد. زیرا در این مدل خون به صورت یک نقطه مدلسازی شده که با همه بخش‌های بدن با دمای یکسان تبادل گرما دارد. حال آنکه سیستم گردش خون در بدن به صورتی است که دمای خون در در بخش‌های مختلف بدن با یکدیگر تفاوت دارد. این فرض ساده کننده در مورد مدلسازی خون در مدل MSTB، باعث خطای زیاد در تخمین دمای بخش‌های مختلف بدن به ویژه در شرایط بحرانی (سرما یا گرما) شده است. از آنجایی که سیستم گردش خون نقش تاثیرگذاری در فرآیند تنظیم حرارت بدن و کنترل اتلافات حرارتی از سطح پوست به محیط بیرون دارد، لذا اصلاح مدلسازی خون می‌تواند باعث بهبود عملکرد مدل‌های تنظیم حرارتی بدن شود. به همین علت هدف تحقیق حاضر توسعه مدل MSTB با اصلاح سیستم گردش خون و ارائه مدل جدیدی به نام JOSTB می‌باشد. در مدل جدید بدن به ۱۷ بخش (سر، گردن، قفسه سینه، پشت، لگن، شانه‌ها، ساعد‌ها، دست‌ها، ران‌ها، ساق‌ها و پاها) و ۲ لایه اصلی مرکز و پوست (تقسیم لایه اصلی پوست به دو زیر لایه زیرپوست و رویپوست) تقسیم شده است. طراحی سیستم گردش خون در بدن و فرآیندهای انتقال جرم و حرارت با مدلسازی عروق سرخرگ و سیاهرگ برای هر بخش صورت پذیرفته است. در نهایت با کمک معادلات تعادل ارائه شده برای تمامی نقاط و همچنین معادلات پنس موضعی‌سازی شده برای ۱۷ بخش، توزیع دمای بافت بدن به دست آمده است. برای



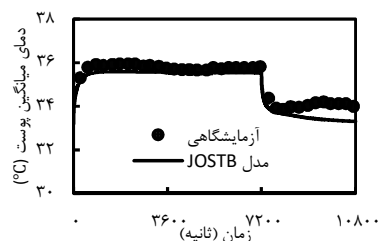
شکل ۸- اعتبارسنجی دمای مرکز و میانگین پوست بدن با نتایج آزمایشگاهی

۴-آزمایش

در چهارمین مورد از نتایج استالویچک و هاردی [۲۷] استفاده شده که افراد با نرخ متابولیک ۱ met به ترتیب به مدت ۱۲۰ و ۶۰ دقیقه در معرض محیط با دما و رطوبت نسبی $28/5^{\circ}\text{C}$ و $28/1^{\circ}\text{C}$ ، 33% قرار دارند. شکل ۹ مقایسه دمای پیش‌بینی شده مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد، که متوسط خطا برابر با $0/3^{\circ}\text{C}$ است.

۵-آزمایش

در پنجمین مورد، از نتایج آزمایش استالویچک و هاردی [۲۷] استفاده شده که افراد به مدت ۶۰، ۱۲۰ و ۶۰ دقیقه در شرایط محیطی $18/0^{\circ}\text{C}$ ، $42/0^{\circ}\text{C}$ و $18/0^{\circ}\text{C}$ قرار دارند. در طول آزمایش رطوبت نسبی 40% و نرخ متابولیک برابر با ۱ met فرض شده‌اند. شکل ۱۰ مقایسه دمای پیش‌بینی شده از مدل جدید با نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد. متوسط خطای به دست آمده در این حالت برای پیش‌بینی دمای متوسط پوست و مرکز، به ترتیب برابر با $0/5$ و $0/3$ درجه سلسیوس می‌باشد.



شکل ۹- اعتبارسنجی دمای میانگین پوست بدن با نتایج آزمایشگاهی

اعتبارسنجی مدل جدید، در نهایت دمای مرکز و پوست بدن با مدل MSTB و نتایج آزمایشگاهی مختلف مقایسه شد. نتایج نشان می‌دهد مدل جدید دمای بخش‌های مختلف بدن را با دقت بسیار بهتری نسبت به مدل MSTB پیش‌بینی می‌کند. این در حالی است که تعداد نقاط و معادلات تعادلی اصلی تغییر قابل توجهی نداشته و بدون افزودن پیچیدگی، مدل جدید کاربردی‌تر و دقیق‌تر خواهد بود. مقایسه مدل جدید با تعدادی از نتایج آزمایشگاهی نشان می‌دهد، بیشینه خطا برای تخمین دمای میانگین پوست و مرکز بدن به ترتیب ۰/۵ و ۰/۳ درجه سلسیوس است. تنوع شرایط انتخاب شده برای اعتبارسنجی شامل شرایط سرما و گرمای شدید، فعالیت شدید بدنی و شرایط محیطی متغیر و پله‌ای بوده است. در مجموع، نتایج حاصل حاکی از توانایی و دقت قابل قبول مدل در پیش‌بینی دمای بدن است.

۸- مراجع

- [1] Gagge A. P., Fobelets A. P., and Berglund L. G., "A standard predictive index of human response to the thermal environment," *ASHRAE Transactions*, vol. 92, no. 2B, pp. 709-731, 1986.
- [2] Tanabe S., Kobayashi K., Nakano J., Ozeki Y., and Konishi M., "Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD)," *Energy and Buildings*, vol. 34, no. 6, pp. 637-646, 2002.
- [3] Davoodi F., Hasanzadeh H., Zolfaghari S. A., and Maerefat M., "Developing a new individualized 3-node model for evaluating the effects of personal factors on thermal sensation," *Journal of Thermal Biology*, 2017.
- [4] Zolfaghari S. A. and Maerefat M., "A new simplified model for evaluating non-uniform thermal sensation caused by wearing clothing," *Building and Environment*, vol. 45, no. 3, pp. 776-783, 2010.
- [5] داودی ف، حسن‌زاده ح، ذوالفقاری س.ع. و معرفت م، توسعه یک مدل سه نقطه ای برای پیش بینی تأثیر خصوصیات فردی بر احساس حرارتی و تنظیم حرارتی بدن انسان. مهندسی مکانیک مدرس، د. ۱۶، ش. ۸، ص ۱۴۹-۱۵۸، ۱۳۹۵.
- [6] Kobayashi Y. and Tanabe S., "Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system," *Building and Environment*, vol. 66, pp. 1-10, 2013.
- [7] ذوالفقاری س.ع. بهبود مدل‌های استاندارد آسایش حرارتی با بکارگیری تحلیل فرکانسی پاسخ حرارتی بدن انسان. پایان‌نامه دکتری، دانشگاه تربیت مدرس تهران، ۱۳۸۹.
- [8] Ring J.W. and De dear R., "Temperature Transients: A Model for Heat Diffusion through the Skin, Thermoreceptor Response and Thermal Sensation," *Indoor Air*, vol. 1, no 4, pp. 448-456, 1991.
- [9] Zolfaghari S. A. and 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. 2068-2076, 2010.
- [10] بیجاری ح. و ذوالفقاری س.ع. ارتقای ساختار مدل آسایش حرارتی مبتنی بر پاسخ حسگرهای حرارتی پوست با استفاده از معادله انتقال حرارت غیرفوری‌های. مهندسی مکانیک مدرس، د. ۱۷، ش. ۱۱، ص ۷۶-۷۰، ۱۳۹۶.
- [11] Davoodi F., Hassanzadeh H., Zolfaghari S. A., Havenith G., and 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.
- [12] افضلیان م. و ذوالفقاری س.ع. تأثیراندامایی درپچه‌های ورود هوا بر عملکرد سیستم تهویه جابه‌جایی بر اساس شرایط آسایش گرمایی، کیفیت هوای داخل و مصرف انرژی در یک مکان پرجمعیت. مجله مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز، د. ۴۹، ش. ۱، ص ۲۱-۳۰، ۱۳۹۸.
- [13] Moallemi Khiavi N., Maerefat M., and Zolfaghari S. A., "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.
- [14] معلمی خیایو ن، معرفت م. و ذوالفقاری س.ع. معرفی یک مدل آسایش حرارتی جدید برای ارزیابی احساس حرارتی موضعی و کلی در محیط‌های غیریکنواخت. مهندسی مکانیک مدرس، د. ۱۷، ش. ۸، ص ۴۴۴-۴۵۰، ۱۳۹۶.
- [15] Stolwijk J. A., "A mathematical model of physiological temperature regulation in man," in "NASA contractor report, NASA CR-1855," National Aeronautics and Space Administration, Washington D.C., 1971.
- [16] Huizenga C., Hui Z., and Arens E., "A model of human physiology and comfort for assessing complex thermal environments," *Building and Environment*, vol. 36, no. 6, pp. 691-699, 2001.
- [17] Takahashi Y., Nomoto A., Yoda Sh., Hisayama R., Ogata M., Ozeki Y., Tanabe S., "Thermoregulation model JOS-3 with new open source code," *Energy and Buildings*, vol. 231, p. 110575, 2021.
- [18] Karaki W., Ghaddar N., Ghali K., Kuklane K., Holmér I., and Vanggaard L., "Human thermal response with improved AVA modeling of the digits," *International Journal of Thermal Sciences*, vol. 67, pp. 41-52, 2013.
- [19] Al-Othmani M., Ghaddar N., and Ghali K. A., "A multi-segmented human bioheat model for transient and asymmetric radiative environments," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 51, no. 23-24, pp. 5522-5533, 2008.
- [20] Rida M., Karaki W., Ghaddar N., Ghali K., and Hoballah J., "A new mathematical model to simulate AVA cold-induced vasodilation reaction to local cooling," *International Journal of Biometeorology*, vol. 58, no. 9, pp. 1905-18, 2014.
- [21] Salloum M., Ghaddar N., and Ghali K. A., "A new transient bioheat model of the human body and its integration to clothing models," *International Journal of Thermal Sciences*, vol. 46, no. 4, pp. 371-384, 2007.
- [22] Tanabe S., Nakano J. and Kobayashi K., "Development of 65-node thermoregulation-model for evaluation of thermal environments," *Journal of Architecture and Planning*, vol. 6, pp. 9-16, 2001.
- [23] Fiala, D., Lomas, K.J., Stohrer, M., Computer predictions of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environment conditions, *International Journal of Biometeorology*, vol. 45, no. 3, pp. 143-159, 2001.
- [24] Werner J. and Reents T., A contribution to the topography of temperature regulation in man, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 45, no. 1, pp. 87-94, 1980.
- [25] Stolwijk J. A. and Hardy J., Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients, *Journal of Applied Physiology*, vol. 21 no. 3, pp. 967-77, 1966.
- [26] Saltin B. and Hermansen L., Esophageal, rectal, and muscle temperature during exercise, *Journal of Applied Physiology*, vol. 21, no. 6, pp. 1757-1762, 1966.
- [27] Stolwijk J. A. and Hardy J. D., Partitional exposures calorimetric studies of man during exposures to thermal transients, *Journal of Applied Physiology*, vol. 21, pp. 1799-1806, 1966