



## تحلیل عددی توزیع دما در یک مدل سه بعدی انگشت انسان استخراجی از عکس‌های ام آر آی در شرایط حاد سرمای

امیر فلاحی<sup>۱</sup>، محمد رضا سلیم‌پور<sup>۱\*</sup>، ابراهیم شیرانی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران  
<sup>۲</sup> موسسه آموزش عالی صنعتی فولاد، فولادشهر، اصفهان، ایران

### تاریخچه داوری:

دریافت:  
بازنگری:  
پذیرش:  
ارائه آنلاین:

**چکیده:** سرمازدگی یکی از شدیدترین شکل‌های آسیب‌های سرمای است که اثرات جدی بر اعضای بدن به خصوص عضوهایی چون انگشتان دست و پا، گوش‌ها، گونه و بینی که از قلب دور هستند، می‌گذارد. لذا در این مقاله سعی شده است تا با رویکردی واقع‌گرا مطابق با بیولوژی و آناتومی اعضای بدن، توزیع دما در انگشت دست به‌عنوان عضوی حساس در مقابل سرما، شبیه‌سازی شده و زمان سرمازدگی موضعی انگشتان دست، تحت شرایط مختلف جوی پیش‌بینی گردد. در این تحقیق از عکس‌های ام آر آی به‌عنوان مرجعی مناسب جهت شناسایی بافت‌های نرم، استخوان و رگ‌های خونی انگشتان دست استفاده شده است. روش استخراج مدل سه‌بعدی قابل تحلیل از عکس‌های ام آر آی یکی از نوآوری‌های این پژوهش محسوب می‌شود. یک مدل حرارتی-سیالاتی کوپل برای شبیه‌سازی انتقال حرارت در یک انگشت انسان که تحت شرایط سرمای قرار دارد به خدمت گرفته شده است. اثرات هدایت گرمایی، تولید حرارت متابولسمی، انتقال حرارت از طریق پرفیوژن خون و انتقال حرارت مابین بافت و رگ‌های بزرگ در معادلات موازنه انرژی لحاظ شده است. شرایط محیطی از جمله دمای محیط و سرعت وزش باد و همچنین میزان مقاومت حرارتی دستکش به‌عنوان پارامترهای تأثیرگذار بر رفتار حرارتی انگشت دست و پدیده سرمازدگی بررسی و با یکدیگر مقایسه شده است.

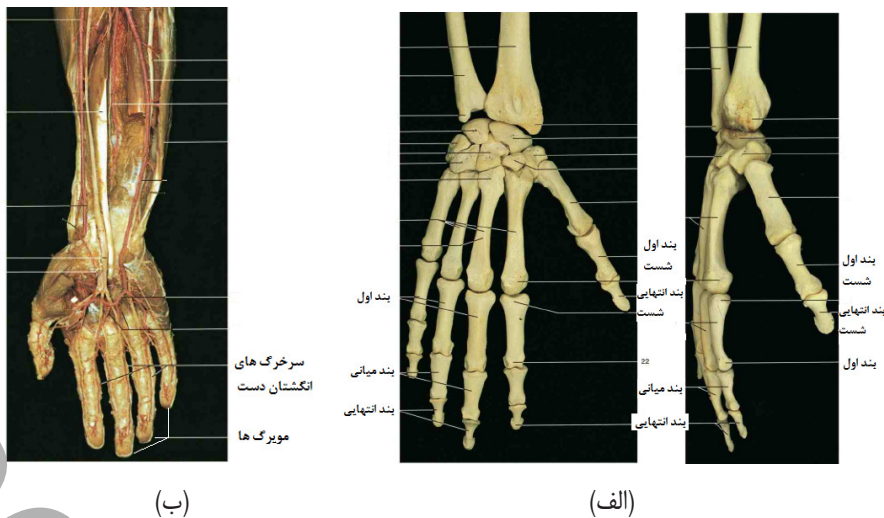
### کلمات کلیدی:

سرمازدگی  
انگشت دست  
توزیع دما  
تصویر ام آر آی

### ۱- مقدمه

پیش‌بینی سرمازدگی و پارامترهای تأثیرگذار در آن و به‌تبع درمان هرچه سریع‌تر قربانیان می‌باشد. در اکثر کارهای پیشین محققین، برای پیش‌بینی سرمازدگی در انگشتان دست به‌عنوان اندامی حساس که در معرض سرما قرار می‌گیرد، به مدل‌های ساده یک‌بعدی و دوبعدی اکتفا شده است و در محدود پژوهش‌های صورت گرفته‌ی سه‌بعدی، ساده‌سازی‌های بسیاری جهت مدل‌سازی و شبیه‌سازی انگشت انجام شده است. به‌طور مثال شیتزر و همکاران [۱-۳] یک مدل یک‌بعدی و یک مدل دوبعدی برای این منظور ارائه داده و نتایج این مدل‌سازی‌ها را با نتایج آزمایشگاهی مقایسه کردند. آن‌ها پارامترهای ابعاد انگشت، دمای محیط و ضریب انتقال حرارت را در مدل‌های خود بررسی و با یکدیگر مقایسه کردند. در کنار پژوهشگرانی همچون شیتزر و همکاران [۱-۳]، محققینی همچون بدر و همکاران [۴] تحقیق خود را بر روی سرمازدگی به مدلی یک‌بعدی از پوست محدود کرده و با این استدلال که در دماهای پایین جریان خون در انگشتان کاسته می‌شود توزیع خون را در پوست بررسی نکردند. یا بعضی دیگر مانند فتوره چی و همکاران [۵] با استفاده از نرم‌افزار فلوئنت و بهره‌گیری از مدلی دوبعدی از انگشت دست، شبیه‌سازی حرارتی در بافت‌ها و جریان خون را انجام داده‌اند. در تحقیق فتوره چی و همکاران [۵]، یک سرخرگ به‌عنوان حامل خون تازه و یک سیاهرگ برای انتقال خون از انگشت در نظر گرفته شده است که با مسیر رگ‌ها در حالت واقعی در تعارض است. بیکر و ملمن [۶] و ماندا [۷] مدل و

در برنامه‌های زمستانی، سرمای شدید هوا، بوران و حجم برف مشکلاتی هستند که همواره جان کوهنوردان، علاقه‌مندان به ورزش‌های زمستانی و نیز افراد و مسافرانی که در سرما گرفتار می‌شوند، را تهدید می‌کند. در این شرایط، اگر از پوشاک مناسبی استفاده نشود، امکان سرمازدگی بسیار زیاد است. سرمازدگی یکی از آسیب‌های سرمای است که به دو صورت سیستماتیک و موضعی اتفاق می‌افتد که در حالت‌های حاد، پوست را که به‌عنوان اولین سد دفاعی بدن شناخته می‌شود و بافت‌های زیرین آن را مورد هدف قرار داده و باعث یخ‌زدگی و انجماد آن‌ها می‌شود. در ادامه، با کاهش دمای محیط و افزایش زمان قرارگیری در محیط‌های سرد، بلوره‌های یخ در فضاهای میان سلولی ایجاد شده و شرایط را برای آسیب‌های شدیدتر فراهم می‌کند. سرمازدگی به‌طور عمده بر دو ناحیه خاص از بدن (انگشتان دست و پا) به صورتی سریع و آبی اثر می‌گذارد. زیرا زمانی که بدن در معرض سرما قرار می‌گیرد، مغز، خون را به اندام‌های حیاتی چون قلب و شش‌ها هدایت می‌کند و دیگر عضوهایی همچون انگشتان دست و پاها که دور از قلب و مرکز بدن قرار دارند، از شدت جریان خون کمتری برخوردار و خطر سرمازدگی در آن‌ها بیشتر می‌گردد. لذا بررسی و تحلیل توزیع حرارت در این اندام‌ها و پیش‌بینی اثرات سرما بر روی این بافت‌ها نه تنها یک ضرورت بلکه یک الزام جهت



شکل ۱: (الف) استخوان بندی دست انسان، (ب) توزیع سرخرگ ها در دست انسان [۱۳].

با توجه به آناتومی دست ارائه شده و رفتار حرارتی انگشت دست، در شرایط حاد سرمایی مورد تحلیل و بررسی قرار گرفته است. استخراج مدل سه بعدی از عکس های ام آر آی و شناسایی زیر لایه های انگشت دست و مدل سازی آن ها از جمله استخوان و بافت های نرم از نوع آوری های این پژوهش محسوب می شود. مسیریابی رگ ها، خون رسانی به انگشت و بررسی تأثیرات آن در پروفیل های دمایی نیز، به اعتبار و توانایی شبیه سازی ها و انطباق با داده های آزمایشگاهی افزوده است. در ادامه نیز تأثیرات پارامترهای تأثیرگذار از جمله شرایط محیطی و پوشش دست در رفتار حرارتی انگشت در شرایط سرمایی بررسی و با هم مقایسه شده است.

## ۲- آناتومی انگشتان دست

انگشتان دست به عنوان یکی از مهم ترین اعضای بدن شناخته می شود. نوک انگشتان انسان بیشترین و متراکم ترین پایانه های حسی را نسبت به دیگر مناطق بدن دارد که می تواند نقش بسزایی جهت رساندن اطلاعات مکانیکی، حرارتی و آسیب های بافتی به مغز را داشته باشد. پیش بینی نرخ جریان خون و تولید حرارت اهمیت بسیاری در تشخیص بیماری های مرتبط با سیستم گردش خون و اندازه گیری گلوکز خون دارد که این مهم با رصد کردن رفتار حرارتی و نرخ جریان خون در نوک انگشتان دست میسر خواهد بود.

انگشت انسان دارای یک ساختار بسیار پیچیده است که از لایه های مختلف تشکیل شده است. در مرکز انگشت، بافت استخوان قرار دارد. سه استخوان در هر انگشت وجود دارد که بند انگشت اول، میانی و انتهایی نامیده می شوند که توسط زردپی ها به هم متصل شده اند (شکل ۱-الف). همچنین شکل ۱-ب توزیع رگ ها در انگشت دست را نمایش می دهد. توزیع رگ ها نشان می دهد که دو سرخرگ وظیفه خون رسانی و چندین سیاهرگ وظیفه برگشت خون را به عهده دارند. همچنین شایان ذکر است که دانسیته مویرگ ها در نوک انگشتان دست بسیار بیشتر از بقیه نواحی انگشتان می باشد.

هندسه های سه بعدی را هدف پژوهش های خود قرار داده و سرمزدگی را در انگشتان دست بررسی کرده اند، به طوری که انگشت را به صورت استوانه ای ساده در نظر گرفته اند که نیم کره ای بر روی آن به عنوان نوک انگشت قرار دارد. در این مدل ها توزیع و انتشار خون در انگشت دست مانند مدل بیکر و ملمن [۶] به صورت یک منبع حرارتی در نظر گرفته شده و با مانند مدل ماندا [۷] از مدلی ساده برای توزیع سرخرگ ها و سیاهرگ ها بهره جسته است. فلاحی و همکاران [۸] با استفاده از یک هندسه شبه واقعی و با بهره گیری از آناتومی انگشتان دست شبیه سازی های حرارتی انگشت دست را در شرایط حاد سرمایی بررسی و به آنالیز پدیده سرمزدگی در شرایط مختلف محیطی پرداخته اند. در بحث مدل سازی انگشت دست بعضی محققین مانند هی و همکارانش [۹ و ۱۰] و شاو و همکارانش [۱۱ و ۱۲]، به دلیل ساختار پیچیده انگشت دست و شبیه سازی رفتار حرارتی آن فرضیات و ساده سازی های محققین پیشین را کنار گذاشته و تصمیم به مدل سازی انگشت دست بر پایه عکس های ام آر آی گرفتند تا ضمن مدل سازی بهتر انگشت دست، رفتار آن را دقیق تر آنالیز و تحلیل کنند. آن ها با استفاده از عکس های ام آر آی توانستند ابعاد و زیر لایه های انگشتان دست را شناسایی و مدل خود را بر روی آن پیاده کنند. در این پروسه ابتدا به وسیله ی پردازش تصویر، بافت استخوان، بافت های نرم از جمله پوست و تاندون ها، از عکس های ام آر آی شناسایی شده و با بهینه کردن شکل و مش بندی آن به بررسی رفتار حرارتی انگشت دست در دمای معمولی اتاق در مدل های دوبعدی [۹] یا سه بعدی [۱۰-۱۲] پرداختند. در این مدل ها، علی رغم ارائه ی مدلهای نزدیک به واقعیت بر پایه عکس های ام آر آی، عدم مدل سازی مناسب توزیع خون رسانی در انگشت دست و پیچیدگی های کد نویسی برای مش بندی مدل ها، از خلأهای آن ها محسوب می شود.

لذا در این پژوهش با استفاده از مدل های حرارتی موجود در بحث شبیه سازی انتقال حرارت در بافت های زنده، مدل سه بعدی از انگشت دست

### ۳- آسیب سرمایی<sup>۱</sup>

آسیب سرمایی به عنوان آسیب بافت‌های بدن، تحت اثر سرمای شدید تعریف می‌گردد. نوع آسیبی که به بافت می‌رسد به سه فاکتور میزان سردی محیطی که بدن در معرض آن قرار گرفته است، مدت زمان تماس با سرما و فاکتورهای آب و هوایی از جمله رطوبت و سرعت باد بستگی دارد. سرمازدگی به نوعی از آسیب سرمایی موضعی اطلاق می‌شود که پوست و دیگر بافت‌ها در شرایط حاد سرمایی تحت انجماد و یخ‌زدگی قرار می‌گیرند. نواحی و اندام‌های انتهایی بدن که نسبت سطح به حجم زیادی دارند (مانند گوش‌ها، بینی و انگشتان دست و پا) استعداد بیشتری برای وقوع یخ‌زدگی و انجماد بافت دارند. مرحله ابتدایی سرمازدگی به نام سرمازدگی سطحی<sup>۲</sup> شناخته می‌شود. سرمازدگی سطحی به انجماد لایه‌ی فوقانی بافت پوست اطلاق می‌گردد. این عارضه معمولاً برگشت‌پذیر بوده و با احساس بی‌حسی همراه است. در این عارضه لایه‌ی فوقانی پوست سفید و روغنی شده و در بعضی مواقع سخت و لاستیکی می‌شود و زیر بافت‌های عمیق‌تر هنوز نرم باقی می‌ماند. سرمازدگی سطحی معمولاً با بازگرم کردن اندام به‌طور مثال با دمیدن هوای گرم بر روی بافت، فرو بردن در آب گرم یا قرارگیری ناحیه سرمازده در مقابل قسمت‌های گرم بدن از جمله شکم و زیر بغل، قابل کنترل است. اما سرمازدگی عمقی (سرماگزیدگی)<sup>۳</sup> بسیار حادث‌تر از سرمازدگی سطحی است و تمام لایه‌های پوست را درگیر می‌کند. پوست سفید شده و حالت بی‌حسی و چوبی به خود می‌گیرد. همچنین علائم بیهوشی نیز در چنین شرایطی دیده می‌شود. سرمازدگی عمقی می‌تواند انجماد ماهیچه‌ها و حتی استخوان را به دنبال داشته باشد که بازگرم شدن این بافت‌ها بدون آسیب و صدمه نخواهد بود. سرمازدگی عمقی به نوبه خود به ۴ دسته تقسیم می‌شود: (۱) سرماگزیدگی درجه ۱ که بسیار شبیه چیللین<sup>۴</sup> متوسط همراه با پرخونی<sup>۵</sup>، خارش ملایم و ورم خواهد بود. تاول‌زدگی و پوسته‌پوسته شدن در این سطح از سرمازدگی دیده نمی‌شود. (۲) سرماگزیدگی درجه ۲، که با مشخصه تاول‌زدگی و فلس شدن پوست شناخته می‌شود. (۳) سرماگزیدگی درجه ۳ که با نکروز و زخم شدن پوست و لایه‌های زیرین آن همراه است. (۴) سرماگزیدگی درجه ۴ که بافت‌های متصله و استخوان تخریب شده و قانقاریا به وجود می‌آید. در این مقاله از این به بعد واژه سرماگزیدگی، به طور عمومی با واژه سرمازدگی جایگزین می‌گردد.

### ۴- مدل‌سازی بر اساس آناتومی انگشت دست

۴-۱- عکس‌برداری با تکنیک ام‌آرآی و رگ‌نگاری با تکنیک رگ‌نگاری تشدید مغناطیسی<sup>۶</sup>

یکی از بهترین تکنیک‌ها در دنیای پزشکی در تشخیص بیماری‌ها استفاده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی است که بدون تابش اشعه ایکس می‌توان اسکن‌های واضحی از بافت‌های مختلف بدن گرفت. به‌طور عمده بدن انسان از آب و چربی تشکیل شده است. آب دوسوم وزن بدن را شامل می‌شود و دارای دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن در هر مولکول است. مولکول‌های چربی نیز به مقدار زیادی هیدروژن دارند. به‌طور کلی مقدار اتم هیدروژن بدن تقریباً ۶۳ درصد است و این اتم که مقدارش بیشتر از دیگر عناصر است، دارای سیگنال ام‌آرآی می‌باشد. از آن جایی که بین محتوای آب اندام‌ها و بافت‌ها تفاوت وجود دارد و همچنین در خیلی از بیماری‌ها روند آسیب‌رسانی منجر به تغییر در محتوای آب می‌شود، این روش تصویربرداری به‌طور وسیع در پزشکی به کار برده می‌شود.

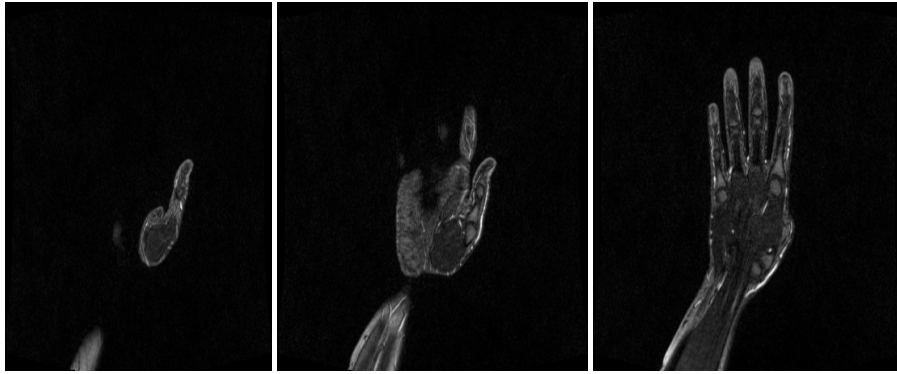
امواج مورد استفاده در ام‌آرآی از جنس امواج رادیویی و مغناطیسی هستند که ضرری برای بدن ندارد. در ام‌آرآی ابتدا بیمار در یک میدان مغناطیسی قوی قرار گرفته و سپس امواج رادیویی به‌سوی او تابیده می‌شود. بافت‌های بدن در جواب به این موقعیت امواج رادیویی دیگری را از خود ساطع می‌کنند. با دریافت این امواج رادیویی که از بدن بیمار ساطع می‌شود و تحلیل این امواج توسط یک کامپیوتر پرقدرت، تصاویری بر روی مانیتور دستگاه ایجاد می‌شوند که سطح مقطعی از اندام مورد نظر را نشان می‌دهند [۱۴].

در تحقیق جاری، برای مدل‌سازی سه‌بعدی انگشت دست و منطبق بودن هر چه بیشتر مدل ارائه‌شده با واقعیت، از عکس‌های ام‌آرآی انگشتان دست استفاده و برای رزولوشن بیشتر از کوئل فلکس<sup>۷</sup> در طی مراحل عکس‌برداری بهره گرفته شد. عکس‌برداری در جهت‌های کرونال<sup>۸</sup> و اکسیال<sup>۹</sup> در مقاطع ۱ میلی‌متری از انگشتان دست یک داوطلب مرد با ۳۳ سال سن و ۸۵ کیلوگرم وزن انجام شده است. جهت عکس‌برداری از یک دستگاه ۱/۵ تسلا<sup>۱۰</sup> زمینس استفاده و عکس‌های خروجی در مقاطع دوبعدی با فرمت دای‌کام<sup>۱۱</sup> ذخیره شده است. نمونه‌ای از عکس‌های خروجی در شکل‌های ۲ و ۳ قابل مشاهده می‌باشد.

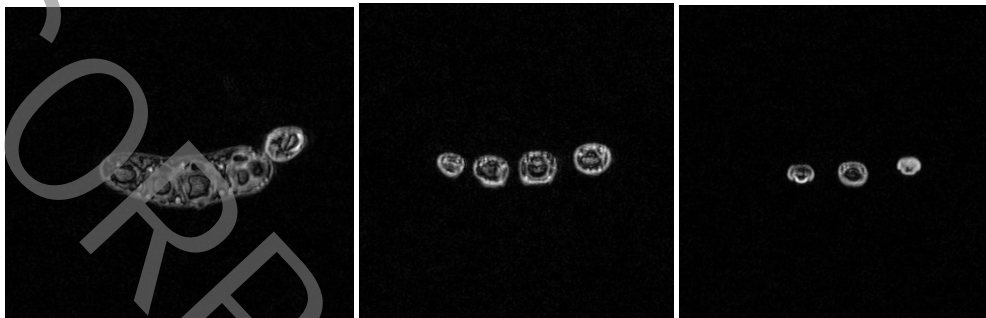
از سوی دیگر به دلیل ابعاد کوچک رگ‌ها در اندام‌هایی مثل انگشت دست، یافتن و مدل‌سازی رگ‌ها سخت و پیچیده می‌باشد. بنابراین در کارهای پیشین اثرات رگ‌ها یا با منابع حرارتی مدل‌سازی و یا محل‌های قرارگیری رگ‌ها به‌صورت فرضی در نظر گرفته و تحلیل شده‌اند. اما در این پژوهش، با تکنیک رگ‌نگاری تشدید مغناطیسی و با کمک ماده حاجب، مسیر رگ‌ها شناسایی شده و در مدل‌سازی‌ها از آن‌ها استفاده شده است. نمونه‌هایی از عکس‌های گرفته‌شده در شکل ۴ نشان داده شده است.

- 6 Magnetic Resonance Angiography (MRA)
- 7 Flex
- 8 Coronal
- 9 Axial
- 10 DICOM

- 1 Cold injury
- 2 Frostnip
- 3 Frostbite
- 4 Chilblain
- 5 Hyperemia



شکل ۲: مقاطعی از نمای کرونال دست در نمونه عکس‌های ام‌آر‌آی



شکل ۳: مقاطعی از نمای اکسیال دست در نمونه عکس‌های ام‌آر‌آی



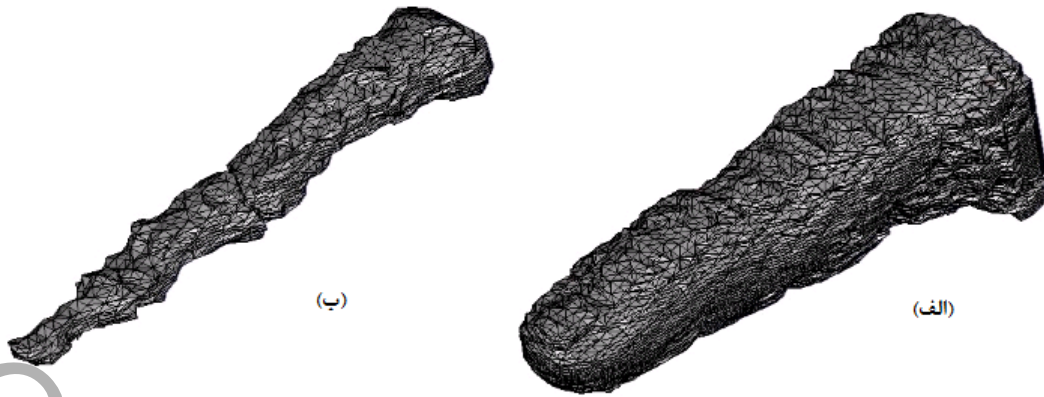
شکل ۴: رنگ‌نگاری دست در نماهای مختلف

عکس‌های خروجی از اسکنرهای دستگاه‌های ام‌آر‌آی دارای پیکسل‌های خاکستری می‌باشد. به هرکدام از دسته پیکسل‌های تصویر با توجه به میل به سیاه یا سفید بودن آن (میزان درجه خاکستری بودن)، یک مقدار عددی اختصاص پیدا می‌کند. از طرفی رابطه مستقیمی مابین چگالی ماده تشکیل‌دهنده هر بافت با میزان خاکستری بودن داده‌های تصویر وجود دارد. به عبارتی هرکدام پیکسل‌های تشکیل‌دهنده هر بافت دارای یک رنگ یا درجه خاکستری می‌باشند. لذا میمیکس این اجازه را به کاربر می‌دهد تا با دسته‌بندی پیکسل‌های مشابه، بافت موردنظر را جداسازی<sup>۴</sup> و مدل پوسته‌ای

۴-۲- استخراج زیر بافت‌ها و رگ‌ها از عکس‌های ام‌آر‌آی  
برای تبدیل عکس‌های پزشکی طبی دوبعدی به مدل سه‌بعدی قابل تحلیل، یکسری عملیات آماده‌سازی از جمله بارگذاری فایل‌های دای کام، انجام عملیات پردازش تصویر، آنالیز بافت‌ها و اقدامات اصلاحی مورد نیاز می‌باشد. برای انجام این امور نرم‌افزار پردازش تصویر میمیکس<sup>۱</sup> و همچنین نرم‌افزارهای مدل‌سازی اینونتور<sup>۲</sup> و تری‌دی‌مکس<sup>۳</sup> به کار گرفته شده‌اند.

- 1 Mimics
- 2 Autodesk Inventor
- 3 Autodesk 3ds Max

4 Segmentation



شکل ۵: نمونه‌هایی فایل‌های اس‌تی‌ال (الف) بافت‌های نرم و (ب) استخوان انگشت کوچک  
جدول ۱: خصوصیات ترمودینامیکی بافت‌های به کار رفته در شبیه‌سازی عددی [۲ و ۷]

بافت	چگالی ( $\text{kg/m}^3$ )	گرمای ویژه ( $\text{J/kgK}$ )	ضریب هدایت گرمایی ( $\text{W/mK}$ )	نرخ حرارت متابولیکی ( $\text{W/m}^3$ )	نرخ جریان خون ( $\text{kg/m}^3\text{s}$ )	نرخ جریان خون جهت تغذیه بافت ( $\text{kg/m}^3\text{s}$ )
استخوان	۱۴۰۱	۲۰۹۴	۲/۲۱	۱۷۰/۵	۵/۱۹۵	۰/۱۷۳
بافت نرم	۱۲۵۰	۳۵۰۰	۰/۳۷	۲۴۷/۴	۷/۵۲۶	۰/۲۵۱
خون	۱۱۰۰	۳۳۰۰	۰/۵	—	—	—

می‌باشد، بر روی هم مونتاژ و آماده تحلیل می‌باشد. از طرفی محل قرارگیری رگ‌ها بر طبق شبیه‌سازی‌های انجام‌شده پیشین، بسیار مهم و حیاتی است. لذا مسیر سرخرگ‌ها شناسایی و مانند بافت‌های نرم و استخوان، مدل‌سازی می‌شوند. شایان‌ذکر است که مسیر سرخرگ‌ها در بعضی نقاط دارای اعوجاج‌ها و شکستگی‌های زیادی است که تحلیل سیالاتی خون را دچار مشکل کرده و در بعضی حالت‌ها مختل می‌کند. بنابراین اصلاح مسیر رگ‌ها در این نقاط در نرم‌افزار اینونتور انکارناپذیر است. از سوی دیگر سیاهرگ‌ها به علت قطر کم آن‌ها در عکس‌های گرفته‌شده، قابل‌شناسایی و ردیابی نیستند. لذا با توجه به اطلس‌های مختلف آناتومی بدن انسان، مشخص شد که علی‌رغم شبیه‌سازی‌های پژوهشگران پیشین که دو سیاهرگ برای برگشت خون در نظر می‌گرفتند، سیاهرگ‌ها در سطح مقطع انگشت پخش هستند. لذا در مدل‌سازی نهایی اثرات آن‌ها به‌صورت چهار سیاهرگ که در سطح مقطع انگشت پخش هستند، مدل شدند.

## ۵- مدل المان محدود و شبیه‌سازی حرارتی

### ۵-۱- هندسه و بافت

در این تحقیق یک مدل واقعی از انگشت کوچک دست انسان با کمک روش المان محدود ارائه‌شده است. هندسه مدل مطابق با روشی که در بخش ۴ ارائه شد، از عکس‌های ام‌آر‌آی استخراج شده است. در این مدل فرض شده است که استخوان در مرکز مدل باشد و بافت‌های نرم آن را احاطه کرده باشند. بافت‌های نرم شامل پوست، تاندون و چربی می‌باشد که

از بافت ایجاد کند. این مدل پوسته‌ای با فرمت اس‌تی‌ال<sup>۱</sup> ارائه می‌شود که یک فایل مش رویه می‌باشد که برای هندسه‌های آناتومیک و نمایش آن بر روی نرم‌افزارهای پزشکی ایده آل می‌باشد اما با نرم‌افزارهای مدل‌سازی کد همخوانی نداشته و فقط پوسته‌ای از شکل را به‌صورت سه‌بعدی ارائه می‌دهد. نمونه‌هایی از فایل استخراجی برای بافت‌های نرم و استخوان انگشت کوچک دست در شکل ۵ قابل‌مشاهده است. همان‌گونه که در این شکل دیده می‌شود، فایل‌های استخراجی از کیفیت لازم برای محاسبات تحلیلی برخوردار نمی‌باشند. سطح بسیار ناصاف مدل و همچنین عدم یکنواختی مش‌ها باعث عدم همگرا شدن مدل عددی و همچنین افزایش زمان شبیه‌سازی‌ها می‌شود. لذا برای بهبود کیفیت فایل‌های مش خورده رویه استخراجی، از نرم‌افزار مش‌میکسر<sup>۲</sup> استفاده شد. در این نرم‌افزار ابتدا عملیات بهینه کردن المان‌های سطحی و صاف کردن المان‌های نوک‌تیز، بر روی مدل انجام می‌شود. اما این عملیات علی‌رغم مزیت‌هایی که دارد، تعداد المان‌ها را نیز به‌شدت افزایش و باعث عدم یکنواختی در مدل می‌شود. بنابراین در این مرحله تعداد المان‌های سطحی که به‌صورت مثلثی می‌باشد با الگوریتمی بهینه کاهش می‌یابد. سپس فایل‌ها توسط نرم‌افزارهای مدل‌سازی اینونتور و تری‌دی‌مکس ذخیره و اصلاحات بر روی آن‌ها انجام می‌گردد. در این محیط بافت‌های استخوان و بافت نرم که دیگر هم‌اکنون یک فایل دارای حجم

- 1 STL
- 2 CAD
- 3 Autodesk Meshmixer

نیوتنی که از قانون پاورلا<sup>۱</sup> تبعیت می‌کند، مدل شده است [۱۶]. توزیع دما در بافت و خون، با حل معادلات انرژی به دست می‌آید. از آنجاکه قانون فوریه برای بیشتر کاربردهای مهندسی به‌جز مواردی که انتقال حرارت در شرایطی که حاوی زمان‌های بسیار کوتاه یا شارهای گرمایی بالا هستند مناسب می‌باشد [۱۷ و ۱۸]، مدل فو [۱۹] که مدلی بهبودیافته از قانون فوریه است، جهت شبیه سازی ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. معادله انرژی در این مدل، برای بافت به‌صورت زیر می‌باشد:

$$\rho C_p \left( \frac{\partial T}{\partial t} \right) = k \nabla \cdot \nabla T + q''' + \quad (1)$$

$$w_b \rho_b C_{p,b} (T_a - T) + q_a + q_v + \alpha q_{res}$$

رابطه بالا نرخ حرارت ذخیره شده در هر بافتی را برابر هدایت در بافت، تولید انرژی داخلی بر واحد حجم ( $q'''$ )، انتقال حرارت بر اثر پرفیوژن خون، و تبادل حرارت مابین بافت و عروق سرخرگ و سیاهرگ نشان می‌دهد. آخرین عبارت رابطه انتقال حرارت ( $\alpha q_{res}$ )، اثر سیستم تنفسی را بیان می‌کند که در این پژوهش از آن صرف‌نظر شده است. در این رابطه،  $\rho$  چگالی بافت،  $k$  ضریب هدایت بافت،  $C_p$  ظرفیت گرمایی ویژه بافت،  $T$  دمای بافت،  $t$  زمان،  $\rho_b$  چگالی خون،  $w_b$  نرخ پرفیوژن خون،  $C_{p,b}$  ظرفیت گرمایی ویژه خون،  $q_a$  نرخ حرارت تبادل شده با سرخرگ و  $q_v$  نرخ حرارت تبادل شده با سیاهرگ می‌باشد. شرایط مرزی بر مبنای تبادل حرارت با محیط با مکانیزم‌های جابه‌جایی و تشعشع در نظر گرفته شده است.

$$-k \nabla T = U \Delta T \quad (2)$$

که در آن:

$$U = \frac{1}{R} \quad (3)$$

$R$  مقاومت حرارتی کل انگشت دست می‌باشد که خود از مقاومت انگشت بدون پوشش و مقاومت حرارتی دستکش تشکیل شده است.

$$R = R_{glove} + R_f \quad (4)$$

که  $R_f$  مقاومت انگشت برابر است با:

$$R_f = \frac{1}{h_c + h_r} \quad (5)$$

که در آن  $h_c$  ضریب جابه‌جایی برای یک استوانه و  $h_r$  ضریب تشعشع می‌باشد [۲۰]:

$$h_c = \frac{C \cdot Re^{m^*} \cdot Pr^{\frac{1}{3}} \cdot k}{D} \quad (6)$$

$$h_r = \varepsilon \sigma (T_s + T_{sur}) (T_s^2 + T_{sur}^2) \approx 4 \varepsilon \sigma T_s^3 \quad (7)$$

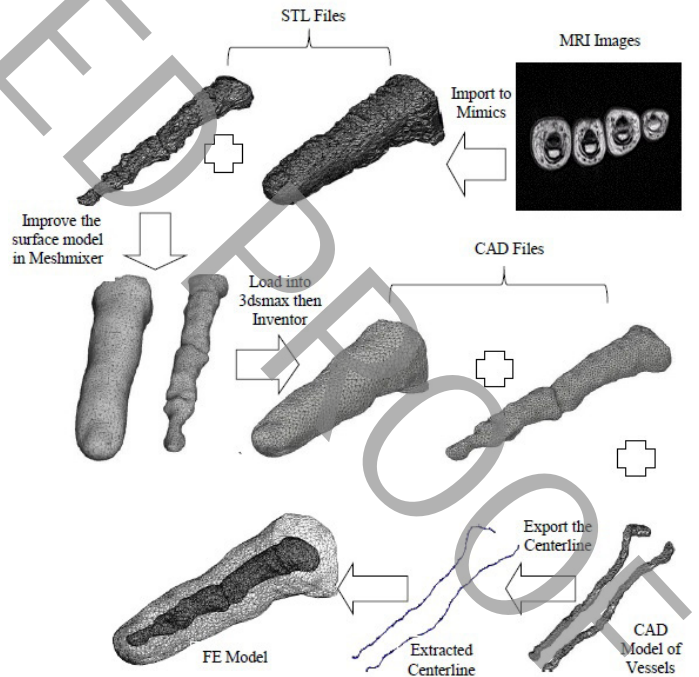
خصوصیات ترمودینامیکی تقریباً مشابهی دارند. خصوصیات بافت‌ها در جدول ۱ قابل مشاهده هستند. مدل استخراج‌شده در نرم‌افزار کامسول مش بندی شده و آماده تحلیل می‌باشد. مش بندی مدل توسط خود نرم‌افزار تحلیل و همخوانی آن با دیگر ماژول‌های نرم‌افزار از مزیت‌های روش ارائه‌شده می‌باشد. شماتیکی از مراحل مدل‌سازی و آماده‌سازی آن تا مرحله تحلیل در شکل ۶ به نمایش درآمده است.

## ۵-۲- سیستم گردش خون

سیستم گردش خون در یک انگشت دست، شامل دو سرخرگ می‌باشد که خون را به انگشت برده و توسط مویرگ‌ها در بافت‌های مختلف توزیع می‌شود. خون سپس توسط چندین سیاهرگ با سطح مقطع‌های متفاوت به قلب بازمی‌گردد [۱۳].

در مدل حاضر مسیر دو سرخرگ شناسایی و در مدل ارائه‌شده در محل خود کار گذاشته می‌شود. اثرات حرارتی سیاهرگ‌ها نیز با چهار سیاهرگ که در سطح مقطع انگشت توزیع شده‌اند، مدل‌سازی می‌شود. بر اساس عکس‌های ام‌آرآی و مراجع در دسترس، قطر سرخرگ‌ها و سیاهرگ‌ها به ترتیب ۱/۵ و ۰/۷۵ میلی‌متر در نظر گرفته شده است.

شرایط مرزی برای ورودی جریان خون در سرخرگ‌ها از تحقیق اسمیت [۱۵]، در شرایط حاد سرمایی اقتباس شده است (جدول ۲). در این تحقیق [۱۵] اثرات کاهش دما بر نرخ جریان خون نشان داده شده است. جریان خون بصورت یک‌بعدی در جهت مسیر رگ‌ها، آرام، پایدار، غیرقابل تراکم و کاملاً توسعه‌یافته در نظر گرفته شده است. همچنین خون به‌عنوان سیال غیر



شکل ۶: نمودار جریانی تبدیل فایل‌های ام‌آرآی به فایل‌های آماده تحلیل

$$\frac{\partial A\rho}{\partial t} + \nabla(A\rho v_b) = 0 \quad (13)$$

عبارت دوم در سمت راست رابطه (۱۲) افت فشار بر اثر تنش ویسکوز را نشان می‌دهد. در اینجا  $v_{bl}$  سرعت میانگین در سطح مقطع رگ،  $\rho$  چگالی،  $p$  فشار،  $f_D$  فاکتور اصطکاک داری و  $F$  نیروی حجمی است که در این پژوهش صفر در نظر گرفته شده است. به علاوه  $d_h$  به معنای قطر هیدرولیک می‌باشد؛ در حالی که  $A$  سطح مقطع رگ و  $Z$  محیط تر شده می‌باشد. فرضیات زیر در مورد معادلات فوق به کار رفته است: الف) پروفیل سرعت کاملاً توسعه یافته بوده و با سطح مقطع تغییر پیدا نمی‌کند. ب) سطح مقطع اجازه دارد که در هر مقطع از رگ تغییر پیدا کند. ج) رابطه تجربی برای افت‌های ناشی از سیال ویسکوز به کار گرفته شده است. د) مسیر جریان در مسیر محور رگ می‌باشد.

ضریب اصطکاک داری برای افت فشار پیوسته در طول رگ بر اثر تنش ویسکوز محاسبه شده و بر اساس تابعی از عدد رینولدز ( $Re$ ) بیان می‌گردد.

$$f_D = \frac{64}{Re_{MR}} \quad (14)$$

برای جریان آرام و سیال پاورلا می‌توان معادله استوکس را با رینولدز بهبودیافته که توسط متزنر و ریڈ [۲۳] ارائه شده به کار برد:

$$Re_{MR} = \frac{\rho v_{bl}^{(2-n)} d_h^n}{8^{(n-1)} m \left(\frac{3n+1}{4n}\right)^n} \quad (15)$$

که  $m$  و  $n$  به ترتیب ثابت سازگاری و ثابت پاورلا می‌باشد. مقادیر مربوطه برای خون از مرجع [۱۶] استخراج شده و در جدول ۳ قابل مشاهده است.

## ۶- نتایج و بحث

### ۶-۱- بررسی رفتار حرارتی و یافتن توزیع دما

شبیه‌سازی حرارتی بر روی مدل واقعی استخراجی از عکس‌های ام‌آر‌آی انجام و توزیع حرارت در بافت‌ها و رگ‌های خونی به دست آمده است. نمونه‌ای از کانتورهای دمایی در سطح مقطع‌های اکسیال و سجتال<sup>۱</sup> برای انگشت کوچک دست ۵۰ دقیقه پس از زمان قرارگیری در دمای ۵- درجه سلسیوس و سرعت باد یک متر بر ثانیه در شکل ۷ نمایش داده شده است. توزیع دما نشان می‌دهد مدل حرارتی به کار گرفته شده به خوبی اثرات متقابل رگ‌ها و بافت‌ها را شبیه‌سازی می‌کند. محل عبور دو سرخرگ و چهار سیاهرگ در سطح مقطع اکسیال انگشت کاملاً مشهود است. همچنین در شکل ۷، مشخص است که دما در نزدیکی نوک انگشت و سطح پوست دارای کمترین مقدار نسبت به دیگر نقاط انگشت می‌باشد. نمایی از پروفیل دما در سطح مقطع در طول خط نشان داده شده در زمان‌های مختلف در شکل ۸ قابل مشاهده است. در این میان سرخرگ‌ها بیشترین و پوست کمترین دماها را به خود اختصاص داده‌اند. در شکل ۸، اثر ضریب هدایت حرارتی

که در رابطه (۶)  $Re$  و  $Pr$  اعداد رینولدز و پرائتل،  $k$  ضریب هدایت گرمایی،  $D$  قطر متوسط انگشت و  $C$  و  $m^*$  ثابت‌هایی وابسته به عدد رینولدز هستند که در مرجع [۲۰] قابل رؤیت است. در رابطه (۷)،  $\sigma$  ثابت بولتزمن و  $\varepsilon$  ضریب صدور تشعشع،  $T_s$  دمای پوست و  $T_{sur}$  دمای محیط می‌باشد. باید گفت که برای هوای ساکن از رابطه جابه‌جایی آزاد بهره گرفته شده است. دمای پایه انگشت نیز مطابق رابطه‌ی ارائه شده در [۸ و ۱] بر روی مدل اعمال شده است:

$$T_{base}(t) = T_{bf} + (T_{bi} - T_{bf}) \exp(-t / \delta) \quad (8)$$

که در این رابطه زیرنویس‌های  $i$ ،  $f$  به ترتیب بیانگر ابتدایی و نهایی،  $t$  زمان و  $\delta$  ثابت زمانی است. همچنین شکل خطی برای دمای اولیه انگشت مورد استفاده قرار گرفته است [۱ و ۸]:

$$T_{init}(t) = \left(T_{tipi} - T_b\right) \frac{x}{l} + T_b \quad (9)$$

که در آن  $T_{tipi}$  دمای اولیه نوک انگشت،  $l$  طول انگشت و  $x$  فاصله از پایه انگشت می‌باشد. مقادیر مورد استفاده در شبیه‌سازی ارائه شده، در جدول ۲ آمده است. از طرفی معادله موازنه انرژی به کار رفته برای رگ‌های خونی به شکل زیر می‌باشد [۲۱]:

$$\rho_b A C_{p,b} \left(\frac{\partial T_b}{\partial t}\right) + \rho_b A C_{p,b} v_{bl} \left(\frac{\partial T_b}{\partial z}\right) = \rho_b A C_{p,b} \left(\frac{\partial T_b}{\partial t}\right) + f_D \frac{\rho A}{2d_h} |v_{bl}|^3 + Q + Q_{wall} \quad (10)$$

که در آن  $\rho_b$  چگالی خون،  $A$  سطح مقطع رگ،  $C$  ظرفیت گرمایی خون،  $T_b$  دمای خون،  $k$  ضریب هدایت و  $v$  سرعت خون را بیان می‌کنند. عبارت دوم در سمت راست معادله به پخش حرارت بر اثر تنش ویسکوز مربوط است؛  $Q$  منبع حرارتی کل و  $Q_{wall}$  تبادل حرارت از طریق دیواره رگ با بافت‌های مجاور را نشان می‌دهند.

$$Q_{wall} = (hZ)_{eff} (T_{ext} - T) \quad (11)$$

در رابطه (۱۱) عبارت  $(hZ)_{eff}$  حاصل ضرب مقدار مؤثر  $h$  در محیط دیواره رگ است.  $T_{ext}$  دمای بافت که از رابطه (۱) به دست آمده، می‌باشد. رگ‌ها به‌عنوان یک منبع حرارتی خطی در یک میدان سه‌بعدی در نظر گرفته شده و کوپل شدن دما مابین رگ‌ها و بافت‌های مجاور به این صورت اتفاق می‌افتد. قدرت منبع حرارتی با اختلاف دمای خون و بافت‌های مجاور متناسب است.  $v_{bl}$  میدان سرعت خون می‌باشد که از معادلات پیوستگی و مومنوم برای جریان در یک لوله به دست می‌آید [۲۲]:

$$\rho \frac{\partial v_{bl}}{\partial t} = -\nabla p - f_D \frac{\rho}{2d_h} v_{bl} |v_{bl}| + F \quad (12)$$

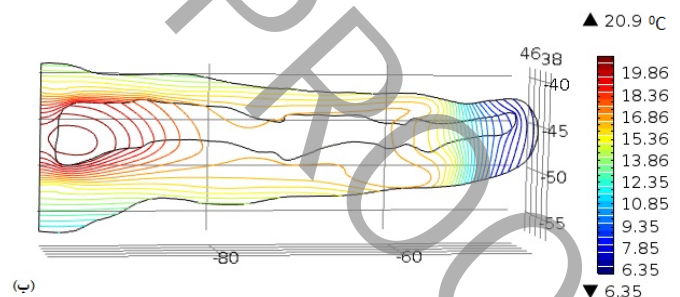
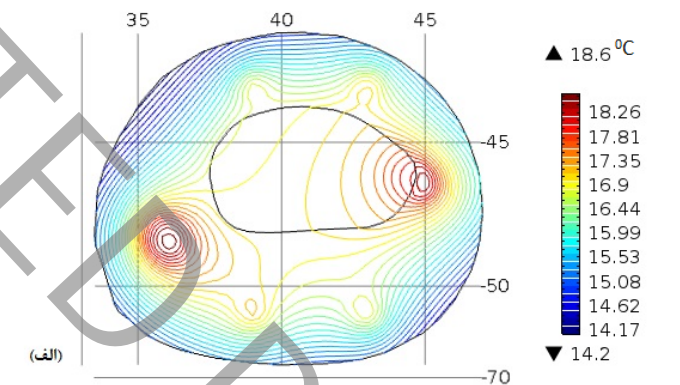
جدول ۳: پارامترهای مورد استفاده در شبیه‌سازی عددی [۱۶، ۲۰ و ۲۰]

مقادیر	پارامترها	مقادیر	پارامترها
۳۳	$T_{bi}$ (°C)	۷	$P_{Artery}$ (kPa)
۲۰	$T_{bf}$ (°C)	۱/۳	$P_{vein}$ (kPa)
۲۸	$T_{tipi}$ (°C)	۳۰	$T_{Artery}$ (°C)
۰/۶	$n$	۵۰	نرخ جریان خون (cm <sup>3</sup> /h)
۰/۰۳۵	$m$ (Pas <sup>n</sup> )	۱/۳	$\delta$ (h)
$5/67 \times 10^{-8}$	$\sigma$	۰/۰۰۴	$\mu_b$ (Pa.s)
		۰/۹۵	$\epsilon$

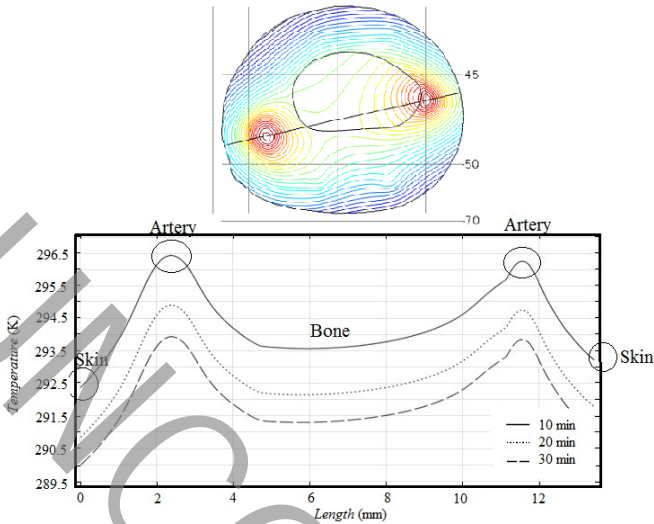
پایین استخوان نسبت به بافت‌های مجاور آن در توزیع دما مشهود می‌باشد. همچنین پروفیل دما با گذشت زمان شکل خود را حفظ کرده و در یک بازه زمانی ثابت، پروفیل‌ها به هم نزدیک‌تر می‌گردند که این مسئله از رفتار نمایی توزیع دما نسبت به زمان در هر نقطه از انگشت ناشی می‌شود.

### ۶-۲- اعتبار سنجی مدل

در گام بعدی، توزیع دمایی انگشت در زمان‌های متفاوت تا رسیدن به حالت پایدار، مطابق با شرایط آزمایشگاهی [۲۴] به دست آمد. شکل ۹ روند تغییرات دما در نوک انگشت را در مقایسه با نتایج آزمایشگاهی نشان می‌دهد. تطابق خوبی بین نتایج شبیه‌سازی‌های عددی پژوهش حاضر و داده‌های



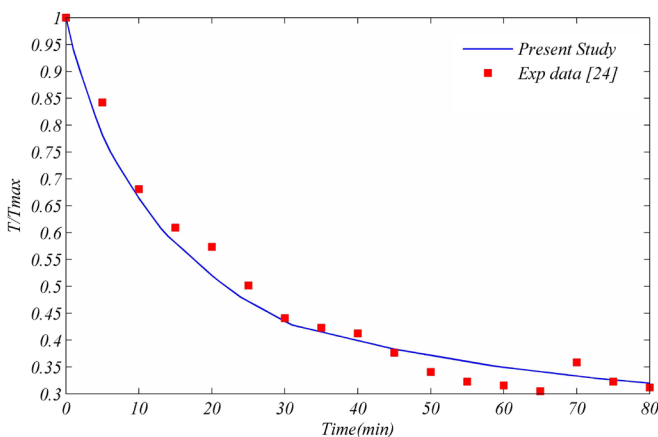
شکل ۷: نمایی از کانتورهای دمایی در انگشت کوچک در زمان ۵۰ دقیقه در دمای ۰°C- و سرعت باد ۱ m/s (الف) مقطع اکسیال در ۲۸/۵ میلی‌متر دورتر از پایه انگشت (ب) مقطع سجیتال در میانه انگشت



شکل ۸: نمایی از توزیع دما در طول خط در سطح مقطع اکسیال انگشت

آزمایشگاهی دیده می‌شود. همچنین مشاهده می‌شود که روند تغییرات دما با مقادیر ثبت شده توسط آزمایش‌ها شباهت بسیاری دارد. قابل ذکر است که نتایج با داده‌های آزمایشگاهی در بیشینه مقدار خود دارای ۶ درصد خطا می‌باشد.

مدل ارائه شده در ادامه، در شرایط آزمایش ویلسون و همکاران [۲۵] آزموده شد. ویلسون ۴۵ داوطلب را در معرض دمای ۱۵- درجه سلسیوس با سرعت‌های باد مختلف قرار داد. تمام داوطلبان پوشش سبکی داشته و در دمای اتاق ۲۵/۵ درجه سلسیوس به مدت یک ساعت با رطوبت نسبی ۲۰٪ پیش‌سرمایش شدند. نقطه انجماد پوست در آزمایش‌های کیتینگ و کانن [۲۶] مابین ۰/۵۳- تا ۰/۶۵- درجه سلسیوس اندازه‌گیری شده است. لذا در این تحقیق دمای ۰/۶- درجه سلسیوس به‌طور میانگین برای این منظور در نظر گرفته شده است. همان‌گونه که در شکل ۱۰ نمایش داده شده است، دمای نوک انگشت دست بعد از مرحله پیش‌سرمایش، پس از ۹/۲ دقیقه که در معرض شرایط محیطی با دمای ۱۵- درجه سلسیوس و سرعت باد



شکل ۹: تغییرات دمایی نوک انگشت با زمان و مقایسه آن با داده‌های آزمایشگاهی [۲۴] در دمای محیط ۶/۷°C-

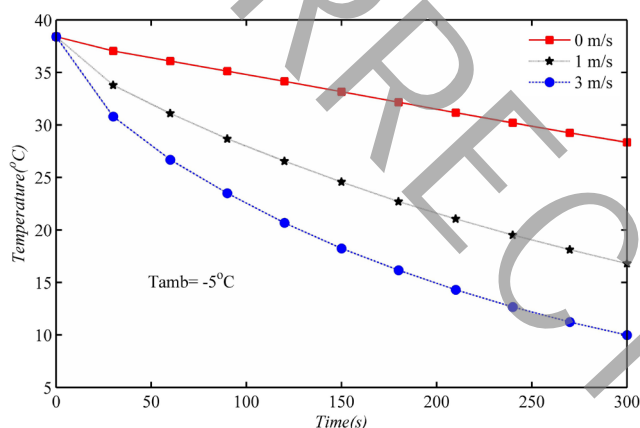


۱۲ مشخص است که اگر در شبیه‌سازی‌ها زمان لازم جهت رسیدن به حالت پایدار وجود داشته باشد، دمای نهایی موضعی هر نقطه از انگشت دست وابسته به شرایط محیطی مختلف، نیز قابل پیش‌بینی است.

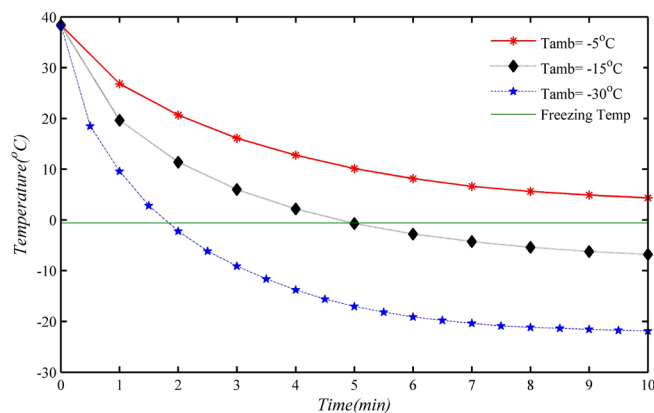
در شکل ۱۲ دیده می‌شود که در دمای محیط ۵- درجه سلسیوس و سرعت وزش باد ۳ m/s در مدت‌زمان ۱۰ دقیقه تحت بررسی، دمای نوک انگشت به نقطه انجماد (دمای ۰/۶ °C-) نمی‌رسد و دست دچار سرمازدگی نمی‌شود، اما در دمای محیط ۱۵- و ۳۰- درجه سلسیوس به ترتیب در مدت‌زمان ۵ و ۱/۸ دقیقه انگشت شروع به انجماد می‌کند.

لذا با این روش و یافتن توزیع دما در انگشت می‌توان با توجه به پارامترهای مختلف، زمان انجماد و یا به عبارتی زمان پایداری انگشت در شرایط حاد سرمای را پیش‌بینی کرد.

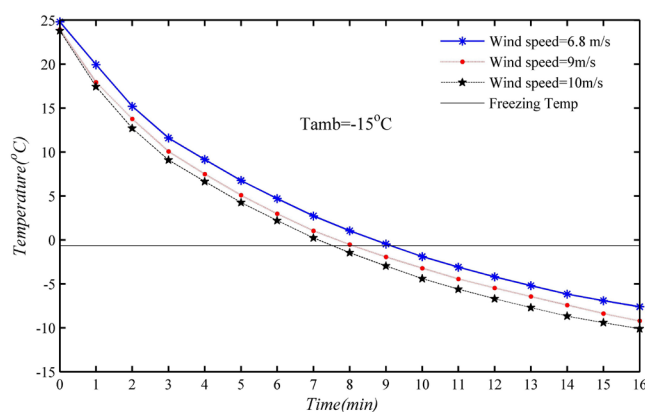
روش پیشنهادی می‌تواند در انتخاب دستکش مناسب جهت جلوگیری از سرمازدگی مثمر باشد. به‌طور مثال، شکل ۱۳ توزیع دما برای انگشت



شکل ۱۱: توزیع دما در نوک انگشت دست در دمای محیط ۵- درجه سلسیوس و سرعت‌های وزش باد مختلف



شکل ۱۲: توزیع دما در نوک انگشت دست در سرعت وزش باد ۳ m/s و دماهای محیط مختلف



شکل ۱۳: توزیع دما در نوک انگشت در شرایط مدل ویلسون و همکاران [۲۵] در دمای محیط ۱۵- درجه سلسیوس و سرعت‌های باد مختلف

۶/۸ m/s قرار می‌گیرد به نقطه انجماد می‌رسد. این زمان‌ها برای سرعت‌های باد ۹ m/s و ۱۰ m/s به ۸ و ۷/۵ دقیقه می‌رسد.

جدول ۴ مقایسه زمان‌های رسیدن پوست انگشت دست به نقطه انجماد را با نتایج ویلسون و همکاران [۲۵] نمایش می‌دهد. ویلسون و همکاران [۲۵]، ۱۴۷ سرمازدگی را در آزمایش‌هایشان بررسی کردند. جدول ۴ نشان می‌دهد که نتایج مدل جاری در محدوده‌ی داده‌های آزمایشگاهی ویلسون و همکاران [۲۵] قرار دارد.

بدین ترتیب مدل ارائه‌شده در این بخش به روشی دیگر با داده‌های آزمایشگاهی اعتبار سنجی شد.

### ۳-۶- تحلیل پارامترهای تأثیر گذار

همان‌گونه که در بخش ۳ نیز به آن اشاره شد، شرایط محیطی از جمله دمای محیط و سرعت وزش باد در توزیع دما و سرعت انجماد بافت بسیار تأثیرگذار است. لذا اثرات این دو پارامتر بر توزیع دما بررسی و نتایج آن در شکل‌های ۱۱ و ۱۲ نشان داده شده است. شایان ذکر است که نتایج بر روی دست بدون دستکش استخراج شده است. مشاهده می‌شود که هرچه دمای محیط کمتر و سرعت وزش باد بیشتر باشد، دما با سرعت و شیب بیشتری نزول کرده و خطر سرمازدگی افزایش می‌یابد. در شکل‌های ۱۱ و

جدول ۴: مقایسه زمان رسیدن به نقطه انجماد در نوک انگشت کوچک دست در سرعت‌های وزش باد مختلف

نتایج پژوهش جاری	آزمایش ویلسون و همکاران [۲۵]	سرعت وزش باد (m/s)
۹/۲	۸/۴±۲/۸	۶/۸
۸	۷/۱±۳/۲	۹
۷/۵	۶/۶±۳/۱	۱۰

مشابه است. کاهش زمان محاسبات و همگرایی هر چه بهتر شبیه‌سازی‌ها از مزیت این روش می‌باشد. شایان ذکر است که این روش برای دیگر اندام‌ها و دیگر عکس‌های پزشکی از جمله سی‌تی‌اسکن<sup>۱</sup> نیز قابل اعمال است. در بحث شبیه‌سازی‌های حرارتی نیز نتایج به دست آمده، همخوانی قابل قبولی با داده‌های آزمایشگاهی دارند. نتایج نشان می‌دهند که با استفاده از داده‌های تجربی برای دمای انجماد پوست، یافتن توزیع دما می‌تواند معیار خوبی برای پیش‌بینی زمان شروع سرمازدگی یا به تعبیری زمان پایداری انگشت تحت شرایط محیطی مختلف باشد. بدین وسیله میزان آسیب‌های سرمای قابل بررسی و نجات قربانیان سریع‌تر و مؤثرتر خواهد بود. پارامترهای دمای محیط، سرعت وزش باد و مقاومت حرارتی دستکش نیز از جمله پارامترهایی است که در این پژوهش مورد تحلیل قرار گرفتند. مقایسه‌ها نشان می‌دهند که در دماهای محیط پایین و سرعت‌های وزش باد بالا، افت حرارت در انگشت دست بیشتر و خطر یخ‌زدگی بافت افزایش می‌یابد. از سوی دیگر با یافتن توزیع دما در انگشت در شرایط حاد سرمای، انتخاب دستکش مناسب برای جلوگیری از سرمازدگی کارآمدتر و دقیق‌تر خواهد بود.

### تشکر و قدردانی

بدین وسیله از زحمات خانم دکتر زهرا فرشیدفر استادیار دانشگاه پیراپزشکی شیراز و بیمارستان دناوی شیراز که در تصویربرداری عکس‌های ام‌آرآی همکاری داشتند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

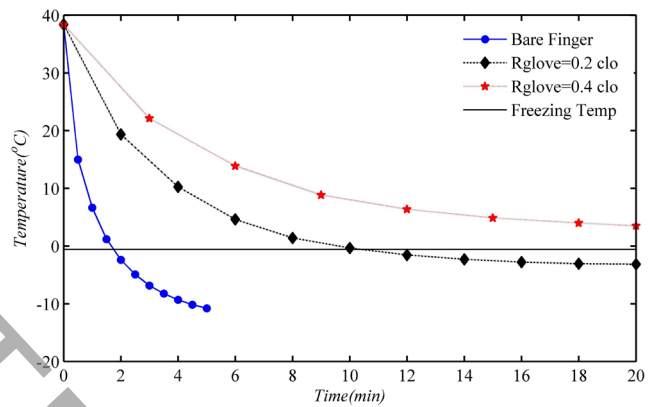
### فهرست علائم

A	سطح مقطع رگ ( $m^2$ )
C	گرمای ویژه ( $Jkg^{-1}K^{-1}$ )
clo	مقاومت حرارتی ( $0.155mKW^{-1}$ )
D	قطر انگشت (m)
$d_h$	قطر هیدرولیک (m)
F	نیروی حجمی (N)
$f_D$	ضریب دارسی
h	ضریب جابه‌جایی ( $Wm^{-2}K^{-1}$ )
k	ضریب هدایت گرمایی ( $Wm^{-1}K^{-1}$ )
m	ثابت سازگاری ( $Pas^{-n}$ )
n	ثابت پاورلا
Q	منبع حرارتی ( $Wm^{-1}$ )
q	شار حرارتی ( $Wm^{-3}$ )
P	فشار (kPa)
Pr	عدد پراتنل
R	مقاومت حرارتی ( $m^2KW^{-1}$ )
Re	عدد رینولدز
t	زمان (s)
T	دما (K)
Z	محیط تر شده (m)
$\mu$	لزجت دینامیکی ( $kgm^{-1}s^{-1}$ )
$\rho$	چگالی ( $kgm^{-3}$ )
w	پرفیورن ( $kgm^{-3}s$ )

### علائم یونانی

کوچک دست با سه نوع پوشش با مقاومت حرارتی‌های مختلف در دمای ۱۵- درجه سلسیوس و سرعت باد  $10 m/s$  را نشان می‌دهد.

در شکل ۱۳ واضح است که در شرایط محیطی یکسان هر چه دستکشی با مقاومت حرارتی بالاتری مورد استفاده قرار گیرد، دست در معرض خطر کمتری از سرمازدگی قرار دارد. به‌عنوان نمونه در شرایط محیطی اشاره‌شده انگشتی با پوشش دستکشی با  $0.4 clo$  در مدت زمان ۲۰ دقیقه تحت بررسی، دچار سرمازدگی نمی‌شود اما از سوی دیگر انگشت بدون پوشش در مدت زمان  $1/9$  دقیقه و انگشت با پوشش  $0.2 clo$  در مدت زمان ۱۰ دقیقه دچار سرمازدگی می‌شود. بنابراین با این روش می‌توان با توجه به شرایط محیطی مختلف و ابعاد و مشخصات انگشتان شخص مورد نظر، دستکش مناسب را برای جلوگیری از پدیده سرمازدگی انتخاب و مورد استفاده قرار داد. از طرفی با دستکشی با مشخصات ثابت و مشخص بودن شرایط محیطی، می‌توان زمان شروع آسیب دیدگی را پیش‌بینی نمود.



شکل ۱۳: توزیع دما در نوک انگشت در سرعت باد  $10 m/s$  و دمای محیط ۱۵- درجه سلسیوس برای پوشش‌های دست مختلف

### ۷- نتیجه گیری

در این مقاله با استفاده از روش پردازش تصویر و بهره‌گیری از نرم‌افزارهای مدل‌سازی روشی برای استخراج مدل سه‌بعدی از عکس‌های ام‌آرآی، ارائه شد. این روش، علی‌رغم پیچیدگی‌های موجود، روشی کارآمد و نوین است که جزئیات مدل را در بحث زیر بافت‌ها و رگ‌های خونی به خوبی مدل کرده بگونه‌ای که مدل ایجاد شده بیشترین شباهت را با آناتومی انگشت دست دارد. این شباهت باعث می‌شود که خروجی شبیه‌سازی‌های مکانیکی، حرارتی و سیالاتی در مورد بافت‌های زیستی تا جای ممکن با داده‌های آزمایشگاهی تطبیق خوبی داشته باشد. قابلیت مونتاژ زیر بافت‌های مختلف و عروق خونی بر روی هم، مسیریابی و مدل‌سازی دقیق‌تر عروق خونی، مش بندی مدل در خود نرم‌افزار تحلیلی و همخوانی هندسه مدل و شبکه‌بندی‌های مربوطه با ماژول‌های نرم‌افزار تحلیلی، وجه تمایز روش پیشنهادی با کارهای

- [9]He, Y., Liu, H., Himeno, R., “Finite element analysis of blood flow and heat transfer in an image-based human finger”, *Computer in Biology and Medicine*, 38 (2008): 555-562.
- [10]He, Y., Himeno, R., Liu, H., Yokota, H., Sun, Z.G., “A finite element numerical analysis of blood flow and temperature distribution in three- dimensional image-based finger model”, *International Journal of Numerical Methods for Heat and Fluid Flow*, 18 (2008): 932-953.
- [11]Shao, H., He, Y., Mu, L., “Numerical analysis of temperature distribution in a three-dimensional image-based hand model”, *Proceedings of the 14th International Heat Transfer Conference IHTC14*, Washington, DC, USA, August 8-13, 2010.
- [12]Shao, H., He, Y., Mu, L., “Numerical analysis of dynamic temperature in response to different levels of reactive hyperaemia in a three-dimensional image-based hand model”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17.8 (2012): 865–874.
- [13]Rohen, J. W., Yokochi, C., Lutjen-Drecoll, E., “Color Atlas of Anatomy: A Photographic Study of the Human Body”, 8th Ed, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2015.
- [14]<http://namnak.com>, downloaded @17 June 2017.
- [15]Smith, C.E., “A transient three-dimensional model of the human thermal system”, PhD dissertation, Kansas State University, Manhattan, Kansas, 1991.
- [16]Zare, M., Daneshi, M., Shirani, E., Salimpour, M.R., “A novel approach for prediction of 3D skin structure burning with embedded branched vasculature”, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 78 (2014): 468–480.
- [17]Askarizadeh, H., Ahmadikia, H., “Analytical solution of the classical and generalized dual phase lag heat transfer equations in skin tissue under transient heating”, *Moades Mechanical Engineering*, 13.13 (2013): 14-25. (In Persian)
- [18]Heidari, M., Rezazadeh, M., Nasiri, M., “Analytical solution of heat transfer in laser irradiated skin tissue with heat convection using the dual-phase-lag model”, *Amirkabir J. Mech. Eng*, Article in Press. (In Persian)
- [19]Fu, G., “A transient, 3-D mathematical thermal model for the clothed human”, PhD dissertation, Kansas State University, Manhattan, Kansas, 1995.
- [20]Bergman, T.L., Lavine, A.S., Incropera, F.P., Dewitt, D.P., “Fundamentals of Heat and Mass Transfer”, 7th ed. New York: John Wiley & sons, 2011.
- [21]Lurie, M.V., “Modeling of Oil Product and Gas Pipeline Transportation”, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co., KGaA, Weinheim, 2008.

ضرب تشعشع	$\varepsilon$
ثابت بولتزمن	$\sigma$
ثابت زمانی (h)	$\delta$
<b>زیر نویس ها</b>	
سرخرگ	<b>a</b>
خون	<b>b</b>
خون	<b>bl</b>
جابه جایی	<b>c</b>
خارجی	<b>ext</b>
مؤثر	<b>eff</b>
انگشت	<b>f</b>
دستکش	<b>glove</b>
تشعشع	<b>r</b>
پوست	<b>s</b>
محیط	<b>sur</b>
دیواره رگ	<b>wall</b>

### مراجع

- [1]Shitzer, A., Stroschein, L., Vital, A.P., Gonzalez, R.R., Pandolf, K.B., “Quantification of conservative endurance times in thermally insulated cold-stressed digits”, *Journal of Applied Physiology*. 71. 6 (1991): 2528-2535.
- [2]Shitzer, A., Stroschein, L., Vital, A.P., Gonzalez, R.R., Pandolf, K.B., “Numerical analysis of an extremity in a cold environment including countercurrent arterio-venous heat exchange”, *Journal of Biomechanical Engineering*, 119 (1997): 179-186.
- [3]Shitzer, A., Stroschein, L., Vital, A.P., Gonzalez, R.R., Pandolf, K.B., “Simultaneous measurements of fingertip temperature and blood perfusion rates in a cold environment”, *Journal of Thermal Biology*, 22. 3 (1997): 159-167.
- [4]Badur, M., Gibbons, M., Johnson, K., “Modeling the Spread of Frostbite”, Accessed on 5 June 2017; [www.isn.ucsd.edu](http://www.isn.ucsd.edu), Beng221.
- [5]Fatourechi, R., Fatourae, N., “Analysis of blood flow and heat transfer in human finger”, *Tapesh Journal of Biomedical Engineering*, 17. 28 (2013): 8-12. (in Persian)
- [6]Baker, N., Mehlman, J., “Transient heat transfer and frostbite”, *Proceedings of the 2012 ASEE North-Central Section Conference*, Ohio Northern University, March 23-24, 2012.
- [7]Manda, P.K.V., “Study of the risk of frostbite in humans with the help of a transient 3D finger model”, M.S Thesis., Kansas State University, Manhattan, Kansas, 2013.
- [8]Fallahi, A., Salimpur, M.R., 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*, 65 (2017): 153-160.

synthetic materials under wet and dry conditions. *Advances in Industrial Ergonomics and Safety*”, edited by B. Das. London; Taylor & Francis, 1990.

[25]Wilson, O., Goldman, R.F., Molnar, G.W., “Freezing temperature of finger skin”, *Journal of Applied Physiology*, 41 (1976): 551–558.

[26]Keatinge, W.R., Cannon, P., “Freezing point of human skin”, *Lancet*, 1 (1960): 11-14.

[22]Barnard, C.L., Hunt, W.A., Timlake, W.P., Varley, E., “A theory of fluid flow in compliant tubes”, *Biophysical Journal*, 6.6 (1966): 717–724.

[23]Metzner, A.B., Reed, J.C., “Flow of non-Newtonian fluids—correlation of the laminar, transition, and turbulent-flow regions”, *AIChE Journal*, 1.4 (1955): 434–440.

[24]Santee, W.R., Endrusick, T.L., Pensotti, L.S., “Comparison of light duty gloves with natural and

برای ارجاع به این مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

Please cite this article using:

A. Fallahi, M. R. Salimpour, E. Shirani, Numerical Analysis of Temperature Distribution in A 3-D MR Image-Based Human Finger Model under Severe Cold Conditions, *Amirkabir J. Mech. Eng.*, 51(4) (2019) 1-12.

DOI:



UNCORRECTED PROOF