

بررسی توزیع دما دست و پیش‌بینی یخ‌زدگی انگشتان با استفاده از مدل تنظیم دمای بدن و مدل زیست‌گرمایی مبتنی بر تصاویر پزشکی

دانشجوی مقطع دکتری، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران، raesi@birjand.ac.ir
دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران، h.hassanzadeh@birjand.ac.ir
استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران، zolfaghari@birjand.ac.ir
دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز، ایران،omidvar@sutech.ac.ir

محمد رئیسی
حسن حسن‌زاده*
سید علیرضا ذوالفقاری
امیر امیدوار

چکیده

دست به دلیل تفاوت ساختاری، عملکرد ویژه در خون‌رسانی و درصد حجمی متفاوت بافت‌های تشکیل دهنده آن، از شرایط ویژه‌ای در انتقال گرما برخوردار است. مدل‌های اولیه تنظیم دمای بدن اکثر صفر بعدی بوده و قادر به محاسبه تغییرات مکانی دما دست نمی‌باشند. در مدل‌سازی حاضر از تصاویر پزشکی، جهت ارائه یک مدل سه بعدی کامل مبتنی بر هندسه دقیق و آناتومی واقعی بافت دست استفاده شده است. نتایج نشان داده که مقادیر دمای کمینه، متوسط و بیشینه بر روی سطح پوست دست بسیار متفاوت می‌باشند، که بیانگر توزیع کاملاً غیر یکنواخت دمای روی دست است. افت دمای کمینه به کمتر از نقطه انجماد پوست در دو سرعت ۲/۷ و ۵/۵ متر بر ثانیه مشاهده گردیده که در سرعت ۵/۵ متر بر ثانیه در مدت زمان کمتری رخ داده است. نوک انگشتان از دمای کمتری نسبت به سایر نقاط دست برخوردار است، بطوریکه اختلاف دمای نوک انگشتان دست با دمای میانگین می‌تواند به حدود ۱۴ درجه سلسیوس نیز برسد که بر اهمیت توجه به این بخش بخصوص در شرایط حاد سرمایی و پیش‌بینی امکان یخ‌زدگی در انگشتان تاکید دارد.

واژه‌های کلیدی: توزیع دمای دست، مدل زیست-گرمایی، مدل تنظیم دمای بدن، یخ‌زدگی دست، آناتومی واقعی، تصاویر پزشکی.

Investigation of hand temperature distribution and prediction of finger frostbite using body thermoregulation model and bio-heat model based on medical images.

M. Raesi
H. Hassanzadeh
S. A. R. Zolfaghari
A. Omidvar

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

Abstract

The hand has special conditions in heat transfer due to its structural difference, special performance in blood supply and different percentage of its constituent tissues. Most thermoregulation models are zero-dimensional and do not provide a spatial temperature distribution for the hand. In the current modeling, medical images are used to provide a complete 3D model based on real anatomy and also the real tissue structure in each part. The minimum, maximum, and average hand skin surface temperatures are very different, indicating a hand's non-uniform temperature distribution. The minimum temperature drops below the freezing point of the skin was observed at two speeds of 2.7 and 5.5 m/s, which occurred in a shorter time at the speed of 5.5 m/s. The fingertips have a lower temperature than other parts of the hand, so that the difference in temperature between the fingertips and the average temperature can reach about 14 degrees Celsius, which emphasizes the importance of paying attention to this part, especially in acute cold conditions and predicting the possibility of frostbite in the fingers.

Keywords: Hand temperature distribution, Bio-heat model, Thermoregulation model, Hand frostbite, Realistic anatomy, medical images.

نسبت سطح به حجم دست و پا در حدود ۵ برابر بیشتر از سایر اندام‌های بدن هستند، پتانسیل دست و پا در دفع گرما از بدن در مقایسه با دیگر بخش‌های بدن بسیار بیشتر است [۲].

علاوه بر این می‌توان به بدون پوشش بودن دست و پا در بیشتر اوقات، وجود هم‌پیوندی سرخرگی-سیاهرگی^۱ و به تبع آن سازوکار خون‌رسانی متفاوت، و نهایتاً مطابق جدول (۱) آهنگ سوخت و ساز پایه کمتر از سایر بخش‌های بدن اشاره کرد [۳]. مجموعه این عوامل نشان می‌دهند که دست و پا در مقایسه با دیگر اعضای بدن شدت مستعد یخ‌زدگی هستند.

۱- مقدمه

محیط‌های سرد، همواره تهدید قابل توجهی برای سلامت انسان بشمار می‌آیند، به‌طوری‌که همه ساله صدها نفر به دلیل یخ‌زدگی دچار آسیب بافتی می‌شوند. یخ‌زدگی را می‌توان به عنوان آسیب ناشی از انجماد و بافت مردگی ناشی از قرارگیری اندام‌های بدن در شرایط حاد سرمایی، دانست. از آنجائیکه پوست اولین مانع در برابر نفوذ سرما به بدن است، یخ‌زدگی زمانی واقع می‌شود که دمای بافت فاقد پوشش، بدلیل قرارگیری طولانی مدت در محیط‌های سرد، تا دمای ۲۳ درجه فارنهایت کاهش یابد [۱]. در این میان، دست و پا به‌عنوان اندام‌های جانبی بیشتر می‌توانند در معرض یخ‌زدگی قرار گیرند. از آنجائیکه

¹ arterio-venous anastomoses (AVA)

جدول ۱- آهنگ سوخت و ساز پایه مرکز و پوست در اعضای مختلف

بدن [۳]	
آهنگ سوخت و ساز پایه مرکز بدن (وات)	آهنگ سوخت و ساز پایه پوست (وات)
سر	۱۸/۴۳
سینه	۵/۹۵
لگن	۴۶/۸۹
بالای بازو	۱/۰۶
ساعد	۰/۵۹
دست	۰/۰۹
ران	۱/۷
ساق	۰/۷۵
پا	۰/۱۴

در میان اندام‌های مختلف بدن، دست‌ها بدلیل ویژگی ساختاری و زیستی متفاوت، از شرایط منحصر بفردی برخوردار می‌باشند. ۴۴٪ وزن تقریبی کل بدن را بافت ماهیچه‌ای تشکیل می‌دهند، از این رو هنگام قرارگیری بدن در محیط‌های سرد، این بافت‌ها نقش بسزایی در تولید گرما از طریق سازوکار تطبیقی همچون لرزش بر عهده دارند. این نسبت در دست‌ها حدود ۱۱٪ است [۴] و از این رو سهم تولید گرما در پاسخ بدن به سرما، نسبت به سایر اعضای بدن کمتر است. در این میان در شرایط خنثی، گردش خون در دست‌ها در حدود ۳ الی ۴ برابر گردش خون در پاها می‌باشد [۵]. این در حالی است که بدن قادر است تا در هنگام مواجهه با محیط سرد، مقدار گردش خون در دست‌ها را به حداقل مقدار ۰/۱۵ میلی‌لیتر به ۱۰۰ میلی‌لیتر بافت برساند [۵]. از این رو ارایه مدلی زیست گرمایی دقیق از دست با چالش‌های مختلفی مواجه است.

با توجه به کاستی‌های دانش ما از ساختار فیزیکی و زیستی دست‌ها، ارزیابی دقیق شرایط دمایی این بخش در شرایط مختلف بخصوص در محیط‌های با تنش دمایی بالا (مانند محیط‌های بسیار سرد) همواره با چالش‌های بسیاری همراه باشد. از دیرباز روش آزمایشگاهی یکی از روش‌های معمول در مطالعه انتقال گرمای زیستی بدن بوده است که همواره با محدودیت‌هایی همراه می‌باشد. زیرا استفاده از این روش مستلزم ایجاد فضای کنترل شده، تهیه ابزار دقیق داده‌برداری، حضور داوطلب و تکرار مناسب آزمایش می‌باشد که علاوه بر صرف وقت و هزینه بالا، فرد بواسطه قرارگیری در شرایط بحرانی و اعمال تنش‌های دمایی به بخش‌های مختلف بدن می‌تواند دچار مشکلاتی از قبیل درد، سوزش و یا بافت مردگی شود. از این رو مدل سازی ریاضی تنظیم دما بدن^۱ روشی موثر و ارزشمند در ارزیابی پاسخ گرمایی و عملکرد سیستم تنظیم دمای بدن می‌باشد. این مدل‌ها معمولاً دارای دو رویکرد فشرده^۲ و توزیعی^۳ می‌باشند. از جمله مدل‌های با رویکرد فشرده مدل ساده و دولایه گگی [۶] و مدل‌های چندبخشی و چند لایه‌ای استولویچک [۷]، فیالا [۸]، تانابه [۹]، [۱۰]، یانگ [۱۱]، سالوم [۱۲]، ژائو [۱۳] و لای [۱۴] می‌باشند. این مدل‌ها با در نظر

گرفتن بخش‌ها و لایه‌بندی مختلف بدن به صورت یک گره، قادر به پیش‌بینی پاسخ گرمایی دقیق بدن نیستند. در مدل‌های با رویکرد توزیعی، بدن به لایه‌های مختلف تقسیم و هر لایه با خواص معین، دارای توزیع مکانی دما هستند. در این مدل‌ها، از معادلات زیست-گرمایی^۴ پنس [۱۵]، برای محاسبه توزیع دما در بافت استفاده می‌شود. از دیگر مدل‌های زیست-گرمایی مهم می‌توان به مدل STB ذوالفقاری و معرفت [۱۶]، معلمی و همکاران [۱۷] و افضلیان و ذوالفقاری [۱۸] اشاره کرد.

در اکثر مدل‌های چند بخشی و تنظیم دمای بدن، دست‌ها و انگشتان به‌عنوان یک استوانه همگن و یا در مدل‌های پیشرفته‌تر بصورت یک استوانه چند لایه، بدون توجه به ویژگی‌های گرمایی استخوان و سایر بافت‌های دست و انتقال گرمای همرفتی خون در آن، مدل شده است. این رویکرد ساده منجر به درک ناقص ما از ویژگی‌های انتقال گرمای دست و نقش مهم آن در تنظیم دمای بدن شده است، چرا که اختلاف دمای قابل ملاحظه‌ای بین انگشتان و کف دست یا بین نوک انگشتان و ریشه‌ها وجود دارد. در چند دهه اخیر این موضوع مورد توجه برخی از محققان قرار گرفته و مطالعاتی چند بر روی توزیع دمایی دست و بخصوص انگشتان صورت گرفته است. شیتزر و همکاران با ارائه یک مدل یک بعدی و در نظر گرفتن انگشت به صورت یک استوانه، به بررسی تاثیر دو پارامتر هندسی طول و قطر استوانه با پوشش در شرایط تنش سرمایی پرداختند. در ادامه تحقیق قبلی، شیتزر و همکاران [۱۹] با ارائه مدلی دو بعدی از انگشت بصورت استوانه‌ای متشکل از چهار لایه مرکز، ماهیچه، بافت چربی و پوست به بررسی حالت بصورت با پوشش و بدون پوشش پرداخته است. لی و همکاران [۲۰] با ارائه دو مدل توده‌ای و دو بعدی از انگشت دست به مطالعه تغییرات دمایی در هنگام انسداد شریان و خون‌رسانی مجدد پرداختند. در این مدل، هریک از این لایه‌ها دارای ضخامت ثابت با خواص گرمایی- فیزیکی همسانگرد و مستقل از دما فرض شده‌اند. ماندا و همکاران [۲۱] فرآیند سرمادگی در انگشت را مورد مطالعه قرار داده است، در این مدل‌سازی انگشت به صورت دو استوانه هم مرکز و نوک انگشت بصورت یک کره در نظر گرفته شده است. در این مدل فرض شده است که انگشت دارای بخش مرکزی استخوان بوده که توسط پوست احاطه شده است. فلاحی و همکاران [۲۲] نیز انگشت را بصورت دو استوانه هم مرکز شامل استخوان و بافت نرم به‌همراه یک نیم‌کره در قسمت انتهایی آن بعنوان نوک انگشت در نظر گرفته که در آن آهنگ گردش خون ثابت فرض شده است. یانگ و همکاران [۲۳] در شرایط شدید سرمایی یک مدل عددی ۷ بخشی از دست انسان برای پیش‌بینی دمای پوست دست از جمله انگشتان، کف و پشت دست ارائه کردند. در این مدل صفر بعدی فقط یک دما بعنوان نماینده دمای انگشتان، کف و پشت دست گزارش می‌شود که قادر نیست توزیع دما در دست و انگشتان را بیان کند. مدل‌سازی دست بدون در نظر گرفتن تفاوت‌های ساختاری و زیستی در انگشتان دست و کف دست و پشت آن باعث می‌شود تا دمای محاسبه شده برای پوست تفاوت قابل ملاحظه‌ای با مقادیر واقعی داشته باشد [۲۴].

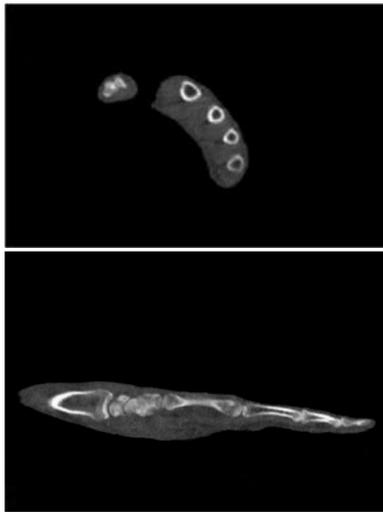
¹ Thermoregulation models

² Lumped

³ Distributed

⁴ Bioheat equations

بعدی با آناتومی کاملاً واقعی ارائه نمایند [۲۶-۲۹]. در این میان تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۲ یکی از بهترین و دقیق‌ترین روش‌های تصویربرداری در علم پزشکی است. در این روش از امواج بی‌خطر رادیویی و مغناطیسی و بدون نیاز به تابش اشعه X، تصاویری با وضوح بالا از بافت‌های مختلف بدن تهیه می‌شود. در مطالعه حاضر از تصاویر بدست آمده توسط عکس‌برداری پزشکی، جهت ارائه یک مدل کامل مبتنی بر هندسه واقعی و متشکل از تمامی بخش‌های دست از قبیل انگشتان، کف و پشت دست، ساعد با توجه به ساختار بافت در هر بخش استفاده می‌شود. در تصویربرداری تشدید مغناطیسی از یک بخش بدن، تصاویر متعددی در برش‌های مختلف از آن بخش تهیه می‌گردد. تصاویر پزشکی بکار رفته در تحقیق حاضر متشکل از ۱۱۱۳ برش با ابعاد پیکسلی ۰/۹۷ میلی‌متر در هر برش می‌باشد.



شکل ۱- تصاویر عکس‌برداری تشدید مغناطیسی دست

در شکل ۱ نمونه‌ی یک برش از تصاویر پزشکی بکار گرفته شده از دست انسان در دو نمای محوری^۳ و جانبی^۴، نشان داده شده است. در این تصاویر می‌توان بافت‌های استخوان روشن (سفید رنگ) و سایر بافت‌ها را نیز به رنگ تیره (خاکستری رنگ) مشاهده نمود.

۲-۱- هندسه مدل

جهت مدل‌سازی، در ابتدا با استفاده از نرم‌افزار پردازش تصاویر پزشکی Mimics 21.0، اقدام به تعیین و جداسازی بخش‌های استخوان و بافت نرم (ماهیچه، چربی و پوست) نموده تا مدل سه بعدی اولیه دست بدست آید. هنگام جداسازی بافت‌ها و بخش‌های مورد نیاز در نرم‌افزار پردازش تصویر، امکان وقوع خطا بدلیل سطوح ناصاف و حفره در مدل سه بعدی وجود دارد که برای اصلاح از نرم‌افزار 3-matic حفره در مدل سه بعدی وجود دارد که برای اصلاح از نرم‌افزار 3-matic 13.0 استفاده شده است، سپس بافت نرم براساس داده‌های جدول ۲، لایه‌بندی شده است [۳۰].

کاستی‌ها این مدل‌ها باعث شد که ژانگ و همکاران [۲۵] با اتکا به تصاویر پزشکی به مدل‌سازی سه بعدی دست با اندازه و آناتومی واقعی همراه با جزئیات فیزیولوژیکی اجزاء، شامل انگشتان، ساعد، کف و پشت دست بپردازد. مدل ارائه شده در تحقیق ژانگ از بخش درونی استخوان و بخش بیرونی بافت نرم شامل بافت ماهیچه، چربی و پوست تشکیل شده است. در این مدل، انتقال گرمای ناشی از سوخت و ساز بدن، خون‌رسانی و انتقال گرمای ناشی از رسانش میان لایه‌ها در هر بخش در نظر گرفته شده است که خواص ترموفیزیکی و فیزیولوژیکی بخش بافت نرم با میانگین گیری وزنی - حجمی^۱ از خواص هر بخش (ماهیچه، چربی و پوست) محاسبه شده است. با این وجود، در مطالعات انجام شده حتی در مدل ژانگ و همکاران، دست به‌صورت کامل همراه با انگشتان شبیه‌سازی نشده است، در این مدل با وجود نزدیکی آناتومی دست به واقعیت با اتکا به تصاویر پزشکی، اما کماکان به تفاوت ضخامت لایه بافت‌های تشکیل دهنده در نقاط مختلف دست به‌ویژه کف و پشت دست توجه کافی نشده است. علاوه بر این خواص ترموفیزیکی و فیزیولوژیکی بافت نرم دست با میانگین‌گیری وزنی - حجمی از خواص هر بخش (ماهیچه، چربی و پوست)، محاسبه شده است که دقیق نمی‌باشد. از این رو هدف از پژوهش حاضر، ارائه یک مدل زیست-گرمایی از دست است که در آن به ویژگی‌های منحصر بفرد آن شامل تفاوت ظاهری و ساختاری، تغییر شار خون بدلیل وجود هم‌پیوندی سرخرگی و سیاهرگی، درصد حجمی متفاوت بافت و همچنین عدم یکنواختی ضخامت لایه‌های بافتی در سمت کف و پشت دست مدنظر قرار گرفته است. در ادامه با استفاده از یک مدل زیست-گرمایی به بررسی توزیع دمایی در بخش‌های مختلف دست از جمله کف و پشت دست و همچنین انگشتان، بعنوان یک بخش بحرانی با توجه به ساختار ظاهری و زیستی منحصر بفرد، و مقایسه دمای سطح پوست دست توسط مدل تنظیم دمای بدن چند-بخشی و مدل زیست-گرمایی سه بعدی پرداخته می‌شود.

قرارگرفتن در معرض محیط‌های سرد در مشاغلی مانند دریانوردی، ارتش، کار معدن و ساختمان، کشتارگاه‌ها، سردخانه‌ها و همچنین ورزشکاران و تماشاگران ورزش‌های زمستانی وجود دارد. با حضور طولانی مدت در این شرایط، میزان شارش خون در اندام‌های انتهایی بدن کاهش یافته که در نتیجه باعث کاهش دمای پوست به دمایی کمتر از نقطه انجماد پوست و بروز یخ‌زدگی می‌گردد. از طرفی دست‌ها از جمله پرکاربردترین اندام‌ها در انجام فعالیت‌های روزانه بوده که کاهش دمای این بخش، میزان خطاهای فردی را افزایش داده و از طرفی استفاده از پوشش‌های ضخیم در محیط‌های بسیار سرد نیز عملکرد دست را کاهش می‌دهد. از این‌رو ضروری بوده تا شرایط دمایی دست در حالت بحرانی بخصوص در محیط‌های بسیار سرد مطالعه شده و امکان وقوع یخ‌زدگی در انگشتان مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۲- روش تحقیق

محققان همواره سعی داشته‌اند تا در راستای ارتقاء مدل‌های پیشین و استفاده از روش‌های تصویربرداری پیشرفته، مدل‌های سه

² Magnetic resonance imaging (MRI)

³ Axial

⁴ Coronal

¹ Volume-Weighted average

جدول ۲- مقدار حجمی بافت‌های دست [۳۰]

بافت	استخوان	ماهیچه	چربی	پوست
حجم (cm ³)	۲۰۰	۲۷۰	۲۵۰	۱۸۰

در نهایت مطابق شکل ۲، مدل سه بعدی دست با هندسه واقعی جهت تحلیل در نرم‌افزار COMSOL 6.2 استخراج شده است.



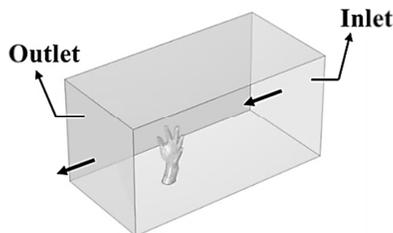
شکل ۲- مدل سه بعدی دست انسان با هندسه واقعی

در ادامه جهت تخصیص بافت مرتبط به هر لایه، تعیین خواص گرمایی و زیستی لایه‌ها به نرم‌افزار COMSOL 6.2 انتقال می‌یابد. مقادیر خواص زیست فیزیکی از قبیل چگالی، ظرفیت گرمایی، رسانایی گرمایی، آهنگ تراوش پایه خون و سوخت و ساز پایه مربوط به هر لایه در جدول ۳ آورده شده است.

جدول ۳- خواص زیست فیزیکی بافت‌های دست

	Q_b	ω_0	k	C_p	ρ
استخوان	۰/۰۴۵	۰/۰۹۱	۱/۱۶	۱۵۹۰	۱۳۰۰
ماهیچه	۰/۰۲۲	۰/۰۷۸	۰/۵	۳۷۷۰	۱۰۵۰
چربی	۰/۰۲۳	۰/۰۴۲	۰/۲۰	۲۵۰۰	۸۵۰
پوست	۰/۰۵۰	۰/۹۱۰	۰/۲۱	۳۷۷۰	۱۰۰۰

جهت شبیه‌سازی جریان عبوری از روی دست با سرعت و دمای مشخص (با توجه به شرایط محیطی) در مدل زیست-گرمایی نهایی، دست درون کانالی مطابق شکل ۳ به ابعاد ۵۰ × ۵۰ × ۱۰۰ سانتی‌متر قرار داده شده است. با توجه به قرارگیری پشت دست در معرض وزش جریان هوا در اکثر مواقع، جهت وزش مطابق شکل ۳ به سمت پشت دست می‌باشد.



شکل ۳- هندسه مدل دست در نرم افزار COMSOL 6.2

۲-۲- معادلات حاکم

دامنه حل در مطالعه حاضر متشکل از دو بخش، COMSOL 6.2 زیستی درون بافت‌های مختلف دست و میدان جریان هوای عبوری بر روی آن می‌باشد که در ادامه معادلات حاکم در هر بخش بیان می‌شود.

۲-۲-۱- معادلات حاکم بر انتقال گرمای زیستی

تاکنون مدل‌های مختلفی برای ارزیابی شرایط گرمایی بافت‌های زنده ارائه شده است، که در این میان مدل زیست گرمایی پنس، مدلی شناخته شده و بسیار پرکاربرد است. این مدل توسط رابطه (۱) بیان شده است:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + \rho_{bi} c_{bi} \omega (T_b - T) + q_{met} \quad (1)$$

در این رابطه ρ چگالی، c_p گرمای ویژه، k رسانایی گرمایی، ω آهنگ تراوش خون، T دمای بافت، T_b دمای خون، t (s) زمان و q_{met} آهنگ گرمای تولید شده توسط سوخت و ساز بدن می‌باشند. جمله سمت چپ رابطه (۱)، نشان دهنده آهنگ ذخیره انرژی گرمایی در بافت بر واحد حجم و جملات سمت راست به ترتیب نشان دهنده رسانش گرمایی در بافت به دلیل گرادیان دما، انتقال گرمای مبادله شده توسط خون و جمله آخر نشان دهنده گرمای تولید شده به دلیل سوخت و ساز بدن بر حجم واحد بافت است.

۲-۲-۲- معادلات مدل آسایش گرمایی ۶۵ نقطه‌ای تانابه

مدل آسایش گرمایی مورد استفاده در این تحقیق، روش تنظیم دمای ۶۵ نقطه‌ای تانابه است که در حقیقت توسعه یافته مدل استالویچ است. در این مدل ۶۵ بخشی، بدن به شانزده بخش تقسیم شده است که هر بخش خود دارای چهار لایه (مرکز، ماهیچه، چربی و پوست) و ۶۵ امین بخش این مدل، خون است که ارتباط دهنده بین اجزاء و لایه‌های مختلف بدن می‌باشد. گرمای بین بافت‌های مختلف از طریق رسانش مبادله می‌شود ولی تبادل گرمای بدن شخص با محیط اطراف به صورت همرفت، تابش، تبخیر و تنفس انجام می‌شود. معادلات موازنه گرمایی بین چهار لایه مرکز، ماهیچه، چربی، پوست و بخش خون به صورت زیر است:

$$\text{Core layer: } C(i, 1) \times (dT(i, 1)/dt) = Q(i, 1) - B(i, 1) - D(i, 1) - \text{RES}(i, 1) \quad (1)$$

$$\text{Muscle layer: } C(i, 2) \times (dT(i, 2)/dt) = Q(i, 2) - B(i, 2) - D(i, 2) + D(i, 1) \quad (2)$$

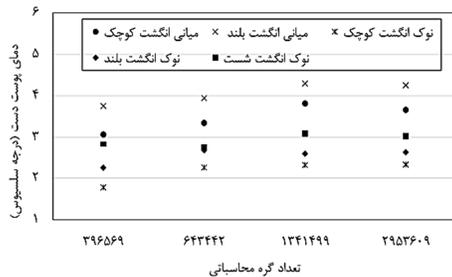
$$\text{Fat layer: } C(i, 3) \times (dT(i, 3)/dt) = Q(i, 3) - B(i, 3) - D(i, 3) + D(i, 2) \quad (3)$$

$$\text{Skin layer: } C(i, 4) \times (dT(i, 4)/dt) = Q(i, 4) - B(i, 4) + D(i, 3) - Q_t(i, 4) - E(i, 4) \quad (4)$$

$$\text{Central blood: } C(65) \times \left(\frac{dT(65)}{dt}\right) = \sum_{i=1}^{16} \sum_{j=1}^4 B(i, j) \quad (5)$$

معادلات (۱) تا (۵) بیان کننده نحوه تبادل گرما بین بخش‌ها و لایه‌های مختلف بدن و بخش خون می‌باشند. سایر روابط مدل ۶۵ نقطه‌ای از جمله آهنگ گرمای تولید شده، انتقال گرما از طریق گردش خون و یا سازکارهای همچون رسانش، تابش، همرفت، تبخیر و محسوس از سطح پوست، سیستم‌های کنترلی و تنظیم دمای مدل ۶۵ نقطه‌ای در [۳۱-۳۳] بیان شده است. علائم و کمیت‌های موجود در معادلات

پشت دست، بند میانی تمامی انگشتان و نوک انگشتان کوچک، میانی و شست می‌باشند. در شکل ۴ دمای پوست در پنج نقطه از دست نشان داده شده است.



شکل ۴- بررسی استقلال نتایج از شبکه محاسباتی

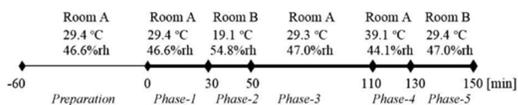
همان‌طور که مشاهده می‌شود، تفاوت دمای پوست دست در دو حل با گره‌های محاسباتی ۱۳۴۱۴۹۹ و ۲۹۵۳۶۰۹ با یکدیگر تفاوت چندانی ندارند که نشان دهنده عدم ضرورت بر انتخاب گره‌های محاسباتی بیشتر است و در نهایت از شبکه‌ای با تعداد ۱۳۴۱۴۹۹ گره محاسباتی به عنوان شبکه مناسب استفاده شده است.

۴- اعتبارسنجی

همان‌طور که اشاره شد در ابتدا از کد نوشته شده از مدل تنظیم دمای ۶۵ نقطه‌ای بدن در MATLAB R2015a، جهت استخراج مقادیر اولیه ورودی به نرم‌افزار 6.2 COMSOL استفاده شده است. این کمیت‌ها شامل دمای خون، دمای متوسط سطح پوست کل بدن، دمای سطح پوست دست و ... می‌باشند. اعتبارسنجی در پژوهش حاضر شامل دو بخش است. بخش اول اعتبارسنجی برنامه نوشته شده از مدل تنظیم دمای بدن در متلب و بخش دوم مدل زیست-گرمایی دست است که در ادامه مورد بحث قرار می‌گیرد.

۴-۱- اعتبارسنجی مدل تنظیم دمای ۶۵ نقطه‌ای بدن

جهت اعتبارسنجی کد نوشته شده در MATLAB R2015a، از نتایج عددی مونیر و همکاران [۳۹] استفاده شده است. در این پژوهش داوطلبین در معرض شرایط محیطی با تغییرات مرحله‌ای مطابق شکل ۵ قرار گرفته‌اند.



شکل ۵ - شرایط آزمایش انجام شده توسط مونیر و همکاران [۳۹]

در شکل ۶ دمای مرکز بدن، دمای متوسط سطح پوست کل بدن و دمای سطح پوست دست بدست آمده از حل عددی با نتایج آزمایشگاهی مونیر و همکاران [۳۹] مقایسه شده است.

مذکور در بخش علائم و نشانه‌ها واقع در انتهای مقاله معرفی شده‌اند.

۲-۳- معادلات حاکم بر جریان عبوری از روی دست

در مطالعه زیست گرمایی دست علاوه بر محاسبه توزیع دما در بافت توسط رابطه پنس، لازم است تاثیر جریان سیال اطراف دست و انتقال گرما در آن نیز مورد مطالعه قرار گیرد. جریان عبوری از روی دست بصورت ناپایا، آشفته و تراکم‌ناپذیر فرض شده و جریان آشفته توسط معادلات ناویر-استوکس به روش میانگین‌گیری رینولدز^۱ بصورت سه‌بعدی حل شده است. با توجه به عملکرد بهتر مدل آشفته SST در مقایسه با سایر مدل‌ها در حل مسائل همزمان انتقال گرمای تابشی و همرفت، از این مدل در پژوهش حاضر استفاده شده است [۳۴-۳۶]. معادلات حاکم شامل معادلات پیوستگی، مومنوم و بقای انرژی است که به ترتیب به صورت روابط (۴) تا (۶) بیان شده‌اند [۳۷]:

$$\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_i} = 0 \quad (4)$$

$$\rho \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial t} + \rho \frac{\partial \bar{u}_i \bar{u}_j}{\partial x_j} = \rho \bar{f}_i + \frac{\partial}{\partial x_i} \left[-\bar{p} \delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{u}_j}{\partial x_i} \right) - \rho \bar{u}_i \bar{u}_j \right] \quad (5)$$

$$\rho \frac{\partial T}{\partial t} + \rho \frac{\partial}{\partial x_i} (\bar{u}_i T) = \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\Gamma_T \left(\frac{\partial T}{\partial x_j} + \frac{\partial T}{\partial x_i} \right) - \rho \bar{u}_i T \right] \quad (6)$$

در معادلات بالا u نشان دهنده بردار سرعت، P فشار استاتیکی و μ لزجت سیال است و در معادله (۶) c_p نشان دهنده گرمایی ویژه، k رسانایی گرمایی، S جمله چشمه و T دمای سیال عبوری از روی دست است.

در مطالعه زیست گرمایی دست، انتقال گرما از طریق همرفت، تابش و تبخیر از طریق پوست با محیط اطراف صورت می‌گیرد. آهنگ انتقال گرمای تابشی از پوست به محیط اطراف توسط قانون استفان بولتزمن محاسبه می‌شود که مقدار گسیلمندی^۲ برای سطح پوست برابر با 0.98×10^{-8} است.

۳- شبکه‌بندی و استقلال از شبکه

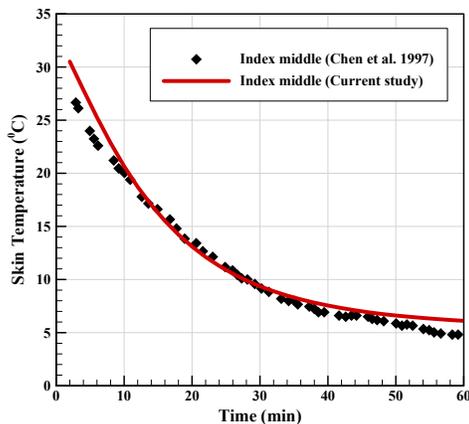
از یک شبکه بندی غیر سازمان یافته استفاده و در نواحی مختلف دست و اطراف آن، استفاده شده است. جهت گسسته‌سازی معادلات از طرح تفاضلی پسر^۳ استفاده شده است. در نرم‌افزار 6.2 COMSOL از یک گام زمانی پویا برای محدود کردن خطای عددی استفاده شده است. با این وجود، جهت کاهش خطای عددی نسبت به زمان، حداکثر گام زمانی ۱ دقیقه انتخاب شده است. معیار همگرایی نیز کاهش مقدار باقیمانده برای معادله انرژی به میزان 10^{-6} و برای سایر معادلات به 10^{-4} می‌باشد. جهت بررسی استقلال، نتایج از حل و انتخاب شبکه‌ای مناسب برای شبیه‌سازی مسئله، هندسه مورد مطالعه با تعداد گره‌های محاسباتی ۲۹۵۳۶۰۹، ۶۴۳۴۴۲، ۱۳۴۱۴۹۹ و ۲۹۵۳۶۰۹ حل و نتایج دست آمده مقایسه شده‌اند. در این راستا دمای پوست در ۱۰ نقطه مختلف با یکدیگر مقایسه شده است. این نقاط شامل کف دست،

¹ Reynolds-Averaged Navier-Stokes (RANS)

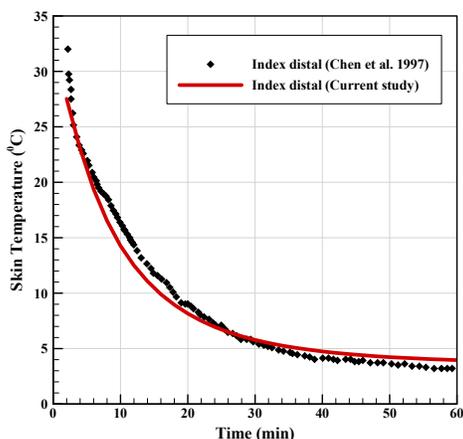
² Emissivity

³ Backward Differentiation Formula (BDF)

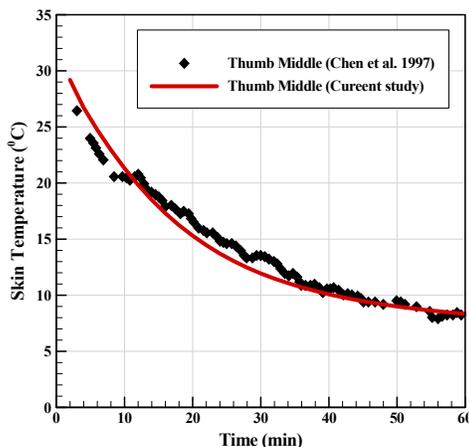
اندازه‌گیری و عدم اطلاع از محل دقیق نصب حسگرهای دما بر روی سطح پوست و اندازه‌گیری سرعت نزدیک دست می‌باشد. لذا مدل زیست گرمایی ارائه شده توانسته است نتایج قابل قبولی ارائه نماید که بیانگر توانایی مدل در پیش‌بینی دمای سطح پوست در بخش‌های مختلف دست می‌باشد.



الف) بند میانی انگشت اشاره

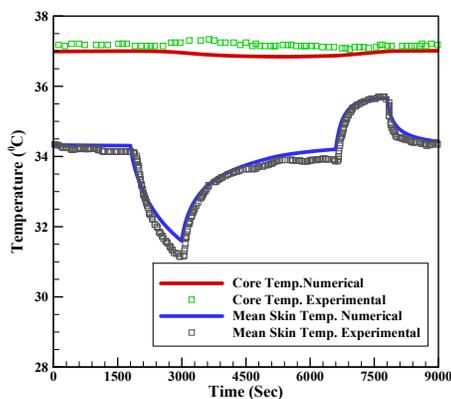


ب) نوک انگشت اشاره

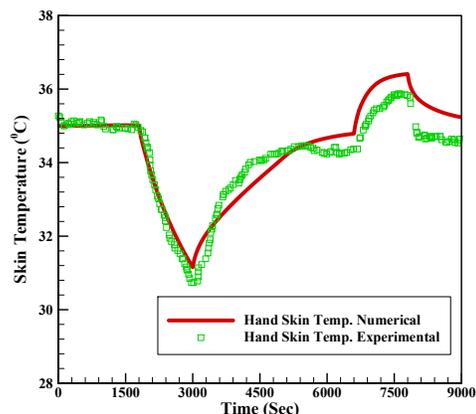


ج) بند میانی انگشت شست

شکل ۷- اعتبارسنجی نتایج عددی با داده‌های آزمایشگاهی چن و همکاران [۴۰] در بخش‌های مختلف دست



دمای مرکز بدن و دمای متوسط سطح پوست (درجه سلسیوس)



دمای سطح پوست دست (درجه سلسیوس)

شکل ۶- نتایج عددی و داده‌های آزمایشگاهی مونیر و همکاران [۳۹]

همان‌طور که مشاهده می‌شود، نتایج عددی بدست آمده از حل عددی مدل تنظیم دمای تانابه در بخش مرکز بدن، دمای متوسط سطح پوست کل بدن و دمای پوست بخش دست اختلاف ناچیزی با نتایج آزمایشگاهی دارند، که این نشان‌دهنده صحت کد MATLAB نوشته شده در پیش‌بینی دمای بخش‌های مختلف بدن است.

۲-۴- اعتبارسنجی مدل زیست-گرمایی دست

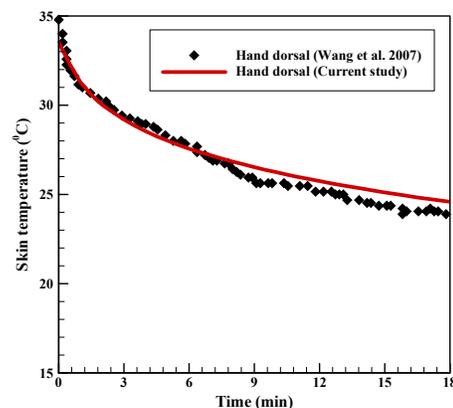
جهت اعتبارسنجی و بررسی صحت مدل، نتایج با داده‌های تجربی منتشر شده در منابع مختلف مقایسه شده است. در حالت اول، از داده‌های آزمایشگاهی چن و همکاران [۴۰] استفاده شده است. در این پژوهش دست در تمامی آزمایش‌ها در یک محفظه واقع و هوای درون آن به آرامی به گردش درآمده است، بطوریکه که سرعت هوا در نزدیکی دست کمتر از ۰/۴ متر بر ثانیه است. زمان آزمایش در مطالعه چن و همکاران [۴۰] ۶۰ دقیقه است. در شکل ۷، نتایج بدست آمده از پژوهش حاضر با داده‌های آزمایشگاهی چن و همکاران [۴۰] برای حالتی که دمای هوای در گردش درون محفظه صفر است، مقایسه شده است. در بررسی‌های انجام شده، نتایج عددی بدست آمده با دقت قابل قبولی با نتایج آزمایشگاهی تطابق دارند. علت اختلاف‌های بین نتایج عددی و آزمایشگاهی معمولاً در مواردی از قبیل دقت ابزارهای

جدول ۴- میانگین قدرمطلق خطا (MAE)، میانگین مربعات خطا (MSE) و جذر میانگین مربعات خطا (RMSE) نتایج پیش‌بینی شده عددی و داده‌های آزمایشگاهی چن و همکاران [۴۰]

	RMSE	MSE	MAE	
بند میانی انگشت اشاره	۰/۹۷	۰/۹۴	۰/۷۴	
نوک انگشت اشاره	۰/۹۳	۰/۸۷	۰/۷۷	
بند میانی شست	۰/۹۸	۰/۹۷	۰/۸	

در جدول ۴ مقادیر میانگین قدرمطلق خطا، میانگین مربعات خطا و جذر میانگین مربعات خطا میان دمای پیش‌بینی شده سطح پوست در بخش‌های مختلف دست توسط حل عددی و داده‌های آزمایشگاهی مقاله چن و همکاران [۴۰] ارائه شده است که از دقت قابل قبولی برخوردار است.

نهایتاً در شکل ۸ نتایج مدل حاضر با نتایج تجربی وانگ و همکاران [۴۱] مقایسه شده است که نتایج از دقت قابل قبولی برخوردار است. درصد قدرمطلق خطا میان داده‌های آزمایشگاهی وانگ و همکاران [۴۱] در بخش پشت دست و مقادیر بدست آمده از حل عددی مدل زیست گرمایی برابر با ۱.۸۴٪ است که مقدار قابل قبولی است.



شکل ۸ - اعتبارسنجی نتایج عددی با داده‌های آزمایشگاهی وانگ و همکاران [۴۱] در پشت دست

۵- نتایج

پیش‌بینی دقیق پاسخ گرمایی بدن انسان و بخش‌های خاص از جمله دست‌ها در هنگام مواجهه با محیط بسیار سرد، کمک شایانی به ما در کاهش خطرات و آسیب‌های احتمالی ناشی از تنش سرمایی می‌نماید. همانطور که اشاره شد، نسبت سطح به حجم دست‌ها به‌خصوص در انگشتان را می‌توان از جمله ویژگی‌های منحصر بفرد این عضو از بدن دانست که سبب بروز توزیع دمایی غیریکنواخت در این بخش می‌گردد. ربیسی و همکاران [۴۲] در پژوهشی به بررسی اختلاف دمای سطح پوست بخش‌های مختلف دست توسط مدل زیست-گرمایی دست حاضر و در دمای صفر درجه سلسیوس و سرعت ۰/۴ متر بر ثانیه، در مدت زمان ۶۰ دقیقه پرداختند. در این پژوهش اختلاف دما کمینه و بیشینه سطح پوست در پایان ۶۰ دقیقه، برابر با ۱۷/۵۲ درجه سلسیوس می‌باشد که بیانگر تفاوت چشمگیر دمای سطح پوست بخش‌های مختلف دست است.

از طرفی در اکثر مدل‌های تنظیم دمای بدن به این ویژگی‌های

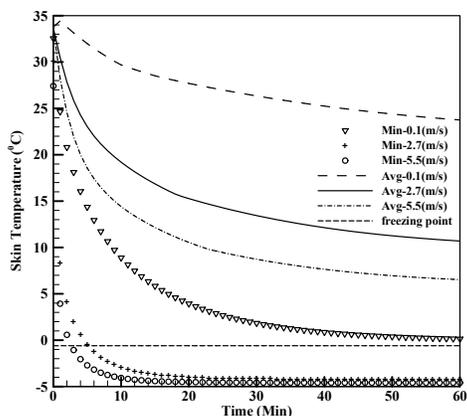
ظاهری دست و انگشتان توجه کافی نشده است و بدلیل صفر بعدی بودن مدل‌های پیشین، ارائه توزیع مکانی دمای بافت در قسمت‌های مختلف دست امکان‌پذیر نمی‌باشد. از این‌رو در پژوهش حاضر به مقایسه دماهای پیش‌بینی شده توسط مدل تنظیم دمای ۶۵ نقطه‌ای به‌عنوان یکی از پیچیده‌ترین مدل‌های تنظیم دمای بدن با مدل زیست-گرمایی دست انسان با هندسه کاملاً واقعی و بیان تفاوت‌های اساسی موجود از جمله توزیع غیر یکنواخت مکانی در دست و انگشتان پرداخته شده است.

در جدول ۵ دماهای پیش‌بینی شده توسط مدل ۶۵ نقطه‌ای با دماهای کمینه، متوسط و بیشینه استخراج شده از مدل زیست-گرمایی دست در سرعت‌ها و دماهای مختلف که حاکی از شرایط حاد سرمایی است، در مدت زمان ۶۰ دقیقه، آورده شده است.

جدول ۵- دمای سطح پوست دست در شرایط محیطی مختلف

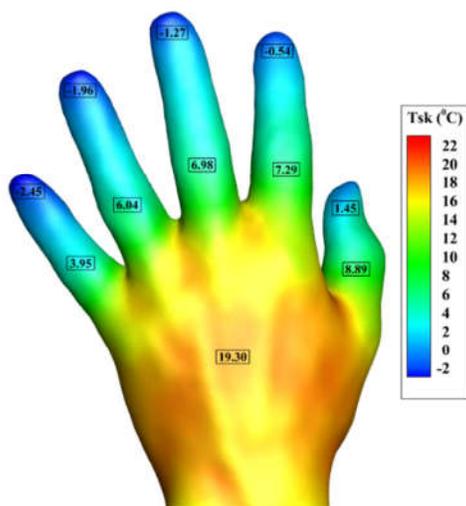
سرعت (m/s)	دما (°C)	دما تانابه (°C)	دمای سطح پوست دست در شرایط محیطی مختلف	
			مدل متوسط	مدل زیست-گرمایی
۰/۱ (m/s)	۰	۱۵/۸۷	۴/۳۷	۲۵/۰۷
	-۲/۵	۱۴/۴۵	۲/۲۵	۲۴/۴۱
	-۵	۱۳/۰۴	۰/۱۳	۲۳/۷۴
	-۷/۵	۱۱/۶۳	-۱/۹۷	۲۳/۰۸
۲/۷ (m/s)	-۱۰	۱۰/۲۱	-۴/۰۶	۲۲/۴۶
	۰	۵/۹۲	۰/۶۴	۱۳/۶۴
	-۲/۵	۳/۸۹	-۱/۷۸	۱۲/۱۵
	-۵	۱/۸۵	-۴/۲۰	۱۰/۶۹
۵/۵ (m/s)	-۷/۵	-۰/۱۸	-۶/۶۳	۹/۲۲
	-۱۰	-۲/۲۲	-۹/۰۵	۷/۷۳
	۰	۴/۴۰	۰/۳۲	۱۰/۰۰
	-۲/۵	۲/۲۶	-۲/۱۲	۸/۲۵
۵/۵ (m/s)	-۵	-۰/۱۳	-۴/۵۸	۶/۵۳
	-۷/۵	-۲/۱۰	-۷/۰۴	۴/۷۹
	-۱۰	-۴/۱۵	-۹/۵۰	۳/۰۳

همان‌طور که از نتایج جدول فوق مشاهده می‌شود، اختلاف میان دمای بخش‌های مختلف دست با توجه به مقادیر دمای کمینه، متوسط و بیشینه بر روی سطح دست بسیار زیاد است، که این امر نشان‌دهنده توزیع کاملاً غیر یکنواخت دمای دست با توجه به ویژگی‌های منحصر بفرد آن است. از طرف دیگر دمای پیش‌بینی شده برای بخش دست توسط مدل تنظیم دمای ۶۵ نقطه‌ای بدن، با توجه به دیدگاه توده‌ای مدل (صفر بعدی)، بیان یک دما به نمایندگی از تمام نقاط روی دست، موضوعی به دور از واقعیت است. با مقایسه دمای پیش‌بینی شده از مدل تنظیم دمای ۶۵ نقطه‌ای بدن و دمای کمینه بدست آمده از مدل زیست-گرمایی، می‌توان مشاهده نمود که نقاطی روی دست وجود دارند که دمای بسیار کمتری داشته و در بیشتر حالت‌های بررسی شده، خطر یخ‌زدگی بافت آن وجود دارد. این موضوع خود نشان دهنده عدم توانایی مدل تنظیم دمای ۶۵ نقطه‌ای بدن در پیش‌بینی دمای سطح پوست دست در شرایط محیطی حاد سرمایی و پیش‌بینی امکان بروز خطر یخ‌زدگی در بافت پوست را نشان می‌دهد. می‌توان پیش‌بینی



شکل ۹- نمودار تغییرات دما کمینه و متوسط بر روی سطح پوست دست در دمای ۵- درجه سلسیوس و سرعت‌های مختلف.

در دو سرعت ۲/۷ و ۵/۵ متر بر ثانیه با وجود پیش‌بینی عدم بروز یخ‌زدگی با توجه به دمای متوسط بر روی سطح دست، دمای کمینه پوست به دمایی کمتر از نقطه انجماد کاهش یافته، که نشان دهنده بروز یخ‌زدگی در نقاطی از دست از جمله انگشتان است. این موضوع تاکید مجددی بر اهمیت توجه به ویژگی‌های ساختاری و زیستی دست و ضرورت مدل‌سازی این بخش با آناتومی کاملاً واقعی را دارد. همچنین با مقایسه دمای کمینه پوست در دو سرعت ۲/۷ و ۵/۵ متر بر ثانیه می‌توان مشاهده نمود که افت دمای کمینه به مقداری کمتر از نقطه انجماد پوست، در سرعت ۵/۵ متر بر ثانیه در مدت زمان کمتری اتفاق افتاده است. در شکل ۱۰ نیز توزیع غیر یکنواخت دمای پوست دست بصورت سه بعدی در دمای ۱۰- درجه سلسیوس و سرعت ۰/۱ متر بر ثانیه و مدت زمان ۶۰ دقیقه نشان داده شده است.



شکل ۱۰- کانتور توزیع دمایی بر روی دست در دمای ۱۰- درجه سلسیوس و سرعت وزش ۰/۱ متر بر ثانیه

ساختار فیزیکی منحصر بفرد انگشتان و نسبت سطح به حجم زیاد آن‌ها در مقایسه با سایر بخش‌های بدن باعث شده که انگشتان همچون یک سطح گسترش یافته عمل کرده و بیشترین اتلاف گرما را داشته

کرد که بدلیل اینکه نسبت سطح به حجم انگشتان زیاد بوده و مقدار بافت ماهیچه‌ای آن بسیار کم است در این نقاط نسبت به سایر بخش‌های دست، کمینه دما واقع می‌شود. از طرفی نقاطی از دست دارای بیشینه دما است که بدلیل نسبت حجمی بیشتر بافت ماهیچه در کف دست و عدم تأثیرپذیری از شرایط محیطی، این نقاط مربوط به دمای این بخش (کف دست) است. همچنین متوسط دمای بر روی سطح پوست دست بدست آمده از مدل زیست-گرمایی، حداکثر به میزان ۱/۵ درجه سلسیوس از مقدار دمای حاصل از مدل تنظیم دمای ۶۵ نقطه‌ای بدن بیشتر است که علت آن دمای بیشتر نقاط کف دست است که از سطح بیشتر نسبت به سایر نقاط برخوردار بوده و تأثیری افزایشی در مقدار دمای متوسط دست دارد. با افزایش سرعت وزش هوای عبوری بر روی دست، این اختلاف کاهش می‌یابد، بطوریکه در سرعت ۵/۵ متر بر ثانیه و دمای ۱۰- درجه سلسیوس، این اختلاف برابر با ۰/۰۵ درجه سلسیوس می‌باشد. همچنین با افزایش سرعت وزش هوای عبوری، دمای کمینه به دمای محیط نزدیک میل کرده و این مقدار در محیط با سرعت ۵/۵ متر بر ثانیه و دمای ۱۰- درجه سلسیوس برابر با ۹/۵۰- درجه سلسیوس است که باهم به اندازه ۰/۵۰ درجه سلسیوس اختلاف دارند. با توجه به وقوع دمای کمینه در انگشتان، می‌توان به تأثیرپذیری بسیار این بخش از دست با توجه به ویژگی‌های ساختاری و زیستی منحصر بفرد و ضرورت توجه به مدل‌سازی این بخش اشاره کرد.

در شکل ۹ نحوه تغییرات دمای کمینه و متوسط بر روی سطح پوست دست در مدت زمان ۶۰ دقیقه و در محیط با دمای ۵- درجه سلسیوس ترسیم شده است. با افزایش سرعت جریان عبوری بر روی دست، دمای سطح پوست کاهش یافته و تغییرات دما با شدت بیشتری کاهش می‌یابد. همانگونه که قبلاً بیان شد، بروز پدیده یخ‌زدگی بافت بخصوص در ناحیه پوست، بخش‌های فاقد پوشش بدن مانند دست، همواره از چالش‌های حیاتی انسان در محیط‌های بسیار سرد است. پیش‌بینی وقوع این پدیده بوسیله مدل‌های موجود تنظیم دمای بدن بدلیل عدم در نظر گرفتن ویژگی‌های ساختاری و زیستی دقیق، مقدور نمی‌باشد. این محدودیت‌ها و اهمیت موضوع باعث شده است که محققان همواره سعی در بررسی این موضوع داشته باشند. از این رو کایتینگ و کانن [۴۳] در پژوهش خود دمای نقطه انجماد پوست را در محدوده ۰/۵۲- تا ۰/۶۵- درجه سلسیوس و فلاحی و همکاران [۴۴] برابر ۰/۰۶- درجه سلسیوس در نظر گرفته‌اند. بر این اساس، در پژوهش حاضر، مقدار دمای نقطه انجماد پوست برابر ۰/۰۶- درجه سلسیوس فرض شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود دمای متوسط سطح پوست در هیچ یک از سرعت‌های موردنظر، از این مقدار کمتر نیست، که نشان دهنده عدم بروز یخ‌زدگی است. همچنین مقدار دمای کمینه پوست دست در سرعت ۰/۱ متر بر ثانیه، به میزان قابل توجهی کاهش یافته ولی به دمای نقطه انجماد پوست نرسیده است.

$T(i, j)$	دما هر گره ($^{\circ}\text{C}$)
\bar{u}	بردار سرعت متوسط، (m/s)
\dot{u}	شدت آشفتنگی
علائم یونانی	
ε	ضریب انتشار
k	رسانایی گرمایی، (W/m \cdot K)
μ	لزجت دینامیکی، (kg/m \cdot s)
ρ	چگالی، (kg/m 3)
σ	ثابت استفان بولتزمن
ω	تراوش خون، (1/s)
زیرنویسها	
bl	خون
met	سوخت و ساز بدن

۸- مراجع

- [1] Baker N, Mehlman J, editors. Transient Heat Transfer and Frostbite, 2012.
- [2] Zhang M, Li R, Wu Y, Song G. Thermoregulation of human hands in cold environments and its modeling approach: A comprehensive review. Building and Environment. 2024; 248:111093.
- [3] Salloum M, Ghaddar N, Ghali K. A new transient bioheat model of the human body and its integration to clothing models. International Journal of Thermal Sciences. 2007; 46(4):371-84.
- [4] Stolwijk JA. A mathematical model of physiological temperature regulation in man. NASA; 1971.
- [5] Taylor N, Machado-Moreira C, van den Heuvel A, Caldwell Odgers J, Taylor EA, Tipton MJ. The roles of hands and feet in temperature regulation in hot and cold environments. University of Wollongong; 2024.
- [6] Gagge AP, Fobelets APR, Berglund L. A standard predictive index of human response to the thermal environment. Ashrae Transactions. 1986;92:709-31.
- [7] Stolwijk JAJ, Hardy JD. Temperature regulation in man — A theoretical study. Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere. 1966;291(2):129-62.
- [8] Fiala D, Psikuta A, Jendritzky G, Paulke S, Nelson DA, Lichtenbelt WD, et al. Physiological modeling for technical, clinical and research applications. Front Biosci (Schol Ed). 2010;2(3):939-68.
- [9] Kobayashi Y, Tanabe S-i. Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system. Building and Environment. 2013;66:1-10.
- [10] 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 Buildings. 2002;34:637-46.
- [11] Yang J, Weng W, Zhang B. Experimental and numerical study of physiological responses in hot environments. J Therm Biol. 2014;45:54-61.
- [12] Salloum M, Ghaddar N, Ghali K. A new transient bioheat model of the human body and its integration to clothing model. International Journal of Thermal Sciences. 2007;46:371-84.
- [13] Zhao J, Wang H, Li Y, Xiao F, Deng Q. Heatstroke recovery at home as predicted by human thermoregulation modeling. Building and Environment. 2020;173:106752.

باشد. همان‌طور که مشاهده می‌شود دمای سطح پوست نوک انگشتان نسبت به سایر نقاط دست و همچنین قسمت انتهایی انگشتان و محل اتصال آنها به کف دست، کمترین دما را دارد، که نشان دهنده اهمیت توجه به بخش انگشتان بخصوص در مطالعه محیط‌های حاد سرمایی و پیش‌بینی امکان یخ‌زدگی در انگشتان است. در این میان انگشت کوچک از کمترین دما در مقایسه با سایر انگشتان برخوردار بوده که علت این موضوع را می‌توان ویژگی ساختار و زیستی دست دانست که دارای نسبت حجمی کمتر بافت ماهیچه‌ای بوده و این نقشی مهمی در تولید گرما بدلیل سوخت و ساز بدن دارد. اختلاف میان دمای بخش‌های مختلف دست با توجه به مقادیر دمای کمینه، متوسط و بیشینه بر روی سطح دست، بسیار زیاد است که این امر نشان‌دهنده توزیع کاملاً غیر یکنواخت دمای دست با توجه به ویژگی‌های منحصر بفرد آن است.

۶- نتیجه‌گیری

در گذشته بیشتر مدل‌های تنظیم دمای بدن صفر بعدی بوده و برای هر قسمت از بدن، با توجه به تقسیم بندی انجام شده، یک دما را محاسبه می‌کنند، از این رو این مدل‌ها قادر به بیان تغییرات مکانی دما در قسمت‌های مختلف بدن نمی‌باشند. این مدل‌ها همچنین، در شرایط حاد سرمایی، پاسخ مناسبی را نشان نداده و اهمیت موارد ذکر شده زمانی بیشتر می‌شود که بخشی حساس به تغییرات دما، با ساختار فیزیکی منحصر بفرد مانند دست، مورد مطالعه باشد. اندام‌های جانبی بدن از قبیل دست‌ها، بدلیل نسبت سطح به حجم بیشتر، نقش بسزایی در فرآیند تنظیم دمای بدن دارند. در مطالعه حاضر به کمک یک مدل زیست-گرمایی دست با هندسه کاملاً واقعی، با لایه بندی بافت‌های مختلف و مدل‌سازی جریان خون، تفاوت‌های دمایی در بخش‌های مختلف دست با دقت پیش‌بینی شده است. در دو سرعت ۲/۷ و ۵/۵ متر بر ثانیه با وجود پیش‌بینی عدم بروز یخ‌زدگی با توجه به دمای متوسط بر روی سطح دست، دمای کمینه پوست به دمای کمتر از نقطه انجماد افت کرده، که نشان دهنده بروز یخ‌زدگی در نقاطی از دست از جمله انگشتان است. با مقایسه دمای کمینه پوست در دو سرعت ۲/۷ و ۵/۵ متر بر ثانیه می‌توان مشاهده نمود که افت دمای کمینه به مقداری کمتر از نقطه انجماد پوست، در سرعت ۵/۵ متر بر ثانیه در مدت زمان کوتاه‌تری رخ داده است.

۷- نمادها

$B(i, j)$	آهنگ تبادل گرما مابین خون و گره $W(i, j)$
c_p	گرمای ویژه، (J/kg \cdot K)
$D(i, j)$	آهنگ تبادل گرمای رسانش با لایه مجاور W
$E(i, 4)$	اتلاف گرمای تبخیری از سطح پوست (gW)
f	نیروی حجمی
P	فشار، (kPa)
$Q(i, j)$	آهنگ تولید گرما (W)
Q_{ε}	تبادل گرمای همرفتی و تابشی پوست W
RES(2,1)	اتلاف گرما از طریق تنفس W
Q	اتلاف گرما، (W/m 2)
s	جمله چشمه
T	دما
$T(65)$	دمای خون در مرکز بدن ($^{\circ}\text{C}$)

- [30] Vallez L, Plourde B, Abraham J. A new computational thermal model of the whole human body: Applications to patient warming blankets. 2015.
- [31] Zolfaghari SA, Hassanzadeh H, Raeesi M, Taheri M. Cooling performance evaluation of overhead mixing and floor displacement ventilation systems inside a bus by using 65-nodes thermal comfort model. *Modares Mechanical Engineering*. 2017;17(2):333-42.
- [۳۲] ذوالفقاری س، حسن زاده ح، رئیسی م، طاهری م، کاهش اثرات نامطلوب عدم تقارن تابشی برای مسافران اتوبوس از طریق عدم تقارن وزشی تحت شرایط تابستانه. مکانیک سازه ها و شماره ها. ۲۰۱۸؛۸(۱):۱۳۵-۴۶.
- [۳۳] ذوالفقاری س، حسن زاده ح، طاهری م، رئیسی م، افضلیان م، ارزیابی تأثیر ناهمگونی پوشش تابستانه بر احساس حرارتی موضعی مسافران در یک اتوبوس تحت دو نوع سیستم تهویه متداول. نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر. ۲۰۱۹؛۵۱(۴):۱۱-۲۰.
- [34] Li C, Ito K. Numerical and experimental estimation of convective heat transfer coefficient of human body under strong forced convective flow. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*. 2014;126:107-17.
- [35] Li X, Tu J. Evaluation of the eddy viscosity turbulence models for the simulation of convection-radiation coupled heat transfer in indoor environment. *Energy and Buildings*. 2019;184:8-18.
- [36] Zhang M, Li R, Wu Y, Wang L, Song G, Li J. Numerical study of the convective heat transfer coefficient of the hand and the effect of wind. *Building and Environment*. 2021;188:107482.
- [37] Versteeg HK, Malalasekera W, editors. *An introduction to computational fluid dynamics - the finite volume method*2007.
- [38] Bernard V, Staffa E, Mornstein V, Bourek A. Infrared camera assessment of skin surface temperature--effect of emissivity. *Phys Med*. 2013;29(6):583-91.
- [39] Munir A, Takada S, Matsushita T. Re-evaluation of Stolwijk's 25-node human thermal model under thermal-transient conditions: Prediction of skin temperature in low-activity conditions. *Building and Environment*. 2009;44(9):1777-87.
- [40] Chen F, Liu Z, Holmér I. Hand and finger skin temperatures in convective and contact cold exposure. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 2004;72:372-9.
- [41] Wang D, Zhang H, Arens E, Huizenga C. Observations of upper-extremity skin temperature corresponding overall-body thermal sensations and comfort. *Building and Environment*. 2007;42:3933-43.
- [۴۲] رئیسی م، حسن زاده ح، ذوالفقاری س، امیدوار ا، پیکربندی یک مدل زیست-گرمایی دست انسان با اتکا به هندسه واقعی مبتنی بر تصاویر پزشکی. مجله مهندسی مکانیک. ۲۰۲۵.
- [43] Keatinge WR, Cannon P. FREEZING-POINT OF HUMAN SKIN. *The Lancet*. 1960;275(7114):11-4.
- [44] Fallahi A, Reza Salimpour M, Shirani E. A 3D thermal model to analyze the temperature changes of digits during cold stress and predict the danger of frostbite in human fingers. *Journal of Thermal Biology*. 2017;65:153-60.
- [14] 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 Buildings*. ۲۰۱۶؛۱۱۴:۱۱۴-۲۲.
- [15] Pennes HH. Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm. *Journal of Applied Physiology*. 1948;1(2):93-122.
- [16] Zolfaghari A, Maerefat M. A new simplified thermoregulatory bioheat model for evaluating thermal response of the human body to transient environments. *Building and Environment*. 2010;45:2068-76.
- [17] Khiavi N, Maerefat M, Zolfaghari A. A new local thermal bioheat model for predicting the temperature of skin thermoreceptors of individual body tissues. *Journal of Thermal Biology*. 2018;74.
- [۱۸] افضلیان م، ذوالفقاری س، مدلسازی اثرات عوامل فردی بر دمای موضعی بدن با توسعه یک مدل گرما تنظیم چند بخشی فردی. مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز. ۲۰۲۲؛۵۲(۲):۳۱۹-۲۸.
- [19] Shitzer A, Stroschein LA, Vital P, Gonzalez RR, Pandolf KB. Numerical Analysis of an Extremity in a Cold Environment Including Countercurrent Arterio-Venous Heat Exchange. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1997;119(2):179-86.
- [20] Ley O, Deshpande CV. Comparison of two mathematical models for the study of vascular reactivity. *Computers in Biology and Medicine*. 2009;39(7):579-89.
- [21] Manda PKV, editor study of the risk of frostbite in humans with the help of a transient 3d finger model2013.
- [22] Fallahi A, Reza Salimpour M, Shirani E. A 3D thermal model to analyze the temperature changes of digits during cold stress and predict the danger of frostbite in human fingers. *J Therm Biol*. 2017;65:153-60.
- [23] Yang J, Wang F, White MD, Li R, Song G, Etter CV, et al. A 7-segment numerical hand-glove/mitten model for predicting thermophysiological responses of the human hand in extremely cold conditions. *Computers in Biology and Medicine*. 2022;151:106351.
- [24] Kang Z, Wang F, Raj U. An Advanced Three-dimensional Thermoregulation Model of the Human Body: Development and Validation. *International Communications in Heat and Mass Transfer*. 2019;107:34-43.
- [25] Zhang M, Li R, Li J, Wang F, Subramaniam S, Lang J, et al. A 3D multi-segment thermoregulation model of the hand with realistic anatomy: Development, validation, and parametric analysis. *Building and Environment*. 2021;201:107964.
- [26] Castellani MP, Rioux TP, Castellani JW, Potter AW, Xu X. A geometrically accurate 3 dimensional model of human thermoregulation for transient cold and hot environments. *Computers in Biology and Medicine*. 2021;138:104892.
- [27] Castellani MP, Rioux TP, Castellani JW, Potter AW, Notley SR, Xu X. Finite element model of female thermoregulation with geometry based on medical images. *Journal of Thermal Biology*. 2023;113:103477.
- [28] Joshi A, Li R, Wu Y, Zhang M, Song G. Analysis of glove local microclimate properties for various glove types and fits using 3D scanning method. *Heliyon*. 2024;10(1):e23596.
- [۲۹] رئیسی م، حسنزاده ح، ذوالفقاری س، امیدوار ا، بررسی تأثیر سرعت و دمای وزش بر پاسخ حرارتی انگشتان توسط مدل زیست-گرمایی دست انسان. بیست و یکمین کنفرانس دینامیک سازه ها ۱۴۰۳.