

پیکربندی یک مدل زیست-گرمایی دست انسان با اتکا به هندسه واقعی مبتنی بر تصاویر پزشکی

چکیده: دست انسان به دلیل ساختار پیچیده، تفاوت در ترکیب بافتی بخش های مختلف مانند انگشتان، و نقش حیاتی در تنظیم دما و خون رسانی، ویژگی های منحصر به فردی در انتقال حرارت دارد. مدل های مرسوم تنظیم دمای بدن عمدتاً ترمودینامیکی و صفربعدی بوده اند و از توصیف دقیق توزیع مکانی دما، به ویژه در اندام هایی مانند دست، ناتوان بوده اند؛ در نتیجه، معمولاً بین دمای محاسبه شده و مقدار واقعی پوست اختلاف زیادی مشاهده می شود. در این پژوهش، یک مدل سه بعدی دقیق و واقعی از دست انسان با بهره گیری از تصاویر پزشکی و اطلاعات ساختاری بافت های مختلف توسعه داده شده است. جریان هوا در اطراف دست به صورت ناپایا، آشفته و تراکم ناپذیر در نظر گرفته شده و مدل سازی با استفاده از معادلات ناویر-استوکس و روش میانگین گیری رینولدز انجام شده است. نتایج حاصل از مدل، حداکثر میانگین خطای مطلق ۳/۸ درصد با داده های تجربی دارد که نشان دهنده دقت مطلوب آن است. در شرایط محیطی با دمای ۱۰ درجه سلسیوس و سرعت جریان ۰/۴ متر بر ثانیه، دمای پوست دست به صورت غیر یکنواخت توزیع شده و دمای کمینه، متوسط و بیشینه به ترتیب برابر با ۱۰/۶۴، ۱/۶۹ و ۲۰/۲۱ درجه سلسیوس می باشد. کمترین دما در انگشت کوچک ثبت شده که مناسب ترین ناحیه برای بررسی شرایط بحرانی تنش گرمایی است.

واژه های راهنما: دست، انگشت، توزیع دما، مدل زیست-گرمایی، هندسه واقعی

محمد رئیسی

دانشجوی دکتری

حسن حسن زاده*

دانشیار

سید علیرضا ذوالفقاری

استاد،

گروه مهندسی مکانیک،

دانشکده مهندسی،

دانشگاه بیرجند، بیرجند

امیر امیدوار

دانشیار،

دانشکده مهندسی مکانیک،

دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز

مقاله علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۴/۰۱/۲۶

بازنگری: ۱۴۰۴/۰۵/۰۹

پذیرش: ۱۴۰۴/۰۶/۰۵

Mohammad Raeisi
PhD Student

Hassan Hassanzadeh*
Associate Professor

Seyed Alireza
Zolfaghari
Professor,
Department of Mechanical
Engineering, Faculty of
Engineering,
Birjand University,
Birjand

Amir Omidvar
Associate Professor,
Faculty of Engineering,
Shiraz University of
Technology, Shiraz

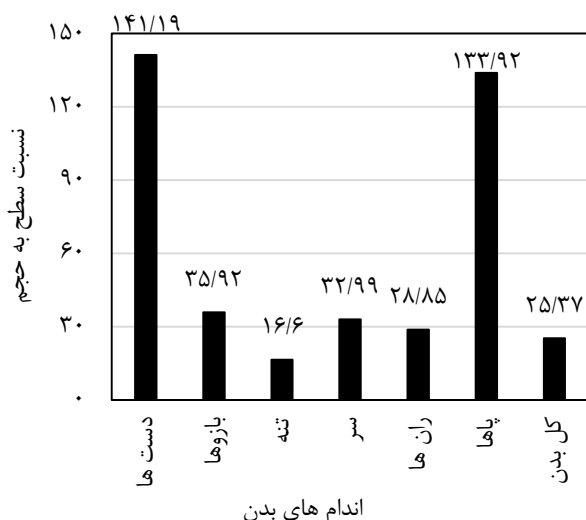
Configuration of a bio-heat model for human hand with realistic geometry based on medical images

Abstract: The human hand, due to its complex structure, varying tissue composition across different regions such as the fingers, and its crucial role in thermoregulation and blood circulation, exhibits unique characteristics in heat transfer. Conventional thermoregulatory models are zero-dimensional and do not provide spatial temperature distribution for body segments and causes the estimated skin temperature to differ greatly from reality. In this study, a detailed and realistic three-dimensional model of the human hand was developed using medical imaging data and anatomically accurate tissue structures. The airflow around the hand was assumed to be unsteady, turbulent, and incompressible, and was modeled using the Navier–Stokes equations with Reynolds-Averaged Navier–Stokes (RANS) approach. The modeling results showed a maximum mean absolute error of 3.8% compared to experimental data, indicating a high level of accuracy. Under environmental conditions of 10 °C air temperature and 0.4 m/s airflow velocity, the skin temperature distribution was found to be non-uniform. The minimum, average and maximum skin temperatures were 1.69 °C, 10.64 °C, and 20.21 °C, respectively. The lowest temperature consistently occurred in the fingers, with the little finger exhibiting the coldest values. Therefore, the little finger is identified as the most appropriate site for evaluating critical conditions related to cold stress.

Keywords: Hand, Finger, Temperature distribution, Bio-heat model, Realistic geometer

۱- مقدمه

کرده و با افزایش جابجایی، نرخ انتقال حرارت به یا از محیط اطراف را افزایش دهد. این امر در ادامه سبب کاهش سریع دمای دست و پا به ویژه انگشتان می‌شود.



شکل ۱ نسبت سطح به حجم بخش‌های مختلف بدن [۱]

همچنین مطابق جدول (۱)، نرخ متابولیک پایه در مرکز و پوست دست و پا نسبت به سایر اعضای بدن کمتر است [۲]. از دیگر تفاوت‌های موجود در دست و پا نسبت به سایر اعضا، باید به سازوکار خون‌رسانی متفاوت در این بخش‌ها به دلیل وجود هم‌پیوندی سرخرگی-سیاهرگی^۳ اشاره کرد. پوست این اندام‌ها بدون مو است و در اکثر مواقع نیز بدون هیچ گونه پوشش (به ویژه دست‌ها) می‌باشند. این عدم پوشش به ویژه در شرایط حاد دمایی باعث شده است که این بخش‌ها شرایط حرارتی متفاوتی در مقایسه با دیگر بخش‌های بدن داشته باشند.

در اکثر اوقات دست‌ها در مقایسه با پاها، فاقد پوشش بوده و این امر موجب آسیب‌پذیری بیشتر دست‌ها و به خصوص انگشتان در هنگام مواجهه با سرما می‌شوند. دست‌ها بویژه انگشتان به دلیل داشتن ویژگی‌های ظاهری منحصر به فردشان از نسبت سطح به حجم بالا برخوردارند. از دیگر ویژگی‌های زیستی دست باید به درصد بافت‌های تشکیل دهنده آن اشاره کرد. بافت ماهیچه‌ای بدن تقریباً ۴۴٪ وزن کل بدن را تشکیل می‌دهند در حالی که این نسبت در دست‌ها حدود ۱۱٪ از وزن کل دست را شامل می‌شود [۳]. در مقایسه با سایر بخش‌های بدن، دست‌ها لایه‌های نازک‌تری از پوست، چربی و ماهیچه دارا بوده و این کاهش ضخامت لایه‌ها، به خصوص ماهیچه، به طور قابل توجهی حرارت تولیدی دست را کاهش می‌دهد.

بدن انسان همواره قادر است از طریق سازوکارهای فیزیولوژیکی، دمای مرکز (اندام‌های حیاتی) خود را در محدوده ۳۶-۳۸ درجه سلسیوس ثابت نگه دارد. جهت حفظ دمای بدن در شرایط طبیعی، لازم است گرمای تولید شده ناشی از سوخت و ساز بدن با گرمای انتقال یافته از طریق گردش خون و هدایت حرارتی به سطح پوست با انتقال گرما به محیط اطراف موازنه شوند. هنگامی که بدن از محدوده آسایش خارج شده و از نظر حرارتی وضعیت نامطلوبی دارد، فرآیندهای فیزیولوژیکی (به عنوان پاسخ طبیعی بدن به شرایط نامساعد) فعال شده و منجر به سازگاری بدن با شرایط به وجود آمده می‌شود. از جمله فرآیندهای فیزیولوژیکی بدن می‌توان به کاهش میزان انتقال خون به اندام‌های انتهایی^۱ مانند دست و پا در هنگام مواجهه با یک محیط سرد اشاره کرد. از دیگر روش‌های جلوگیری از اتلاف حرارت بدن، محافظت بخش‌های مختلف بدن بوسیله پوشش است. زیرا افزایش مقاومت حرارتی ناشی از پوشش، نقش بسزایی در کاهش میزان اتلاف حرارت از سطح بدن دارد. در این میان قسمت‌های خاصی از بدن، مانند دست‌ها، پاها، صورت و گوش‌ها (با توجه به کارایی این بخش‌ها در انجام فعالیت‌های روزمره انسان) که در اکثر اوقات فاقد پوشش هستند بیشتر از سایر بخش‌های بدن در معرض سرما و گرما قرار دارند. از این رو جهت پیش‌بینی پاسخ حرارتی و زیستی بدن، به خصوص در شرایط حاد دمایی، لازم است تا انسان بتواند وسایل و یا روش‌های حفاظتی بخصوص در اندام‌های انتهایی بدن مانند دست و پا را اتخاذ نماید.

همواره محیط‌های سرد، تهدید قابل توجهی برای آسایش، کارایی و ایمنی بدن انسان محسوب می‌شوند. از این رو پیش‌بینی دقیق پاسخ‌های فیزیولوژیکی بدن در هنگام قرار گرفتن در معرض سرمای شدید، ضروری است تا فرد بتواند استراتژی‌های حفاظت شخصی مناسبی را برای جلوگیری از خطر استرس سرما و آسیب‌های شغلی ناشی از بی‌حسی، ضعف عضلانی و... اتخاذ نماید. در این میان باید به بخش‌های دور از مرکز بدن همانند دست و پا به عنوان بخش‌های خاص اشاره کرد. مطابق شکل (۱)، نسبت سطح به حجم که نشان‌دهنده پتانسیل تولید و دفع حرارت در بدن است، در دست و پا برابر بیشتر از سایر بخش‌های بدن است [۱]. این موضوع باعث می‌شود که این بخش‌ها مانند یک سطح گسترش یافته^۲ عمل

³ Arterio-Venous Anastomoses (AVA)

¹ Extremities

² Fin

جدول ۱ نرخ متابولیک پایه مرکز و پوست در اعضای مختلف بدن [۲]

عضو	نرخ متابولیک پایه مرکز بدن (وات)	نرخ متابولیک پایه پوست (وات)
سر	۱۸/۴۳	۰/۲۱
سینه	۵/۹۵	۰/۶
لگن	۴۶/۸۹	۰/۶
بالای بازو	۱/۰۶	۰/۱۸
ساعد	۰/۵۹	۰/۱
دست	۰/۰۹	۰/۰۹
ران	۱/۷	۰/۳۴
ساق	۰/۷۵	۰/۱۵
پا	۰/۱۴	۰/۱۲

همچنین علیرغم اهمیت لرزش برای تولید گرما در پاسخ بدن انسان به سرما، سهم آن در دست‌ها به دلیل داشتن بافت ماهیچه‌ای بسیار کمتر، محدود بوده و از این رو دست‌ها در برابر سرمای شدید به شدت آسیب‌پذیرند.

گردش خون نقشی اساسی در کنترل پاسخ حرارتی اندام‌های مختلف بدن ایفا می‌کند. تفاوت در میزان گردش خون اهمیت زیادی در انتقال حرارت بدن به خصوص در دست‌ها دارد. گردش خون در دست‌ها و انگشتان با توجه به وجود هم‌پیوندی سرخرگی-سیاهرگی در مقایسه با سایر بخش‌های بدن از اهمیت بسزایی برخوردار است. کاهش جریان خون در هنگام مواجهه با سرما، به ویژه در دست‌ها و انگشتان، می‌تواند منجر به کاهش قابل توجه دمای موضعی پوست شده و دست‌ها و انگشتان را مستعد آسیب‌های سرمای می‌کند. از این رو دست از آسیب‌پذیرترین اعضای بدن در هنگام قرارگیری در شرایط محیطی سرد می‌باشد. با این وجود، دانش ما از انتقال حرارت دست و تنظیم حرارت این بخش نسبتاً محدود بوده و این موضوع ارزیابی دقیق پاسخ‌های حرارتی دست را دشوار می‌کند. یکی از روش‌های پر کاربرد در مطالعه انتقال حرارت زیستی بدن، روش آزمایشگاهی است اما استفاده از این روش مستلزم ایجاد فضای گسترده کنترل شده، تهیه ابزار دقیق داده‌برداری، حضور داوطلب و تکرار مناسب آزمایش می‌باشد. در این روش، علاوه بر صرف وقت و هزینه بالا، فرد در شرایط محیطی حاد و تحت

تأثیر تنش سرمایی واقع شده که احتمال بروز مشکلاتی از قبیل درد و سوزش را به همراه خواهد داشت. از این رو بهتر است از روش‌های عددی به عنوان راهکاری جایگزین، برای ارزیابی شرایط حرارتی بدن استفاده شود. مدل‌سازی ریاضی تنظیم حرارت بدن^۱ از جمله روش‌های موثر و ارزشمند در تخمین پاسخ حرارتی و عملکرد سیستم تنظیم حرارت بدن در محیط‌های گوناگون می‌باشند.

مدل‌سازی ریاضی زیست‌گرمایی^۲ بدن، روشی ارزشمند و مؤثر برای ارزیابی پاسخ‌های فیزیولوژیکی و تنظیم حرارت بدن در شرایط مختلف محیطی است و در مدل‌های اولیه، بدن انسان به صورت یک استوانه یکنواخت فرض شده است. در ادامه گگی [۴] مدلی ساده و دو لایه جهت ارزیابی آسایش حرارتی بدن انسان در شرایط محیطی یکنواخت ارائه کرد. مدل چند بخشی و چند لایه‌ای استولویچک را باید نقطه عطفی در توسعه مدل‌ها دانست چرا که اولین مدل چند بخشی و چند لایه‌ای از بدن انسان است. در چند دهه اخیر مدل‌های حرارتی چندبخشی دیگری براساس مدل استولویچک [۵] توسعه یافته است که می‌توان به مدل‌های فیالا و همکاران [۶]، تانابه و همکاران [۷]، یانگ و همکاران [۹]، سالوم و همکاران [۲]، ژائو و همکاران [۱۰] و لای و همکاران [۱۱] اشاره کرد. از معایب این مدل‌ها این است که دارای رویکردی توده‌ای^۳ بوده و بخش‌ها و لایه‌بندی مختلف بدن به صورت یک گره فرض شده‌اند که به اندازه کافی برای پیش‌بینی پاسخ حرارتی بدن دقیق نمی‌باشند. دسته دیگر از مدل‌ها، مدل‌هایی با رویکرد توزیعی هستند که به مدل‌های زیست-گرمایی معروفند. در این نوع مدل، بدن به لایه‌های مختلف تقسیم و هر لایه با خواص معین، دارای توزیع مکانی دما است. در این مدل‌ها برای محاسبه توزیع دما در داخل بافت بدن از معادلات زیست-گرمایی مانند معادله معروف پنس [۱۲] استفاده می‌شود که در اواسط قرن بیستم و بر پایه تحلیل تجربی از ساعد انسان ارائه شده است. بعد از آن مدل‌های زیست-گرمایی دیگری ارائه شد که می‌توان به مدل STB ذوالفقاری و معرفت [۱۳]، معلمی و همکاران [۱۴] و افضلیان و ذوالفقاری [۱۵] اشاره کرد.

بیشتر مدل‌های ریاضی اولیه بر پاسخ‌های حرارتی کل بدن متمرکز بوده و با گذشت زمان این مدل‌های تنظیم حرارت بدن به‌طور فزاینده‌ای دقیق‌تر و پیچیده‌تر شده‌اند. در مدل‌های اولیه، دست به‌عنوان یک استوانه همگن در نظر گرفته شده و تبادل حرارتی آن توسط جریان خون و بدون در نظر گرفتن هرگونه

³ Lumped¹ Thermoregulation model² Bioheat model

منحصر به فرد خود می‌باشند. در این مدل مانند مدل قبلی، حداقل دمای قابل تحمل در انگشت برابر با ۵ درجه سلسیوس فرض شده است و انگشت در چهار حالت به صورت بدون پوشش و با پوشش و در معرض جریان باد با سرعت ۱۵ کیلومتر بر ساعت و دمای ثابت صفر درجه سلسیوس بررسی شده است. در ادامه لی و همکاران [۱۸] در سال ۲۰۰۹ با ارائه دو مدل توده‌ای و دو بعدی از انگشت دست به مطالعه تغییرات دمایی در هنگام انسداد شریان و خون‌رسانی مجدد پرداختند. این مدل شامل بخش مرکزی استخوان است که توسط سه لایه بافت ماهیچه، چربی و پوست احاطه شده است. در این مدل، هریک از این لایه‌ها دارای ضخامتی ثابت و خواص حرارتی- فیزیکی همسانگرد و مستقل از دما فرض شده‌اند. در سال ۲۰۱۳، ماندا و همکاران [۱۹] انگشت را به صورت دو استوانه هم مرکز و یک نیم‌کره در قسمت انتهایی بعنوان نوک انگشت شبیه سازی کرده و فرآیند سرمازدگی در آن را بررسی کردند. در این مدل فرض شده است که انگشت دارای بخش مرکزی استخوان بوده که توسط پوست احاطه شده است. فلاحی و همکاران [۲۰] در سال ۲۰۱۷ با استفاده از آناتومی انگشتان دست، شبیه‌سازی حرارتی انگشت دست را با هندسه واقعیتر انجام دادند. در این تحقیق انگشت بصورت دو استوانه هم مرکز شامل استخوان و بافت نرم به طول ۶۵ میلی‌متر و قطر ۱۷/۸ میلی‌متر به همراه یک نیم‌کره در قسمت انتهایی آن به عنوان نوک انگشت و نرخ گردش خون در انگشت دست در این تحقیق برابر با مقدار ثابت ۱۰۰ سانتی‌متر مکعب در ساعت در نظر گرفته شده است.

همانطور که ملاحظه می‌شود، در مدل‌های پیشین، دست معمولاً به صورت یک استوانه و یا دو استوانه هم مرکز مدلسازی شده است که بخش داخلی آن نشان دهنده استخوان و بخش بیرونی آن نشان دهنده بافت نرم (ماهیچه، چربی و پوست) می‌باشد. در بعضی از مدل‌سازها دست بصورت چهار لایه هم مرکز که نشان دهنده لایه‌های جداگانه استخوان، ماهیچه، چربی و پوست هستند تشکیل شده است در حالی که هندسه کف دست و پشت آن به‌طور قابل توجهی با استوانه متفاوت است. 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 تجربی داشته باشد [۲۱].

ژانگ و همکاران [۲۲] در سال ۲۰۲۱ با استفاده از تصاویر پزشکی و ارائه مدلی سه بعدی، به مطالعه زیست گرمایی دست پرداختند. مدل دست ارائه شده در این تحقیق از بخش درونی استخوان و بخش بیرونی بافت نرم شامل بافت ماهیچه، چربی و

رفتار تطبیقی مدل‌سازی می‌شد. با تکامل مدل‌ها، دست به یک استوانه چند لایه در نظر گرفته شده و ویژگی‌های حرارتی مختلف استخوان و سایر بافت‌های دست و انتقال حرارت همرفتی خون در این مدل‌ها مورد توجه قرار گرفت. با این وجود، در اکثر مدل‌های چند بخشی تنظیم حرارت بدن، دست‌ها و انگشتان بسیار ساده مدل‌سازی شده‌اند. این رویکرد ساده منجر به درک ناقص ما از ویژگی‌های انتقال حرارت دست و نقش مهم آن در تنظیم حرارت بدن شده است، بخصوص هنگامی که صحبت از تفاوت دمایی بین انگشتان دست و کف دست یا بین نوک انگشتان و ریشه‌ها می‌باشد. از این رو، مدل‌سازی زیست- گرمایی دست، می‌تواند روشی کارآمد، مقرون‌به‌صرفه و ایمن برای بررسی پاسخ‌های حرارتی دست تحت شرایط محیطی مختلف باشد. هدف این مقاله، پیکربندی یک مدل زیست- گرمایی از دست انسان با هندسه واقعی و لایه‌بندی دقیق بافت‌ها به همراه خواص فیزیکی و زیستی هر لایه می‌باشد که جهت پیش‌بینی انتقال حرارت و پاسخ حرارتی دست در شرایط مختلف محیطی است.

۱-۲- مروری بر کارهای گذشته

همان‌طور که اشاره شد، دست و انگشتان از ساختار ویژه‌ای جهت انتقال حرارت برخوردارند. در مدل‌های کل‌نگر، دست را با انگشتان با همان ویژگی‌های بخش‌های دیگر به شکل استوانه مدلسازی می‌شده‌اند. با توجه به ساده‌سازی‌های انجام شده در مدل‌های پیشین، دانش ما از ویژگی‌های انتقال حرارت در بخش‌های مختلف دست و فرآیند تنظیم حرارت آن دقیق نیست، لذا لازم است با ارائه یک مدل با جزئیات بیشتر، پیش‌بینی حرارتی دقیق‌تری از بخش‌های مختلف دست بدست آورد. در گذشته، مدل‌های مختلفی در مورد مدلسازی دست و انگشتان ارائه شده است که در اینجا به تعدادی از آنها اشاره می‌شوند.

در همین راستا، شیتزر و همکاران [۱۶] در سال ۱۹۹۱ با ارائه یک مدل یک بعدی به مطالعه انگشت انسان در شرایط تنش سرمایی پرداختند. در این تحقیق با شبیه‌سازی انگشت به صورت یک استوانه، به بررسی تأثیر این دو پارامتر به همراه دمای محیط و پوشش پرداختند. در ادامه تحقیق پیشین، در سال ۱۹۹۷، شیتزر و همکاران [۱۷]، مدل یک بعدی خود را به یک مدل دو بعدی توسعه دادند. در این مدل و بر خلاف مدل قبلی، انگشت بصورت استوانه‌ای متشکل از چهار لایه مرکز، ماهیچه، بافت چربی و پوست فرض شده است که هر لایه دارای خواص

- توجه به ویژگی‌های منحصر به فرد شامل تفاوت ظاهری و ساختاری بخش‌های مختلف دست، بویژه انگشتان بر اساس آناتومی کاملاً واقعی.
- لایه‌بندی دقیق‌تر بافت‌های تشکیل‌دهنده دست در مدل حاضر با توجه به درصد حجمی متفاوت بخش‌های مختلف بویژه انگشتان.
- توجه به ساختار ویژه عروق خون‌رسانی و تفاوت زیاد نرخ گردش خون با توجه به شرایط محیطی درون پیوندهای سرخرگی-سیاهرگی که در راستای کاهش میزات اتلاف حرارت بدن، کاهش می‌یابد.
- بیان توزیع دمایی در تمامی نقاط دست انسان با توجه به شبیه‌سازی سه بعدی این بخش با هندسه کاملاً واقعی (علیرغم بیان یک دما بعنوان نماینده دمای دست انسان توسط مدل‌های تنظیم حرارت حاضر بدن با توجه به صفر بعدی بودن این مدل‌ها).
- بررسی انتقال حرارت زیستی حاکم در هنگام مواجهه با تنش‌های حرارتی بویژه در بخش‌های بحرانی مانند انگشتان در شرایط شدید دمایی محیط (مدل‌های پیشین از خود پاسخ مناسبی را نشان نداده و نمی‌توان از آن‌ها در استفاده کرد).

۲- روش تحقیق

با پیشرفت روش‌های تصویربرداری، محققان همواره سعی داشته تا در راستای ارتقاء مدل‌های پیشین، با بکارگیری از این روش‌ها، مدل‌های سه بعدی با آناتومی کاملاً واقعی ارائه نمایند [۲۲، ۲۵-۲۹]. 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 ایکس، 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. در شکل (۲) نمونه

پوست تشکیل شده است. در این تحقیق برای مدل‌سازی سه بعدی دست با اندازه و هندسه واقعی همراه با جزئیات فیزیولوژیکی اجزاء، شامل انگشتان، ساعد، کف و پشت دست، از تصاویر پزشکی استفاده شده است. در این مدل، انتقال حرارت ناشی از متابولیک، خون‌رسانی و انتقال حرارت ناشی از هدایت میان لایه‌ها در هر بخش در نظر گرفته شده است. خواص ترموفیزیکی و فیزیولوژیکی بخش بافت نرم با میانگین گیری وزنی - حجمی^۱ از خواص هر بخش (ماهیچه، چربی و پوست) محاسبه شده است. یانگ و همکاران [۲۳] در سال ۲۰۲۲ با ارائه یک مدل عددی ۷ بخشی از دست انسان به پیش‌بینی دمای پوست دست از جمله انگشتان، کف و پشت دست در شرایط شدید سرمایی پرداختند. بخش‌های دست در مدل ارائه شده شامل پنج انگشت، کف و پشت دست می‌باشد که هر بخش از چهار گره بعنوان لایه‌های تشکیل‌دهنده (مرکز، ماهیچه، چربی و پوست) تشکیل شده است. همچنین در این مدل یک گره خونی مرکزی وجود داشته که از طریق جریان خون، گرما را با بخش‌های دیگر از طریق همرفت تبادل می‌نماید. این مدل حرارتی دستی در مجموع دارای ۲۹ گره می‌باشد. در مدل ارائه شده با توجه به نگرش صفر بعدی در نظر گرفته شده، تنها یک دما بعنوان نماینده دمای انگشتان، کف و پشت دست گزارش می‌گردد که ناتوانی مدل عددی را در بیان توزیع غیر یکنواخت دمایی بر روی سطح پوست بخش‌های مختلف دست را بازگو می‌نماید.

در هیچ یک از مدل‌های فوق، دست به صورت کامل همراه با انگشتان شبیه‌سازی نشده است و این امر باعث شده است که تفاوت‌های ابعادی و زیستی موجود در انگشتان به درستی مورد ارزیابی قرار نگیرد. هر چند مدل ژانگ و همکاران [۲۴] با اتکا به تصاویر پزشکی به هندسه واقعی دست نزدیک است، اما خواص ترموفیزیکی و فیزیولوژیکی بافت نرم دست با میانگین گیری وزنی - حجمی از خواص هر بخش (ماهیچه، چربی و پوست)، محاسبه شده است که دقیق نمی‌باشد. از این رو، ارائه یک مدل کامل مبتنی بر هندسه واقعی و متشکل از تمامی بخش‌های دست از قبیل انگشتان، کف و پشت دست، ساعد و بازو و توجه به ساختار بافت در هر بخش و اصلاح مدل گردش خون امری ضروری به شمار می‌آید.

هدف از انجام این پژوهش، پیکربندی یک مدل زیست-گرمایی از دست انسان با توجه به موارد زیر می‌باشد:

² Magnetic Resonance Imaging (MRI)

¹ Volume-Weighted average

جدول ۲ مقدار حجمی بافت‌های دست [۳۰]

ردیف	بافت	حجم (cm^3)
۱	استخوان	۲۰۰
۲	ماهیچه	۲۷۰
۳	چربی	۳۵۰
۴	پوست	۱۸۰

در نهایت مطابق شکل (۳)، مدل سه‌بعدی دست با هندسه واقعی جهت استفاده در نرم‌افزار کامسول^۵ استخراج شده است.

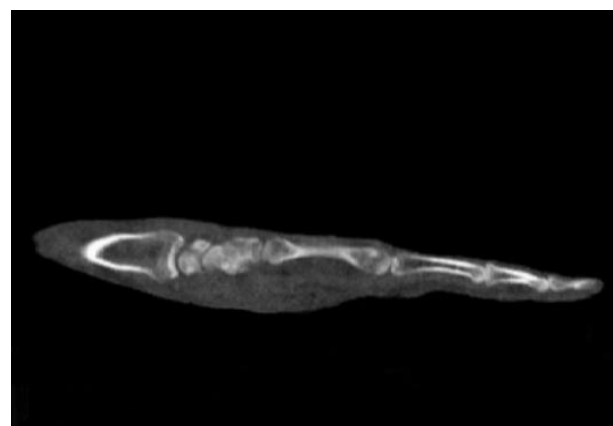
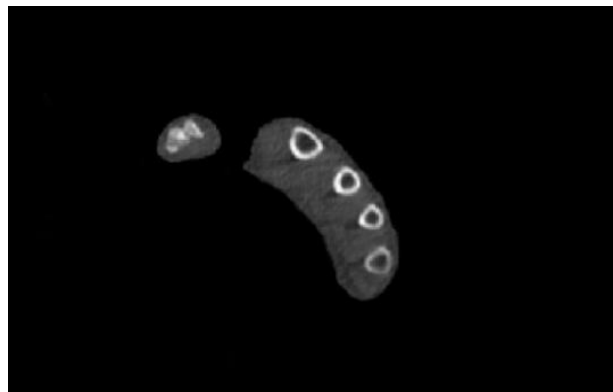


شکل ۳ مدل سه‌بعدی دست انسان با هندسه واقعی

در ادامه جهت تخصیص بافت مرتبط به هر لایه، تعیین خواص حرارتی و زیستی لایه‌ها به نرم‌افزار کامسول انتقال می‌یابد. مقادیر خواص زیست فیزیکی از قبیل چگالی، ظرفیت حرارتی، رسانش گرمایی، نرخ تراوش پایه خون و متابولیک پایه مربوط به هر لایه در جدول (۳) آورده شده است [۳۰]. کمیت مربوط به هر یک خواص زیست فیزیکی بافت‌های دست در جدول علائم و نشانه‌ها آورده شده است.

جهت شبیه‌سازی جریان عبوری از روی دست در سرعت و دماهای متفاوت (با توجه به شرایط محیطی) مدل زیست-گرمایی نهایی، مطابق شکل (۴) دست درون کانالی قرار داده شده است. ابعاد کانال در نظر گرفته شده در این پژوهش، براساس مطالعه ژانگ و همکاران [۲۴] می‌باشد که با توجه به تفاوت جزئی ابعاد نمونه دست بکار رفته در این پژوهش، برابر $50 * 50 * 100$ سانتی‌متر می‌باشد.

یک برش از تصاویر پزشکی بکار گرفته شده از دست انسان در دو نمای اکسیال^۱ و کرونال^۲ 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.



شکل ۲ تصاویر عکس‌برداری تشدید مغناطیسی دست

۱-۲- هندسه مدل

در این تحقیق، جهت ارائه یک مدل زیست گرمایی دست با هندسه کاملاً واقعی همراه با جزئیات بافت‌ها، از تصاویر پزشکی استفاده شده است. در ابتدا با استفاده از نرم‌افزار پردازش تصاویر پزشکی میمیکس^۳، 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 تصاویر، امکان وقوع خطا به دلیل سطوح ناصاف و حفره در مدل سه‌بعدی وجود دارد که برای اصلاح از نرم‌افزار تری-متیک^۴ استفاده شده است، سپس بافت نرم براساس داده‌های جدول (۲)، لایه‌بندی شده است.

⁴ 3-matic

⁵ COMSOL

¹ Axial

² Coronal

³ Mimics

استاندارد انتقال حرارت گنجانده و معادله بصورت زیر بیان شده است:

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

در این رابطه ρ چگالی، c_p ظرفیت گرمای ویژه، k رسانایی حرارتی، ω نرخ تراوش خون، T دمای بافت، T_b دمای خون، t (S) زمان و q_{met} نرخ حرارت تولید شده توسط متابولیک می‌باشند. در رابطه (۱)، جمله سمت چپ نشان دهنده نرخ ذخیره انرژی حرارتی در بافت بر واحد حجم و جملات سمت راست به ترتیب نشان دهنده هدایت حرارتی در بافت به دلیل گرادیان دما، انتقال حرارت مبادله شده توسط خون و حرارت داخلی تولید شده به دلیل سوخت و ساز بدن بر واحد حجم بافت هستند.

۲-۲-۲- نرخ گردش خون

همان‌طور که قبلاً اشاره شد، در معادله زیست گرمایی پنس، نرخ حرارت مبادله شده توسط خون از طریق رابطه (۲) محاسبه می‌شود.

$$Q_b = \rho_{bl} c_{bl} \omega (T_b - T) \quad (2)$$

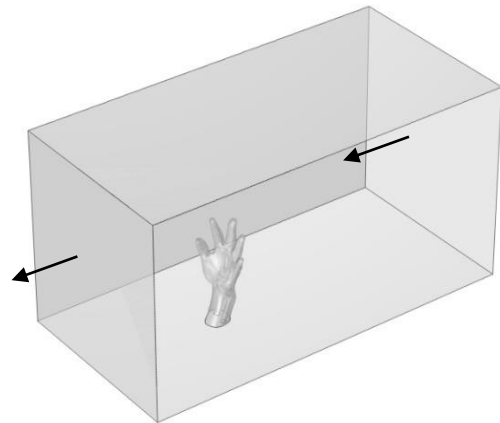
در این رابطه Q_b نرخ تبادل حرارت بوسیله خون، ρ_{bl} چگالی خون، c_{bl} ظرفیت گرمای ویژه خون، ω نرخ تراوش خون دریافت، T دمای بافت و T_b دمای خون می‌باشند. از جمله ویژگی‌های خاص دست، ساختار ویژه عروق خون‌رسانی و تفاوت زیاد نرخ گردش خون با توجه به شرایط محیطی آن دانست. جریان خون گردش درون دست شامل دو بخش، جریان پایه‌ای خون و مقدار خون درون پیوندهای سرخرگی-سیاهرگی است که می‌تواند در راستای کاهش میزات اتلاف حرارت بدن، کاهش یابد. برای محاسبه نرخ گردش خون از رابطه لوتنز و همکاران [۳۱] استفاده شده است که مطابق رابطه (۳) تابعی از دمای مرکزی بدن T_{core} ، دمای متوسط پوست کل بدن \bar{T}_{skin} و دمای موضعی پوست T می‌باشد.

$$\omega = \omega_{basic} + [1.5((T_{core} - 309.95) + 0.15(\bar{T}_{skin} - 306.15) + 0.2(T - 302.15))]/3000 \quad (3)$$

در رابطه فوق ω_{basic} نرخ جریان پایه‌ای خون است که مقدار آن برابر با $(\frac{1}{5}) \times 10^{-5}$ می‌باشد.

جدول ۳ خواص زیست فیزیکی بافت‌های دست [۳۰]

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



شکل ۴ هندسه مدل دست در نرم افزار کامسول

۲-۲- معادلات حاکم

بدن انسان همواره با محیط اطراف تبادل حرارت دارد تا دمای بخش مرکزی خود را در محدوده ۳۶-۳۸ درجه سلسیوس حفظ نماید. از جمله عوامل تأثیرگذار بر نرخ انتقال حرارت بدن می‌توان به دمای محیط، سرعت جریان هوا، نرخ حرارت تولید شده به دلیل سوخت و ساز بدن و انتقال حرارت میان بافت‌های مختلف بدن از طریق خون‌رسانی دانست. از این‌رو دامنه حل در مطالعه حاضر متشکل از دو بخش، انتقال حرارت زیستی درون بافت‌های مختلف دست و میدان جریان عبوری بر روی دست می‌باشد.

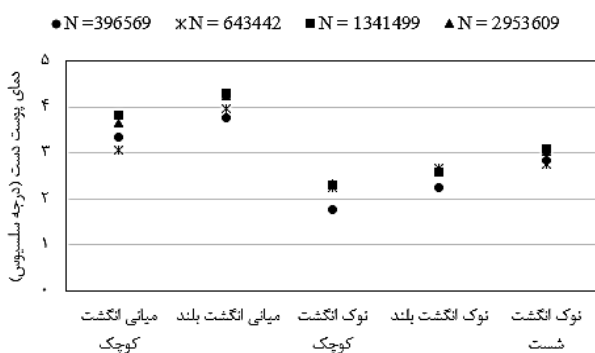
۲-۲-۱- معادلات حاکم بر انتقال حرارت زیستی

تاکنون مدل‌های مختلفی برای ارزیابی شرایط حرارتی بافت‌های زنده ارائه شده است، که در این میان مدل زیست گرمایی پنس بیشترین کاربرد را دارد. این مدل، انتقال حرارت زیستی را به روشی ساده توصیف می‌کند و بسیار کارآمد است. مدل پنس [۱۲] در سال ۱۹۴۸ و بر اساس اثر متابولیسم و ریزش خون بر تعادل حرارتی بافت ارائه شد. این دو اثر در معادله

که برابر $5.67 * 10^{-8} (W/(m^2 \cdot K^4))$ و T_{sur} نیز دمای محیط اطراف است. به دلیل دمای کم محیط اطراف در این مطالعه از انتقال حرارت از طریق تعرق صرف نظر شده است.

۳- شبکه بندی و استقلال از شبکه

برای حل مسئله از یک شبکه بندی غیر سازمان یافته ایجاد در نواحی مختلف مدل بخصوص در هندسه دست و اطراف آن، استفاده شده است. گسسته سازی معادلات بصورت خطی بود و از روش حل فرمول تفاضلی پسرو^۳ در حل معادلات استفاده شده است. در نرم افزار کامسول 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 $10^{-6} * 1$ و برای سایر معادلات به $10^{-4} * 1$ می باشد. جهت بررسی استقلال نتایج از حل و انتخاب شبکه ای مناسب برای شبیه سازی مسئله، هندسه مورد مطالعه با تعداد گره های محاسباتی ۳۹۶۵۶۹، ۶۴۳۴۴۲، ۱۳۴۱۴۹۹ و ۲۹۵۳۶۰۹ حل و نتایج بدست آمده مقایسه شده اند. در این راستا دمای پوست در ۱۰ نقطه مختلف با یکدیگر مقایسه شده است. این نقاط شامل کف دست، پشت دست، بند میانی تمامی انگشتان و نوک انگشتان کوچک، میانی و شست می باشند. مقایسه دمای پوست در پنج نقطه از دست در شکل (۵) نشان داده شده است.



شکل ۵ بررسی استقلال نتایج از شبکه محاسباتی

همان طور که مشاهده می شود تفاوت دمای پوست دست در دو حل با گره های محاسباتی ۱۳۴۱۴۹۹ و ۲۹۵۳۶۰۹ با یکدیگر تفاوت چندانی ندارند که نشان دهنده عدم ضرورت بر انتخاب

۲-۲-۳- 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 تأثیر جریان سیال اطراف دست و انتقال حرارت در آن نیز مورد مطالعه قرار گیرد. جریان عبوری از روی دست بصورت ناپایا، آشفته و تراکم ناپذیر فرض گردیده و جریان آشفته توسط معادلات ناویر-استوکس به روش میانگین گیری رینولدز^۱ بصورت سه بعدی توصیف شده است. با توجه به عملکرد بهتر مدل آشفته SST در مقایسه با مدل های RNG K-e, realizable k-e, low Re k-e و ... در حل مسائل دارای انتقال حرارت تابشی و همرفت بصورت همزمان، از این مدل آشفته در پژوهش حاضر استفاده شده است [۳۲-۳۴]. معادلات حاکم شامل معادلات پیوستگی، بقای مومنتوم و بقای انرژی است که به ترتیب به صورت روابط (۴) تا (۶) بیان شده اند [۳۵]:

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (4)$$

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \nabla u \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 u + \rho g \quad (5)$$

$$\rho c_p \left(\frac{\partial T}{\partial t} + u \cdot \nabla T \right) = k \nabla^2 T + s \quad (6)$$

در معادلات بالا u نشان دهنده بردار سرعت، P فشار استاتیکی و μ لزجت سیال است و در معادله (۶)، c_p نشان دهنده ظرفیت گرمایی ویژه، k رسانایی حرارتی، s جمله چشمه و T دمای سیال است.

۲-۳- شرایط مرزی پوست

در مطالعه زیست گرمایی دست، انتقال حرارت از طریق همرفت، تابش و تبخیر از طریق پوست با محیط اطراف صورت می گیرد. نرخ انتقال حرارت تابشی از پوست به محیط اطراف توسط قانون استفان بولتزمن و از طریق رابطه (۷) محاسبه می شود.

$$q_r = \varepsilon \sigma (T^4 - T_{sur}^4) \quad (7)$$

که در رابطه فوق (۷) میزان گسیلمندی^۲ سطح پوست است که مقدار را برابر با $0.98/36$ است. σ ثابت استفان بولتزمن

³ Backward Differentiation Formula (BDF)

¹ Reynolds-Averaged Navier-Stokes (RANS)

² Emissivity

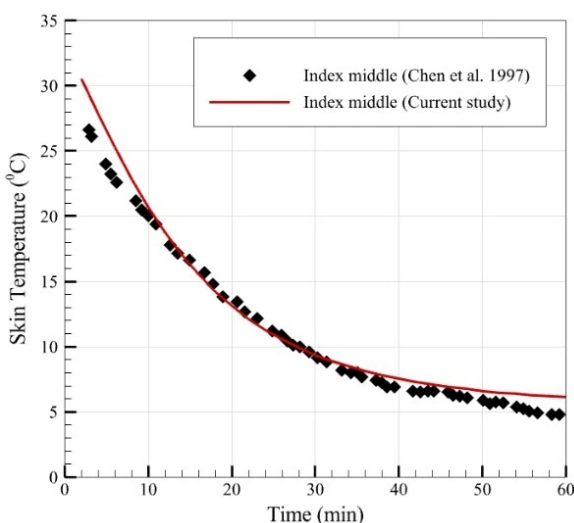
دمای مرکز بدن و متوسط دمای سطح پوست با توجه به عدم بیان این مقادیر در شرایط آزمایشگاهی، به ترتیب برابر $37/1^{\circ}\text{C}$ و 31°C دانست که در رابطه اصلاح گردش خون مورد استفاده قرار می‌گیرد. از دیگر موارد بروز این اختلاف عدم بیان دقیق نحوه و محل اندازه‌گیری دمای سطح پوست و خطای ابزار اندازه‌گیری دانست. با این وجود این اختلاف با گذشت زمان و با شبه پایا شدن شرایط، کاهش می‌یابد.

در حالت دوم، از داده‌های آزمایشگاهی چن و همکاران [۳۸] استفاده شده است. در این مطالعه دست در تمامی آزمایش‌ها در یک محفظه واقع شده و هوای درون محفظه به آرامی به گردش درآمده است بطوریکه که سرعت هوا در نزدیکی دست کمتر از $0/4$ متر بر ثانیه است. زمان آزمایش در مطالعه چن و همکاران [۳۸] ۶۰ دقیقه است.

در شکل (۷)، نتایج بدست آمده از مطالعه حاضر با داده‌های آزمایشگاهی برای حالتی که دمای هوای در گردش درون محفظه صفر است، مقایسه شده است.

جدول ۴ میانگین قدرمطلق خطا (MAE)، میانگین مربعات خطا (MSE)، جذر میانگین مربعات خطا (RMSE) و میانگین درصد قدرمطلق خطا (MAPE) نتایج پیش‌بینی شده عددی و داده‌های آزمایشگاهی مکجاویچ و همکاران [۳۷]

۱۰ (درجه سلسیوس)	دمای آب
۰/۴۷	MAE ($^{\circ}\text{C}$)
۰/۴۵	MSE ($^{\circ}\text{C}$)
۰/۶۷	RMSE ($^{\circ}\text{C}$)
۳/۸	MAPE (%)

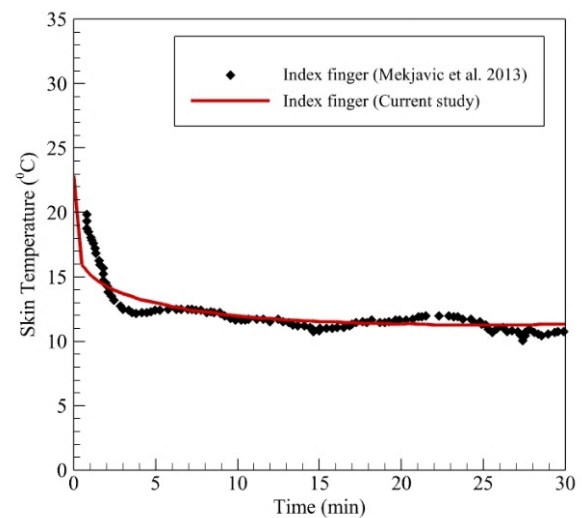


الف- بند میانی انگشت اشاره

گره‌های محاسباتی بیشتر است و در نهایت از شبکه‌ای با تعداد ۱۳۴۱۴۹۹ سلول محاسباتی به‌عنوان شبکه مناسب برای انجام محاسبات انتخاب شده است.

۴- اعتبارسنجی مدل زیست-گرمایی دست

جهت اعتبارسنجی و بررسی صحت مدل، نتایج با داده‌های تجربی منتشر شده در منابع مختلف مقایسه شده است. ابتدا نتایج مدل زیست گرمایی دست با داده‌های آزمایشگاهی مکجاویچ و همکاران [۳۷] مقایسه شده‌اند. در این مطالعه دست به مدت ۳۰ دقیقه درون محفظه‌ای به ابعاد $80 * 30 * 25$ سانتی‌متر، که دارای سیستم خنک‌کننده فعال تثبیت‌کننده دما، قرار دارد. در شکل (۶) دمای بدست آمده از مدل زیست گرمایی دست در سطح پوست نوک انگشت اشاره با داده‌های آزمایشگاهی تحقیق مکجاویچ و همکاران [۳۷] در دمای 10°C درجه سلسیوس با یکدیگر مقایسه شده است که دارای دقت قابل قبولی می‌باشد.



شکل ۶ اعتبارسنجی نتایج عددی با داده‌های آزمایشگاهی مکجاویچ و همکاران [۳۷] در نوک انگشت اشاره

در جدول (۴) مقادیر میانگین قدرمطلق خطا، میانگین مربعات خطا، جذر میانگین مربعات خطا و میانگین درصد قدرمطلق خطا میان دمای سطح پوست پیش‌بینی شده در نوک انگشت اشاره توسط حل عددی و داده‌های آزمایشگاهی مقاله مکجاویچ و همکاران ارائه شده است که دارای قدرمطلق خطای $3/8\%$ می‌باشد. حداکثر اختلاف میان داده‌های تجربی و نتایج عددی بدست آمده از مدل حاضر در حدود $3/2$ درجه سلسیوس می‌باشد. از جمله علل بروز این اختلاف را می‌توان در نظر گرفتن

جدول ۵ میانگین قدرمطلق خطا (MAE)، میانگین مربعات خطا (MSE) و جذر میانگین مربعات خطا (RMSE) نتایج پیش‌بینی شده عددی و داده‌های آزمایشگاهی چن و همکاران [۳۸]

RMSE	MSE	MAE	
۰/۹۷	۰/۹۴	۰/۷۴	بند میانی انگشت اشاره
۰/۹۳	۰/۸۷	۰/۷۷	نوک انگشت اشاره
۰/۹۸	۰/۹۷	۰/۸	بند میانی شست
۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۸۶	کف دست

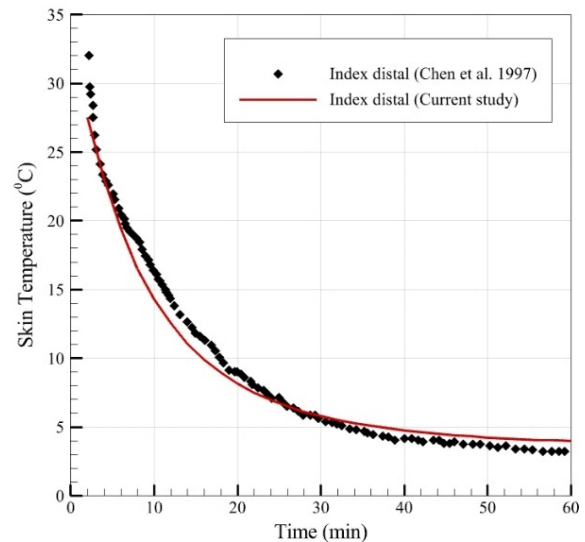
در تمامی حالت‌ها، نتایج عددی بدست آمده با دقت قابل قبولی با نتایج آزمایشگاهی تطابق دارند. علت اختلاف‌های میان نتایج عددی و آزمایشگاهی را می‌توان مواردی از قبیل دقت ابزارهای اندازه‌گیری و عدم اطلاع از محل دقیق نصب سنسورهای دما بر روی سطح پوست و اندازه‌گیری سرعت نزدیک دست دانست. لذا مدل زیست‌گرمایی ارائه شده توانسته نتایج قابل قبولی را در مقایسه با داده‌های آزمایشگاهی ارائه نماید که این موضوع بیانگر توانایی مدل در پیش‌بینی دمای سطح پوست در بخش‌های مختلف دست است. در نتیجه مدل حاضر می‌تواند کمک کند تا تأثیر شرایط حاد دمایی از قبیل سرمای‌شدگی بر روی بدن انسان و بخش دست، بدون نیاز به صرف هزینه زیاد در محیط آزمایشگاهی انجام شود.

در جدول (۵) 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 [۳۸] ارائه شده است که از دقت قابل قبولی برخوردار است.

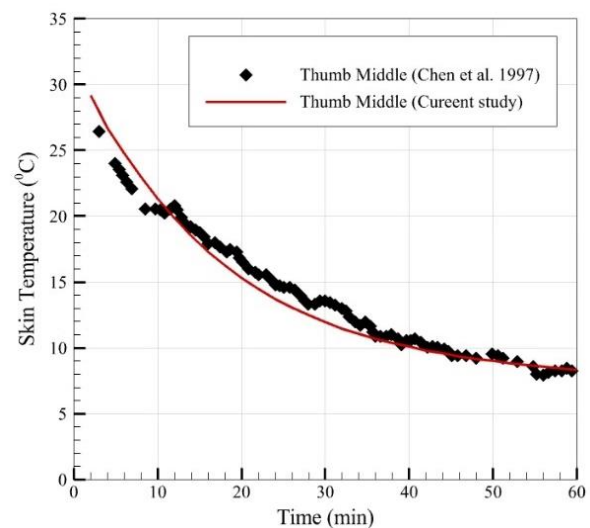
در نهایت نتایج مدل حاضر با نتایج تجربی وانگ و همکاران [۳۹] که به مطالعه تأثیر سرمای‌شدگی پرداخته‌اند، در شکل (۸) مقایسه شده است. همچنین در جدول (۶) مقدار میانگین درصد قدرمطلق خطا میان داده‌های آزمایشگاهی وانگ و همکاران [۳۹] در دو بخش پشت دست و انگشت حلقه با مقادیر بدست آمده از حل عددی به کمک مدل زیست‌گرمایی پیکربندی شده بیان شده است. میانگین درصد قدرمطلق خطا در بخش پشت دست برابر با ۱/۸۴٪ است که دارای مقدار قابل قبولی است.

جدول ۶ میانگین درصد قدرمطلق خطا (MAPE) میان نتایج پیش‌بینی شده عددی و داده‌های آزمایشگاهی وانگ و همکاران [۳۹]

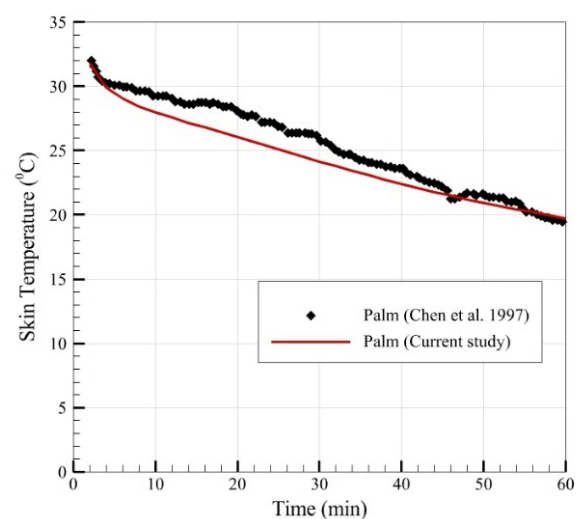
	پشت دست
MAPE (%)	۱/۸۴



ب- نوک انگشت اشاره



ج- بند میانی انگشت شست



د- کف دست

شکل ۷ اعتبارسنجی نتایج عددی با داده‌های آزمایشگاهی چن و همکاران [۳۸] در بخش‌های مختلف دست

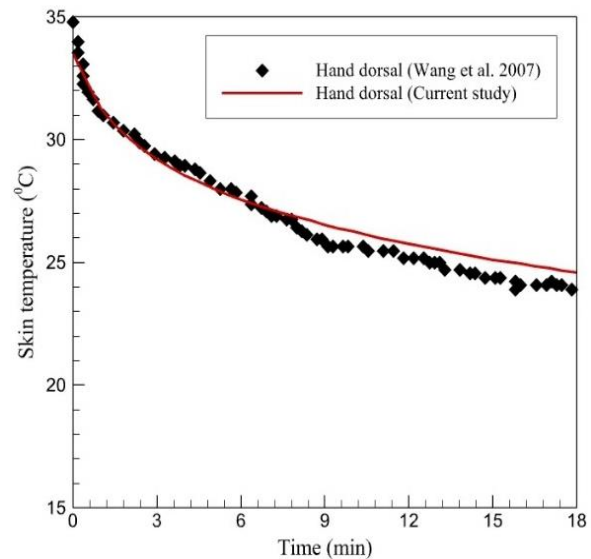
دمای زیاد میان بخش‌های با دمای کمینه و بیشینه دست چشم‌پوشی شده است، که این امر سبب بروز خطای بسیار در پیش‌بینی شرایط دست خصوصاً در شرایط حاد دمایی محیط می‌شود.

در شکل (۹) توزیع دمایی بر روی سطح دست پس از گذشت مدت زمان ۱۰ و ۶۰ دقیقه نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در هر دو زمان، اختلاف زیادی بین بخش‌های مختلف دست وجود دارد که در این میان انگشتان نسبت به سایر بخش‌ها از دمای کمتری برخوردارند. علت این امر را باید ساختار فیزیکی منحصر به فرد انگشتان و نسبت سطح به حجم زیاد آن‌ها در مقایسه با سایر بخش‌های بدن دانست که باعث شده است که انگشتان همچون یک سطح گسترش یافته عمل کرده و بیشترین اتلاف حرارت را داشته باشد.

با مقایسه دمای بخش نوک انگشت با قسمت انتهایی و محل اتصال انگشت به کف دست می‌توان مشاهده نمود که نوک انگشت از دمای کمتری برخوردار است، که این موضوع در تمامی انگشتان صادق است. از طرفی انگشت کوچک در مقایسه با سایر انگشتان دمای کمتری در بخش نوک انگشت و قسمت انتهایی دارد.

در مطالعه رئیسی و همکاران [۲۸]، دمای بحرانی جهت بروز یخ‌زدگی در بافت پوست ۰/۶- درجه سلسیوس بدست آمده است، در صورتیکه دمای نوک انگشت کوچک، بعد از مدت زمان ۶۰ دقیقه، برابر ۲/۱۱ درجه سلسیوس پیش‌بینی شده است که با دمای یخ‌زدگی فاصله دارد. این اختلاف دمای ۲/۷۱ درجه سلسیوس با افزایش سرعت وزش و یا کاهش دمای محیط کاهش یافته و می‌تواند در شرایط بحرانی و یا وقوع یخ‌زدگی در نوک انگشت کوچک شود. در مطالعه امکان وقوع شرایط بحرانی در محیط‌های با شرایط حاد دمایی، انگشت کوچک و خصوصاً بخش نوک انگشت از شرایط بحرانی تری نسبت به سایر بخش‌ها برخوردار است. از این رو می‌توان دمای انگشت کوچک را بعنوان معیاری جهت بررسی امکان بروز خطراتی مانند یخ‌زدگی و بافت‌مردگی انتخاب نمود.

شکل (۱۰) توزیع دما در بخش‌های مختلف دست از نمای کف دست برای شرایط محیطی با دمای صفر درجه سلسیوس و سرعت وزش ۰/۴ متر بر ثانیه پس از گذشت ۶۰ دقیقه نشان داده شده است. با توجه به جهت وزش هوا به سمت پشت دست، کف دست در معرض وزش مستقیم هوای سرد نبوده و وجود بافت نرم و به تبع آن تولید حرارت بیشتر نسبت به پشت دست و انگشتان، این ناحیه دارای دمای بیشتری است.



شکل ۸ اعتبارسنجی نتایج عددی با داده‌های آزمایشگاهی وانگ و همکاران در پشت دست [۳۹]

۵- نتایج

در این قسمت به بررسی توزیع غیر یکنواخت دمایی سطح پوست دست در شرایط محیطی با دمای صفر درجه سلسیوس و سرعت ۰/۴ متر بر ثانیه پس از گذشت ۶۰ دقیقه پرداخته شده است. در جدول (۷) مقادیر دمای کمینه، بیشینه و متوسط بر روی سطح پوست دست بیان شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود کمینه دما سطح پوست دست در دمای صفر درجه سلسیوس محیط و سرعت وزش ۰/۴ متر بر ثانیه در نهایت به مقدار ۱/۶۹ درجه سلسیوس کاهش یافته است. در مقابل بیشینه دمای سطح پوست دست برابر ۲۰/۲۱ درجه سلسیوس است که نشان دهنده اختلاف بسیار زیاد و در حدود ۱۷/۵۲ درجه سلسیوس است.

جدول ۷ مقادیر دمای کمینه، متوسط و بیشینه بر روی سطح پوست دست در شرایط محیطی ۰ درجه سلسیوس و سرعت ۰/۴ متر بر ثانیه

دمای سطح پوست دست (°C)		
بیشینه	متوسط	کمینه
۲۰/۲۱	۱۰/۶۴	۱/۶۹

متوسط دمای سطح پوست دست پس از گذشت ۶۰ دقیقه نیز در حدود ۱۰/۶۴ است که در صورت در نظر گرفتن این دما بعنوان دمای متوسط کل سطح پوست دست همانند مدل‌های تنظیم حرارت موجود بدن، از توزیع غیر یکنواخت دما و اختلاف

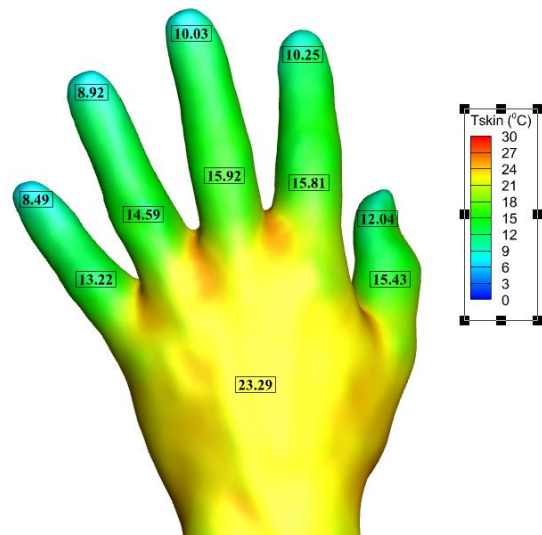
از مقایسه دمای بخش‌های مختلف کف و پشت دست در اشکال (۹) و (۱۰) در ۶۰ دقیقه می‌توان فهمید که دمای سمت پشت و کف دست با یکدیگر متفاوت است که نشان دهنده توانایی مدل زیست-گرمایی پیکربندی شده در پیش‌بینی دمای پوست دست می‌باشد. همچنین در شکل (۱۰) مشاهده می‌شود که انگشت کوچک، کماکان از دمای کمتری نسبت به سایر انگشتان برخوردار است و لذا انتخاب این انگشت بعنوان معیاری جهت بررسی شرایط بحرانی دست مناسب است.

۶- نتیجه‌گیری

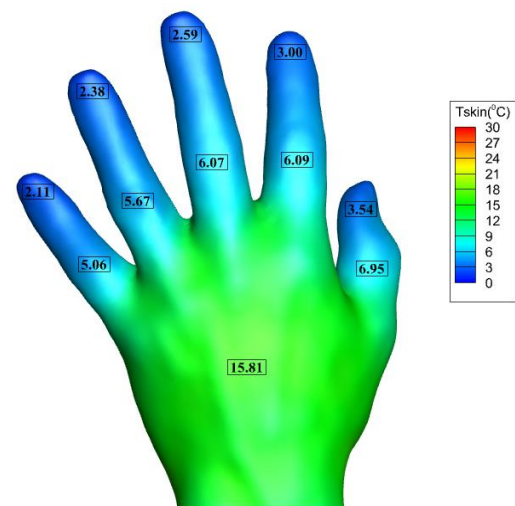
همان‌طور که اشاره شد، اکثر مدل‌های تنظیم حرارت بدن صفر بعدی بوده و با توجه به تعداد تقسیم بندی بدن برای هر قسمت یک دما را محاسبه می‌کنند، از این رو این مدل‌ها قادر نیستند تغییرات مکانی دما در بافت قسمت‌های مختلف بدن را نشان دهند. این مدل‌ها همچنین در شرایط بحرانی دمایی محیط، نیز از خود پاسخ مناسبی را نشان نداده و نمی‌توان از آن‌ها در بررسی انتقال حرارت زیستی حاکم در هنگام مواجهه با تنش-می‌شود که بخشی حساس به تغییرات دما با ساختار فیزیکی منحصر بفرد مانند دست انسان مورد مطالعه باشد. اندام‌های جانبی بدن از قبیل دست‌ها، به دلیل نسبت سطح به حجم بیشتر، نقش بسزایی در فرآیند تنظیم دمای بدن دارند. این ویژگی دست و به خصوص انگشتان، باعث تغییرات دمایی زیادی در بخش‌های مختلف دست می‌شود.

در مدل‌های پیشین، دست و یا انگشت به‌عنوان یک استوانه همگن فرض شده که به دلیل ساده‌سازی در هندسه، لایه‌بندی بافت‌ها و گردش خون، نتایج آنها قابل اتکا نمی‌باشند. در مطالعه حاضر سعی شده تا با پیکربندی یک مدل زیست-گرمایی دست انسان با هندسه کاملاً واقعی، با لایه‌بندی بافت‌های مختلف و مدل‌سازی جریان خون، این تفاوت‌های دمایی در بخش‌های مختلف با دقت محاسبه شود. مقایسه نتایج تجربی و عددی استخراج شده از مدل زیست-گرمایی دست، نشان دهنده دقت بالای مدل حاضر در پیش‌بینی دمای بخش‌های مختلف دست از جمله انگشتان می‌باشد. از دیگر نتایج بدست آمده در این پژوهش می‌توان به موارد زیر اشاره نمود:

- در بررسی شرایط محیطی با دمای صفر درجه سلسیوس و سرعت ۰/۴ متر بر ثانیه پس از گذشت ۶۰ دقیقه، کمینه و بیشینه دمای سطح پوست دست به ترتیب برابر مقدار ۱/۶۹ و ۲۰/۲۱ است که با تفاوت در حدود ۱۷/۵۲ درجه

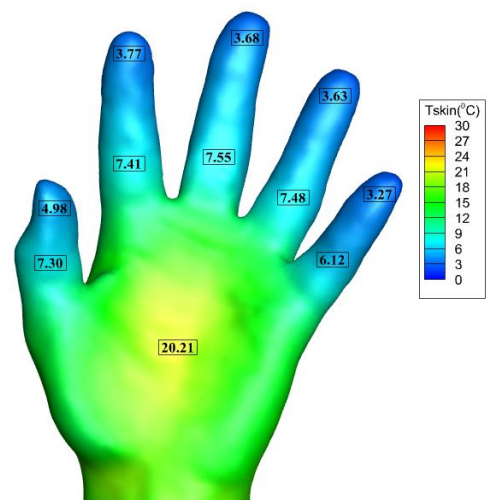


الف- پس از گذشت ۱۰ دقیقه



ب- پس از گذشت ۶۰ دقیقه

شکل ۹ توزیع دمایی بر روی سطح پوست پشت دست در شرایط محیطی ۰ درجه سلسیوس و سرعت ۰/۴ متر بر ثانیه



شکل ۱۰ توزیع دمایی بر روی سطح پوست کف دست در شرایط محیطی ۰ درجه سلسیوس و سرعت ۰/۴ متر بر ثانیه

۷- پیشنهادات

- با توجه به نتایج این مطالعه، می‌توان موضوعات زیر را جهت انجام تحقیقات بیشتر پیشنهاد نمود:
- بررسی توزیع دمایی دست در دامنه گسترده‌تری از شرایط محیطی (طبیعی و گرم).
- بکارگیری از مدل زیست-گرمایی حاضر در مطالعه تأثیر میزان ضخامت و مقاومت حرارتی پوشش مانند دستکش بر شرایط دمایی دست.
- پیش‌بینی امکان وقوع یخ‌زدگی در دست و بویژه انگشتان در دما و سرعت‌های مختلف.
- مطالعه تأثیر پارامترهای فردی از قبیل جنسیت، سن و توده بدنی بر توزیع دمایی سطح پوست دست.
- بکارگیری از دمای سطح پوست بخش‌های مختلف دست از طریق وسایل شخصی پوششی مانند حلقه و ساعت هوشمند در تعیین میزان رضایت فرد از شرایط محیطی و کنترل وسایل تهویه مطبوع.

۸- فهرست علائم و اختصارات

علائم انگلیسی

c_p	ظرفیت گرمایی ویژه، (J/kg · K)
P	فشار، (kPa)
Q	اتلاف حرارت، (W/m ²)
s	جمله چشمه
T	دما
u_i	بردار سرعت، (m/s)
ε	ضریب انتشار
k	رسانش حرارتی، (W/m · K)
μ	ضریب لزجت دینامیکی، (kg/m · s)
ρ	چگالی، (kg/m ³)
σ	ثابت استفان بولتزمن
ω	تراوش خون، (1/s)
زیرنویس‌ها	
B1	خون
core	مرکز بدن
skin	پوست
met	متابولیک

۸- مراجع

- [1] M. Zhang, R. Li, Y. Wu, and G. Song, "Thermoregulation of human hands in cold environments and its modeling approach: A comprehensive review," *Building and Environment*,

سلسیوس، نشان دهنده اختلاف بسیار زیاد میان بخش‌های مختلف دست است. این موضوع بر ضرورت مدل‌سازی دست با توجه به ویژگی‌های منحصر بفرد شامل تفاوت ظاهری و ساختاری بخش‌های مختلف دست براساس آناتومی کاملاً واقعی تأکید دارد.

- در این شرایط محیطی، متوسط دمای سطح پوست دست نیز برابر ۱۰/۶۴ درجه سلسیوس می‌باشد که با درنظر گرفتن این دما بعنوان دمای سطح پوست دست همانند مدل‌های تنظیم حرارت موجود بدن، از توزیع غیر یکنواخت دما و اختلاف دمای بسیار میان بخش‌های مختلف دست چشم‌پوشی شده است، که این امر سبب بروز خطا بسیار در پیش‌بینی شرایط دست خصوصاً در شرایط حاد دمایی محیط می‌شود.
- با توجه به توزیع غیر یکنواخت دما و اختلاف دمای بسیار میان بخش‌های مختلف دست، انگشتان کوچک، حلقه، میانی، اشاره و شست به ترتیب دارای دمای ۳/۶۳، ۳/۶۸، ۳/۶۸ و ۴/۹۸ درجه سلسیوس می‌باشند که نسبت به سایر بخش‌ها از دمای کمتری برخوردارند.
- از طرفی انگشت کوچک در بخش نوک انگشت و قسمت انتهایی دارای دمای به ترتیب ۳/۲۷ و ۶/۱۲ می‌باشد که در مقایسه با سایر انگشتان از دمای کمتری برخوردار بوده و این موضوع بر اهمیت توجه به آناتومی واقعی دست در مدل‌سازی دست در هنگام مطالعه زیست-گرمایی دست بویژه در شرایط شدید سرمای دلاله دارد.
- با توجه به جهت جریان اعمالی، دمای سمت پشت و کف دست پس از گذشت ۶۰ دقیقه با یکدیگر متفاوت است که نشان دهنده توانایی مدل زیست-گرمایی پیکربندی شده در پیش‌بینی دمای پوست دست می‌باشد. همچنین در هر دو سمت کف و پشت دست، انگشت کوچک از دمای کمتری نسبت به سایر انگشتان برخوردار است و از این‌رو در مطالعه محیط‌های با تنش‌های سرمای می‌بایست این انگشت بعنوان معیاری جهت بررسی شرایط بحرانی دست انتخاب گردد.
- دمای نوک انگشت کوچک، بعد از مدت زمان ۶۰ دقیقه، برابر ۲/۱۱ درجه سلسیوس بوده که با توجه به دمای بحرانی ۰/۶- درجه سلسیوس جهت بروز یخ‌زدگی در بافت پوست، با رخداد یخ‌زدگی فاصله دارد. این اختلاف دما برابر ۲/۷۱ درجه سلسیوس است که با افزایش سرعت وزش و یا کاهش دمای محیط، می‌تواند در شرایط بحرانی و یا وقوع یخ‌زدگی در نوک انگشت کوچک شود.

- Energy and Buildings*, vol. 118, pp. 114-122, 2016/04/15/ 2016, doi: <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2016.02.051>.
- [12] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of Applied Physiology*, vol. 1, no. 2, pp. 93-122, 1948, doi: <https://doi.org/10.1152/jappl.1948.1.2.93>.
- [13] A. Zolfaghari and M. Maerefat, "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, 2010/10/01/ 2010, doi: <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2010.03.002>.
- [14] N. M. Khiavi, M. Maerefat, and S. A. Zolfaghari, "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, 2018/05/01/ 2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2018.04.006>.
- [15] M. Afzalian and A. Zolfaghari, "Modeling the effects of individual parameters on local body temperature by developing an individualized multi-segment thermoregulatory model," (in Persian), vol. 52, pp. 329-338, 08/15 2022, doi: <https://doi.org/10.22034/jmeut.2022.50387.3062>.
- [16] A. Shitzer, L. A. Stroschein, W. R. Santee, R. R. Gonzalez, and K. B. Pandolf, "Quantification of conservative endurance times in thermally insulated cold-stressed digits," *Journal of Applied Physiology*, vol. 71, no. 6, pp. 2528-2535, 1991, doi: <https://doi.org/10.1152/jappl.1991.71.6.2528>.
- [17] A. Shitzer, L. A. Stroschein, P. Vital, R. R. Gonzalez, and K. B. Pandolf, "Numerical analysis of an extremity in a cold environment including countercurrent arterio-venous heat exchange," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 119, no. 2, pp. 179-186, 1997, doi: <https://doi.org/10.1115/1.2796078>.
- [18] O. Ley and C. V. Deshpande, "Comparison of two mathematical models for the study of vascular reactivity," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 39, no. 7, pp. 579-589, 2009/07/01/ 2009, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2008.12.003>.
- [19] P. K. V. Manda, "Study of the risk of frostbite in humans with the help of a transient 3D finger model," 2013. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/2097/15995>. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/2097/15995>.
- [20] A. Fallahi, M. Reza Salimpour, and E. Shirani, "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*, vol. 65, pp. 153-160, 2017/04/01/ vol. 248, p. 111093, 2024/01/15/ 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2023.111093>.
- [2] M. Salloum, N. Ghaddar, and K. Ghali, "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, 2007/04/01/ 2007, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2006.06.017>.
- [3] J. A. Stolwijk, "A mathematical model of physiological temperature regulation in man," NASA, 1971. [Online]. Available: <https://ntrs.nasa.gov/citations/19710023925>.
- [4] A. P. Gagge, A. P. R. Fobelets, and L. Berglund, "A standard predictive index of human response to the thermal environment," *Ashrae Transactions*, vol. 92, pp. 709-731, 1986.
- [5] J. A. J. Stolwijk and J. D. Hardy, "Temperature regulation in man — A theoretical study," *Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, vol. 291, no. 2, pp. 129-162, 1966/01/01 1966, doi: <https://doi.org/10.1007/BF00412787>.
- [6] D. Fiala *et al.*, "Physiological modeling for technical, clinical and research applications," *Frontiers in bioscience*, vol. 2, pp. 939-68, 2010, doi: <https://doi.org/10.2741/S112>.
- [7] Y. Kobayashi and S.-i. Tanabe, "Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system," *Building and Environment*, vol. 66, pp. 1-10, 2013/08/01/ 2013, doi: <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2013.04.013>.
- [8] S.-i. Tanabe, K. Kobayashi, J. Nakano, Y. Ozeki, and M. Konishi, "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, 2002/07/01/ 2002, doi: [https://doi.org/10.1016/S0378-7788\(02\)00014-2](https://doi.org/10.1016/S0378-7788(02)00014-2).
- [9] J. Yang, W. Weng, and B. Zhang, "Experimental and numerical study of physiological responses in hot environments," *Journal of Thermal Biology*, vol. 45, pp. 54-61, 2014/10/01/ 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2014.07.010>.
- [10] J. Zhao, H. Wang, Y. Li, F. Xiao, and Q. Deng, "Heatstroke recovery at home as predicted by human thermoregulation modeling," *Building and Environment*, vol. 173, p. 106752, 2020/04/15/ 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2020.106752>.
- [11] D. Lai and Q. Chen, "A two-dimensional model for calculating heat transfer in the human body in a transient and non-uniform thermal environment,"

- [29] M. Raeisi, H. Hassanzadeh, S. A. Zolfghari and A. Omidvar, "Investigating the effect of air flow velocity and temperature on the thermal response of fingers using a bio-heat model of the human hand," *21th Fluid Dynamics Conference*, 2025, [In Persian], <https://civilica.com/doc/2251404>.
- [30] L. Vallez, B. Plourde, and J. Abraham. *A new computational thermal model of the whole human body: Applications to patient warming blankets*, doi: <https://doi.org/10.1080/10407782.2015.1080573>.
- [31] W. A. Lotens, "Simulation of hand cooling due to touching cold materials," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 65, no. 1, pp. 59-65, 1992/01/01 1992, doi: <https://doi.org/10.1007/BF01466275>.
- [32] C. Li and K. Ito, "Numerical and experimental estimation of convective heat transfer coefficient of human body under strong forced convective flow," *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, vol. 126, pp. 107-117, 2014/03/01/ 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jweia.2014.01.003>.
- [33] X. Li and J. Tu, "Evaluation of the eddy viscosity turbulence models for the simulation of convection–radiation coupled heat transfer in indoor environment," *Energy and Buildings*, vol. 184, pp. 8-18, 2019/02/01/ 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2018.11.043>.
- [34] M. Zhang, R. Li, Y. Wu, L. Wang, G. Song, and J. Li, "Numerical study of the convective heat transfer coefficient of the hand and the effect of wind," *Building and Environment*, vol. 188, p. 107482, 2021/01/15/ 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2020.107482>.
- [35] P. J. Pritchard and J. W. Mitchell, *Fox and McDonald's Introduction to Fluid Mechanics*. Wiley, 2016.
- [36] V. Bernard, E. Staffa, V. Mornstein, and A. Bourek, "Infrared camera assessment of skin surface temperature – Effect of emissivity," *Physica Medica*, vol. 29, no. 6, pp. 583-591, 2013/11/01/ 2013, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.09.003>.
- [37] I. B. Mekjavic, U. Dobnikar, and S. N. Kounalakis, "Cold-induced vasodilatation response in the fingers at 4 different water temperatures," *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, vol. 38, no. 1, pp. 14-20, 2013, doi: <https://doi.org/10.1139/apnm-2012-0118>.
- [38] F. Chen, Z. Y. Liu, and I. Holmér, "Hand and finger skin temperatures in convective and contact cold exposure," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 72, no. 4, pp. 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2017.03.001>.
- [21] Z. Kang, F. Wang, and Udayraj, "An advanced three-dimensional thermoregulation model of the human body: Development and validation," *International Communications in Heat and Mass Transfer*, vol. 107, pp. 34-43, 2019/10/01/ 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2019.05.006>.
- [22] M. Zhang *et al.*, "A 3D multi-segment thermoregulation model of the hand with realistic anatomy: Development, validation, and parametric analysis," *Building and Environment*, vol. 201, p. 107964, 2021/08/15/ 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2021.107964>.
- [23] J. Yang *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*, vol. 151, p. 106351, 2022/12/01/ 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2022.106351>.
- [24] Z. Mengying, "Computational modeling and simulation of hand-specific heat transfer and thermoregulation during cold stress," 2021.
- [25] M. P. Castellani, T. P. Rioux, J. W. Castellani, A. W. Potter, and X. Xu, "A geometrically accurate 3 dimensional model of human thermoregulation for transient cold and hot environments," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 138, p. 104892, 2021/11/01/ 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2021.104892>.
- [26] M. P. Castellani, T. P. Rioux, J. W. Castellani, A. W. Potter, S. R. Notley, and X. Xu, "Finite element model of female thermoregulation with geometry based on medical images," *Journal of Thermal Biology*, vol. 113, p. 103477, 2023/04/01/ 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2023.103477>.
- [27] A. Joshi, R. Li, Y. Wu, M. Zhang, and G. Song, "Analysis of glove local microclimate properties for various glove types and fits using 3D scanning method," *Heliyon*, vol. 10, no. 1, p. e23596, 2024/01/15/ 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e23596>.
- [28] M. Raeisi, H. Hassanzadeh, S. A. Zolfghari and A. Omidvar, " Investigating the effect of air flow velocity on human hand temperature distribution in direct and indirect flowing air conditioning systems, " *2th International Conference and 5th National Conference on Air Conditioning, Heating/Cooling and Refrigeration Facilities*, 2024, [In Persian], <https://civilica.com/doc/2115225>.

372-379, 1996/07/01 1996, doi:
<https://doi.org/10.1007/BF00599699>.

- [39] D. Wang, H. Zhang, E. Arens, and C. Huizenga, "Observations of upper-extremity skin temperature and corresponding overall-body thermal sensations and comfort," *Building and Environment*, vol. 42, no. 12, pp. 3933-3943, 2007/12/01/ 2007, doi: <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2006.06.035>.