دانشکده فنی مهندسی
گروه مجموعه مهندسی مکانیک

پایان‌نامه/سمینار دوره کارشناسي ارشد مهندسی پزشکی

[مدلسازی و شبیه سازی بافت پوست جهت بررسی تاثیر دما بر عملکرد آن]

توسط:

[سودابه حسینی]

استاد راهنما:

[اکبر الهوردی زاده]

استاد مشاور:

[بهنام داداش زاده]

تابستان ۱۴۰۰

بسم الله الرحمن الرحیم

تأييديّه هيات داوران

(براي پايان نامه)

اعضاي هيئت داوران، نسخه نهائي پايان نامه خانم / آقاي:

را با عنوان:

از نظر فرم و محتوي بررسي نموده و پذيرش آن را براي تكميل درجه كارشناسي/ كارشناسی ارشد تأييد مي‌كند.

اعضاي هيئت داوران	**نام و نام خانوادگي**	**رتبه علمي**	**امضاء**
1- استاد راهنما			
2- استاد مشاور			
3- استاد مشاور			
4- استاد ممتحن			
5- استاد ممتحن			
6- نماينده تحصيلات تكميلی			

تقدیم

ماحصل آموخته هایم را تقدیم می کنم به آنان که مهر آسمانی شان آرام بخش آلام زمینی ام است
به استوارترین تکیه گاهم ، دستان پرمهر پدرم
به سبزترین نگاه زندگیم ، چشمان مادرم
که هرچه آموختم در مکتب عشق شما آموختم و هرچه بکوشم قطره ای از دریای بی کران مهربانیتان را سپاس نتوانم بگویم.
امروز هستی ام به امید شماست و فردا کلید باغ بهشتم رضای شماست
راه آوردی گران سنگ تر از این ارزان نداشتم تا به خاک پایتان نثار کنم ، باشد که حاصل تلاشم نسیم گونه غبار خستگیتان را بزداید.

بوسه بر دستان پرمهرتان

تشکر و قدرداني

ای خدای بزرگ من به بهشت تو طمعی ندارم محرک من در این زندگی تنها و تنها عشق به وجود لایزال تو است تو را می‌ستایم ن به خاطر پاداشی مناسب بلکه از آنجه که خالق منی .
خالق بر حق عادل توانا خطا نمی‌کنم و بر اعمال و رفتار خویش دقت نمایم نه به آن سبب که در ازای آن چیز طلب کنم بلکه بدان سبب که رفتار صحیح گفتار خوب و کردار نیک از وظایف هر انسانی است.
تو را سپاس می‌گویم نه بدان جهت که همه چیز به من داده‌ای بلکه آن جهت که آنچه را نداده‌ای نیز مصلحت آن بوده است.

شیما حسنخانی

چکیده

درک بیوترمومکانیک در بافت زنده برای کاربردهای بالینی بسیار مهم است. در کار حاضر ، از تئوری ترمو الاستیک عمومی و بدون اتلاف انرژی برای مدلسازی جهت بررسی انتقال حرارت زیستی و پاسخ مکانیکی ناشی از گرما در پوست انسان و در واقع بررسی تاثیر دما بر عملکرد پوست انسان و با در نظر گرفتن خواص مواد حرارتی متغیر برای پوست استفاده می شود. معادلات حاکم بر بافت پوست با خواص مواد وابسته به دما توسط معادلات کیرشف و لاپلاس حل می شود. پاسخهای ترمو الاستیک گذرا و آسیب حرارتی بافت پوست بدست آمده است.

کلید واژه: مدلسازی پوست - انتقال حرارت – معادلات پنس – معادلات لاپلاس – معادلات کیرشف

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

فهرست علایم و نشانه‌ها ..... د
فهرست جدول‌ها ..... ب
فهرست شکل‌ها ..... ج
فصل 1- کلیات تحقیق 1
1-1- پیشگفتار 5
1-2- بیان مسئله 5
1-3- اهمیت پژوهش 2
1-4- اهداف پژوهش 3
1-5- کلیات روش پژوهش 4
1-6- تعریف واژگان کلیدی 4
1-7- تعریف واژگان کلیدی 4
فصل 2- پیشینه تحقیق 5
2-1- پیشگفتار 3
2-2- مروری بر مطالعات پیشین 3
2-2-1- مطالعات خارجی 4
2-2-2- مطالعات داخلی 4
فهرست مراجع 16

فهرست جدول‌ها

عنوان **صفحه**

فهرست شکل‌ها

عنوان **صفحه**

شکل 1-1: سه لایه اصلی پوست..... 10

فهرست علايم و نشانه‌ها

عنوان	علامت اختصاري

فصل 1- کلیات تحقیق

1-1- پیشگفتار

در فصل نخست این رساله، ضمن روشن کردن ابعاد موضوع مورد مطالعه و تبیین اهمیت موضوع به بررسی برخی از مطالعات مشابه انجام شده در ارتباط با موضوع رساله می پردازیم .

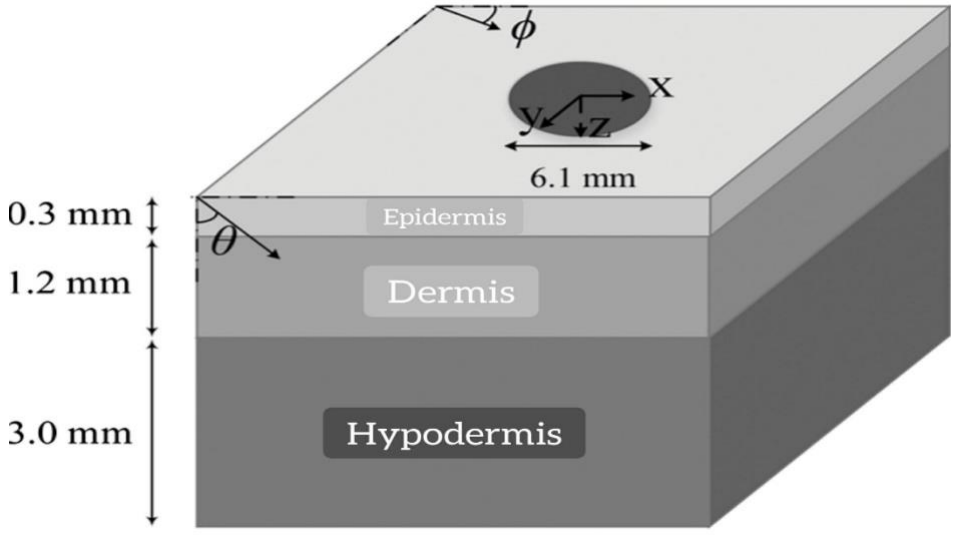
واضح است که با توجه به اهمیت موضوع مطالعات فراوانی در این زمینه انجام شده که هر یک به بررسی بخشی از ابعاد موضوع پرداخته اند و هر کدام در جایگاه خود بسیار کاربردی می باشند اما در این رساله به آن دسته از مطالعاتی اشاره شده که از اهمیت بیشتری برخوردار بوده و دقیق تر بوده اند. درواقع این فصل پیش درامدی برای فصول اینده خواهد بود که سعی شده در به کلیات پژوهش اشاره شود .

1-2- بیان مسئله

پوست بزرگترین اندام در بدن انسان است که علاوه بر عملکردهای فیزیولوژیکی متعدد (به عنوان مثال تنظیم حرارتی، سنتز ویتامین D، انتقال عصبی)، به عنوان یک رابط بیوفیزیکی پیچیده عمل می کند و از ساختارهای داخلی بدن در برابر محیط خارجی محافظت می کند [1].

به طور کلی پوست شامل سه لایه اصلی است :

- لایه اپیدرم [1]
- لایه درم [2]
- لایه هایپودرم [3]



شکل1-1: سه لایه اصلی پوست

[1] Epidermis

[2] Dermis

[3] Hypodermis

هر یک از این لایه ها دارای میکرو معماری پیچیده و خصوصیات متمایزی هستند.
ضخامت پوست با توجه به محل قرارگیری بدن تقریباً از0.5 تا 4 میلیمتر متفاوت است [2] .
پوست به عنوان یک لایه واکنشگر به شیوه زندگی ما واکنش نشان می‌دهد ، برای مثال، پوست دستان یک باغبان به مرور زمان ضخیم تر می شود تا حفاظت بیشتری ایجاد کند. در طی روند پیری، پوست چروکیده شده و خاصیت ارتجاعی آن کمتر می‌شود که این حالت می‌تواند در نتیجه تماس بیش از حد با نور خورشید، تسریع گردد. همچنین، پوست می‌تواند رنگ خود را تغییر دهد. در برخورد مستقیم با نور خورشید ، اپیدرم و درم ملانین بیشتری تولید می‌کنند، ملانین، رنگدانه‌ای است که تشعشعات مضر ماورا بنفش را فیلتر می‌کند.
ماهیت پدیده های سطحی که پوست با آنها در ارتباط است دامنه های مکانیکی ، حرارتی، بیولوژیکی، شیمیایی، رادیولوژی و الکترومغناطیسی را در بر می گیرد [3].
در سالهای اخیر میزان کاربرد و استفاده از انواع ابزارآلات و تجهیزات مبتنی بر گرما وحرارت بسیار بیشتر از گذشته شده است که این کاربرد حوزه های مختلفی ازجمله پزشکی (تشخیص و درمان انواع بیماری ها) را در بر می گیرد. مانند پیشرفت ها در زمینه استفاده از مایکروویو ، لیزر ، سونوگرافی متمرکز و فرکانس رادیویی، و بسیاری از درمان ها مانند گرما درمانی مدرن که به طور گسترده ای در درمان بالینی مورد استفاده قرار گرفته اند [4] .
برای مثال، در درمان بیماری سرطان که امروزه یکی از مهمترین علل مرگ و میر در زندگی مدرن بشر است بسیاری از روش های درمانی مبتنی بر حرارت، مانند هایپرترمی ، فرسایش حرارتی و اشعه مایکروویو به طور گسترده ای مورد استفاده قرار میگیرند .
یا به عنوان مثالی دیگر امروزه از لیزر برای درمان حرارتی در برخی از بیماری ها مانند درمان تومور، برخی ضایعه های پوستی، درمانی برای کاهش درد در فیزیوتراپی ها، و برای درمان وزوز گوش استفاده می شود [5] .
حالا که ارتباط و تعامل انسان با انرژی گرمایی و حرارت به حدی شده که این تعامل بخش جدایی ناپذیری از زندگی ما را تشکیل می دهد ضرورت مطالعه روی اثر این انرژی بر بافت های بدن انسان اهمیت ویژه ای می یابد. از طرفی رساندن انرژی گرمایی مناسب به بافت بیمار بدون تأثیر بر بافت سالم، یکی از بزرگترین چالشهای درمان حرارتی است.به همین منظور در این مطالعه به بررسی و شبیه سازی عملکرد پوست در برخورد با حرارت و گرما پرداخته می شود .

3-1- اهمیت پژوهش

همانطور که در مقدمه اشاره شد ، پوست در طول زندگی انسان به طور مداوم در معرض طیف گسترده ای از فعل و انفعالات ترمومکانیکی با محیط و ارتباط با اثرات حرارتی و بارهای مکانیکی و در نهایت، فرآیندهای بیوشیمیایی مربوط به شکل گیری زخم ها و تاول های پوستی قرار دارد [6].
از طرفی اثبات شده ایت که محیط آب و هوایی تاثیری زیادی بر سلامت بافت پوست دارد [7] .در طی چند دهه گذشته استفاده از خال کوبی به عنوان یک روش زیبایی و تزئینی برای بدن بسیار افزایش داشته است [8]. در نتیجه این افزایش تقاضا برای انجام خالکوبی، تعداد افرادی که می خواهند خال کوبی انجام شده را پاک کنند نیز به طور قابل توجهی افزایش یافته است [9] . در حال حاضر، کارآمدترین تکنیک های

حذف خال کوبی به استفاده از لیزرهای کیوسوئیچ[1] متکی هستند که بر اساس اصل گرما کار می کنند [9_10].

با توجه به کاربردهای فراوان انرژی گرمایی و وجود انواع روش های مبتنی بر دما برای درمان بیماری ها و ضرورت محافظت از انسان در برابر عوارض استفاده از این روش ها ، واضح است که درک صحیح از فیزیولوژی تولید گرما و انتقال گرما از طریق پوست و بررسی عملکرد و واکنش پوست به تغییر دما و اعمال حرارت مورد توجه زیادی است.به این منظور از روش های گوناگونی از جمله شبیه سازی و مدل سازی بافت پوست استفاده می شود .

هدف از این مدل سازی های عددی و نظری که مرتبط با ترمودینامیک هستند بیان پدیده های ترمومکانیکی در پوست انسان است [11]. همچنین این مدل ها بعضا ساختار پیچیده پوست، پرفیوژن[2] خون و پاسخ حرارتی و مکانیکی پوست را در نظر میگیرند.

برای مثال مدل های مکانیکی پوست انسان در مقیاس های مختلف از طرق مختلف به خوبی برای ارائه یک نمای کلی از برهم کنش های دما و پوست انسان توسعه یافته اند به طوری که رفتار پوست انسان را می توان با استفاده از این مدل ها از برخی ابعاد به خوبی مورد بررسی قرار داد [12] .

یا مدل های حرارتی نسبتا خوبی که برای محاسبه انتقال گرما و یا گرمای بیولوژیکی توسعه یافته اند. یا به طور خاص ، مدل های انتقال حرارتی که در هیپرترمی درمانی و آسیب ناشی از سوختگی کاربرد دارند. یا مدل های غیر خطی مختلف که برای محاسبه میزان وابستگی سرعت پرفیوژن خون به تغییرات دما پیشنهاد شده اند.برخی از مدلسازی ها هم به ایجاد ارتباط و بررسی شباهت های مدل های پیشین اشاره دارند و یا انها را کامل و به روز می کنند [13] .

1-4- اهداف پژوهش

هدف این مطالعه بررسی رفتار دما روی پوست و بافت های زنده بدن انسان است. به این منظور باید میدانستیم که کدام مدل مبنای اصلی تمام مطالعات انجام شده روی این موضوع است و اینکه مطالعات پیشین در حوزه مدلسازی پوست منجر به چه نتایجی شده اند.

ضمن مروری بر مطالعات پیشین به دنبال پاسخ این سوال بودیم که کدام روش مدلسازی تحلیل بهتری از عملکرد گرما روی پوست ارائه می دهد و چگونه می توان با روش مدلسازی، عملکرد دما روی پوست را مورد مطالعه و بررسی قرار داد و در نهایت کدامیک از معادلات رایج برای مدلسازی پوست قابل اطمینان تر، دقیق تر و کارامدتر است تا از انها برای مدلسازی در این رساله استفاده شود.

نتایج بررسی های انجام شده منجر به در نظر گرفتن فرضیات زیر شد :

• در این مدل پوست را به صورت سه لایه شامل لایه : درم ، اپی درم و لایه زیر پوستی در نظر می گیریم.

---

[1] Q-switched

[2] perfusion

• در این مدلسازی فرض بر این است که بافت پوست با خواص ترمو الاستیک خطی، همگن و همسانگرد است.
• مبنای مدلسازی بر اساس مدل حرارتی پنس در نظر گرفته می شود که این مدل مبنای تمام مطالعاتی است که تا کنون در حوزه بررسی تاثیر دما روی پوست انجام شده.

1-5- کلیات روش پژوهش

همانطور که در بخش قبل به آن اشاره شد در این پژوهش، به منظور بررسی تاثیر دما بر عملکرد پوست، آن را به صورت یک ساختار سه لایه همگن و همسانگرد و دارای خواص ترموالاستیک در نظر می گیریم.

سپس با استفاده از مدل انتقال حرارت پنس[1] که مبنای تمام مطالعات بررسی تاثیر دما روی پوست است، و استفاده از مدل انتقال حرارت فوریه[2] [14] و هم چنین با در نظر گرفتن معادلات مختص مواد ترمو الاستیک [15] و معادلاتی که عملکرد های افزایش دما را بررسی می کنند [16_17] و در نظر گرفتن دستگاه مختصات ویژه در رابطه با زاویه تابش حرارت، بیوحرارت کلی، میزان انتشار گرما در بافت پوست، تاثیر افزایش دما روی پوست و همچنین تاثیر زاویه تابش حرارت روی پوست مدلسازی و بررسی می شوند.

1-6- تعریف واژگان کلیدی

هایپرترمی ؛ فراگرمادرمانی یا گرماافزایی یا درمان هایپرترمیا یکی از راه‌های درمان بیماری‌ها در فیزیک پزشکی است. از این روش برای سرطان‌های موضعی مثل سرطان پوست، استفاده می‌شود.

فرکانس رادیویی ؛ (RF) به محدوده ای از نوسانات در بازهٔ ۳۰ کیلوهرتز تا ۳۰۰ گیگاهرتز گفته می‌شود که معادل است با بسامد موج‌های رادیویی و جریان‌های متناوبی که حامل سیگنال‌های رادیویی هستند فرکانس‌های رادیویی ۷۵ سال است که در درمان‌های پزشکی به ویژه در جراحی‌ها کمتر هجومی، استفاده می شود. امآرآی هم از موج‌های رادیویی برای تولید تصویر از بدن انسان استفاده می‌کند.

لیزر کیوسوئیچ ؛ یکی از تکنیک های مفید برای درمان لک های پوست که در اثر افزایش سن ایجاده شده اند امروزه از این روش برای پاک کردن خالخکوبی هم استفاده می شود .

پرفیوژن ؛ یا خونیاری در پزشکی به وارد کردن یا رساندن مایع به داخل بافت (تزریق به داخل رگهای خونی) می گویند. اما در حالت طبیعی بدن به فرایند تحویل مواد غذایی از سرخرگها به بستر مویرگی در بافتهای زنده پرفیوژن نام دارد.

1-7- نگاهی به فصل های آتی

در ادامه این رساله و در فصل دوم به مبانی نظری و پیشینه پژوهش پرداخته می شود . در واقع در این فصل ، همه نظریه‌های مرتبط با موضوع پایان‌نامه به ترتیب روند تکاملی‌شان مطرح می‌شوند و در پایان یک جمع‌بندی کلی از داده‌ها و اطلاعات مطرح شده ارائه می‌شود.

---

[1] pennes

[2] Fourier

در فصـــل ســـوم، مراحل انجام پژوهش مطرح شـــده و به روش انجام مطالعه پرداخته می شود.

در فصل چهارم، به تجزیه و تحلیل داده های جمع آوری شده پایان نامه می پردازد توضیح داده خواهد شـد و در فصـل پنجم، به نتیجه گیری و جمع بندی تمام مطالب ذکر شـده در پایان نامه خواهیم پرداخت .

فصل 2- پیشینه تحقیق

2-1- پیشگفتار

در این فصل به مرور مطالعات پیشین انجام شده در حوزه مدلسازی بافت پوست به صورت طبقه بندی شده (مطالعات چاپ شده در نشرات خارجی و داخلی) می پردازیم . چهارچوب های نظری این مطالعات را مورد بررسی قرار داده و روش های مورد استفاده و نتایج هر یک از این مطالعات را به صورت مختصر بیان می کنیم . یک دسته بندی کلی از روش های مختلف مورد استفاده در این مطالعات ارائه می کنیم و در پایان نیز به جمع بندی و نتیجه گیری مطالب مطرح شده در فصل دوم می پردازیم .

2-2- مروری بر مطالعات پیشین

2-2-1- مطالعات خارجی

با وجود اینکه مطالعه تاثیر دما روی پوست یا بافت بدن انسان با استفاده از مدل سازی به اواسط قرن 20 و مطالعات پنس[1] [18] در این خصوص باز می گردد اما از اوایل قرن 21 مدل های پیشنهادی کارآمدتر و دقیق تر شده و جنبه های بیشتری از اثرات دما روی پوست و همچنین پاسخ پوست به تغییرات دمایی را شامل شدند . مطالعاتی که ضمن تایید داده های پیشین آن ها را کامل تر و قابل اطمینان تر کرده و زوایای جدیدی را نیز در نظر گرفته اند .

در سال 2009 کورمک[2] و همکاران به منظور شبیه سازی فرایند ایجاد چین و چروک در پوست یک مدل چند لایه از پوست ارائه دادند .این مدل شامل لایه شاخی ، درم و هیپودرم زیرین بود. نتایج شبیه سازی ها با نتایج آزمایشگاهی مقایسه شده و آزمایش های چروک روی ساعد انجام شد. مدل پوستی سه لایه پیشنهادی کورمک و همکاران چین و چروک را واقع بینانه تر از مدل های کم لایه تر شبیه سازی می کرد . اندازه چروک های پیش بینی شده توسط مدل کورمک و همکاران در محدوده اندازه چین و چروک اندازه گیری شده در آزمایشگاه قرار داشت . این یعنی نتایج حاصل از مدلسازی آنها به نتایج تجربی و ازمایشگاهی بسیار نزدیک بود. کاربردهای این مدل شامل شبیه سازی پیری پوست و طراحی پوست مصنوعی توسعه شبیه سازهای جراحی بود[19].

در سال 2011 راتوسون[3] و همکاران مدلی ترکیبی از پوست انسان ارائه دادند که در آن انتقال حرارت در ورید[4] و بافت پوست مورد بررسی قرار می گرفت . مدل راتوسو و همکاران این امکان را فراهم می کرد که رفتار ترمومکانیکی پوست در هنگام قرار گرفتن در معرض تغییرات شدید حرارتی بهتر درک شود. این کار بر اساس تحقیقات تجربی و عددی انجام شد و اولین مرحله آزمایشی شامل قرار دادن میله فولادی سرد شده روی پوست ساعد انسان و اندازه گیری تغییرات دما با استفاده از دوربین مادون قرمز بود. با این ازمایش مشاهده شد که گردش خون در رگها به وضوح بر انتشار گرما تأثیر می گذارد.

---

[1] Harry.H.pennes

[2] Cormac O. Flynn

[3] Domoina Ratovoson

[4] Vein

دومین مرحله آزمایشی شامل اندازه گیری خواص هندسی وریدها و سرعت خون بود. این اندازه گیری های تجربی یک مدل عددی از پوست و مجاورت مستقیم آن را ارائه می داد. مدل چند لایه سه بعدی از معادله پنس برای مدل سازی بافت بیولوژیکی و معادله معادلات دیگر انتقال حرارت ، برای مدل سازی خون استفاده شد و خواص مواد بیولوژیکی به دست آمده از مطالعات پیشین با آزمایش انها مورد تأیید قرار گرفت . مدل عددی راتوسون و همکاران قادر بود مشاهدات تجربی را شبیه سازی کند و همچنین درجه حرارت و سرعت خون را در رگ ها تخمین بزند[20].

در سال 2012 دهقان[1] و همکاران یک روش جدید برای حل عددی معادله انتقال حرارت زیستی پنس ارائه دادند که رفتار حرارتی بافت زنده را مدل می کرد . این روش برای حالت هایی که پوست به صورت یک و دو بعدی درنظر گرفته می شد ، به طور کامل شرح داده شد .این روش برای حل معادله پنس به منظور بدست آوردن دمای لایه های پوست برای بافت سالم و بافت حاوی تومور استفاده می شد [21].

در همان سال (2012) تپول[2] و همکاران حد فیزولوژیکی کشش پوست را مدلسازی کردند .هدف مطالعه آنها ایجاد یک مدل محاسباتی جدید برای پوست بود که رفتار سازنده پوست را در حین و خارج از محدوده های فیزیولوژیکی پوست نشان دهد. در حالت فیزیولوژیکی ، پوست رفتاری برگشت پذیر ، بسیار غیر خطی ، کششی و ناهمسانگرد نشان می دهد. تپول و همکاران این ویژگی ها را با استفاده از یک مدل شبکه زنجیره ای متشکل از هشت زنجیره مدل کردند . فراتر از محدوده فیزیولوژیکی ، پوست دچار یک حالت برگشت ناپذیر می شد که این حالت از طریق کشش مکانیکی ایجاد شده بود . برای بررسی نرخ رشد طول پوست در واحد زمان ، آنها از مدل اویلر[3] استفاده کردند و برای تفکیک آن در فضا ، از روش اجزای محدود استفاده شد .

برای نشان دادن ویژگی های رشد پوست ، ابتدا مدل های ساده قبلی باهم مقایسه شدند سپس ، آنها روند رشد پوست ناشی از کشش را در طول انبساط بافت مدل کردند . به طور خاص ، تپول و همکاران تکامل فضایی-زمانی استرس ، کرنش و افزایش طول را در چهار مدل رایج و در دسترس بافت مقایسه کردند . تپول و همکاران معتقد بودند که مدل آنها این پتانسیل را دارد که راه های جدیدی را در مسیر جراحی ترمیمی باز کند و پارامترهای مهم فرآیند انبساط بافت را مدل کند[22].

در سال 2016_2015 دانشکده مهندسی دانشگاه کلاسگو[4] با همکاری چند مرکز دیگر به مدل سازی و محاسبه پاسخ حرارتی و مکانیکی پوست انسان در تغییر شکل های محدود پرداختند . این مدلسازی مدل های حرارتی قبلی را گسترش می داد تا تغییر شکل های ناشی از تغییر حرارت رانیز در نظر بگیرد [23].

در سال 2016 گروه مهندسی مکانیک دانشگاه چنگ کونگ با همراهی گروه مهندسی مکانیک چند دانشگاه دیگر به بررسی انتقال حرارت غیر فوریه ای معکوس در بافت بدن انسان پرداختند در آن مطالعه سعی شده بود با استفاده از حالت تأخیر دو فازی ، انتقال گرما در بافت توصیف شود. طی این مطالعه با ارائه یک مدل کامل تر ناسازگاری تئوری مطالعات پیشین برطرف شد. همچنین

---

[1] Mehdi dehghan

[2] Adrián Buganza Tepole

[3] Euler

[4] University of Glasgow

بررسی ها نشان داد که مقادیر حاصل از مدل ارائه شده توسط دانشگاه چنگ کونگ به داده های تجربی بسیار نزدیک هستند [24] .

در سال 2016 کومار[1] و همکاران در مقاله ای به طور نظری رفتار حرارتی در یک بافت بیولوژیکی زنده تحت سیستم های مختصات مختلف و شرایط مرزی متفاوت غیر فوریه را با مدل انتقال حرارت زیستی دو فاز در طول درمان حرارتی مورد بررسی قرار دادند . خواص موجَک های لژاندر[2] برای یافتن یک راه حل تقریبی تحلیلی مورد استفاده قرار گرفت .طی این مدلسازی مشاهده شد که مدل کردن صحیح تاثیر افزایش دما و دستیابی سریع به اوج دما در حین هایپرترمی زمانی حاصل می شود که از معادلات مرزی نوع دوم و سوم در ترکیب با سیستم مختصات دکارتی استفاده شود[25].

در همان سال (2016) حسن پور[3] و صابونچی[4] در یک مطالعه به مدلسازی انتقال حرارت در محیطی شبیه بافت عروقی در طی فرآیند هایفوتراپی پرداختند . این مطالعه با هدف ارزیابی نقش رگ های کوچک در مکانیسم های انتقال حرارت از یک محیط بافت مانند در طول فرآیندهای گرمایش به عنوان مثال ، درمان هایپرترمی انجام شد.

برای این منظور ، یک بافت استوانه ای با دو شبکه عروقی یکی هم جریان و دیگری خلاف جریان و یک منبع حرارت مرکزی در نظر گرفته شد و بعد ، معادلات : انرژی بافت ، مایعات تأمین کننده (خون شریانی)[5] و مایعات برگشتی (خون وریدی)[6] با استفاده از روش های مختص محیط متخلخل بدست آمدند .نتایج حاصل از این مدلسازی نشان می داد که اثر خنک کننده عروق خونی هم جریان در حین گرم شدن پوست بسیار کارآمدتر از عروق ضد هم جریان است. با وجود تشابهات تشریحی بسیار ، یافته های حاصل از این مدل سازی می توانند در طراحی پروتکل هایی برای درمان سرطان با هایفوتراپی مفید باشند [26].

در سال 2017 لی[7] و همکاران به مطالعه تحلیلی پاسخهای حرارتی - مکانیکی گذرا از بافت دو لایه پوست پرداختند . در این مدل سازی از تئوری ترمو الاستیک عمومی و بدون اتلاف انرژی برای بررسی انتقال حرارت زیستی و پاسخ مکانیکی ناشی از گرما در پوست دو لایه انسان با خواص مواد حرارتی متغیر استفاده شد . معادلات حاکم بر بافت پوست با خواص مواد وابسته به دما توسط معادلات کیرشف و لاپلاس حل شده و پاسخهای ترمو الاستیک گذرا و آسیب حرارتی بافت پوست بدست آمده و به صورت گرافیکی نشان داده شد [27].
شیائویا لی و همکاران در سال 2019 یک مدل سازی جدید به منظور تجزیه و تحلیل ترمو ویسکوالاستیک بافت بیولوژیکی در طی درمان هایپرترمی ارائه دادند . اگرچه تا ان زمان خواص ویسکو الاستیك بافت بیولوژیکی در بسیاری از مقالات گزارش شده بود ، اما تلاشی برای بررسی رفتار حرارتی و مکانیکی بافت بیولوژیك براساس نظریه ویسکو الاستیك انجام نشده بود . این مسئله

[1] Dinesh kumar
[2] Legender
[3] Saeed hasanpour
[4] Ahmad sabonchi
[5] Arterial blood
[6] Intravenous blood
[7] Li xiaoya

انگیزه ای برای مطالعه پاسخ ترمو الاستیک گذرا در مدل ترمو ویسکوالاستیک کلی ایجاد کرد . مدل حرارتی- ویسکوالاستیک تأخیر دو فازی توسط لی و همکارانش برای ارائه پاسخ در مقیاس خرد در بافت بیولوژیکی ایجاد شد [28].

2-2-2- مطالعات داخلی

در سال ۱۳۸۴ فتورایی و همکاران در پژوهشی تبادل حرارت سر انسان با هوای محیط را به منظور ارزیابی تهویه مناسب آن شبیه سازی کردند.آنهابا توجه به این مسئله که در مبحث انتقال حرارت در یک بافت زنده، معادله پنس به عنوان یکی از مدله های پذیرفته شده و شناخته شده است و تبیین این مطلب که در معادله پنس ، تولید حرارت در بافت زنده، ناشی از دو منبع خون رسانی و متابولیسم می باشد و هر دوی این منابع حرارتی در سر وجود داشته و باعث کنترل دمای آن می شوند نشان دادند که در اثر بالا رفتن دماي بافت های سطحی ، یک مکانیزم انتقال حرارت جابجايي آزاد در اطراف سر شکل می گیرد. در تحقیق فتورایی و همکاران مدل دو بعدی از سر انسان در مقطع ساجیتال میانی با استفاده از آناتومی واقعي آن مدلسازی شد و برای بررسی انتقال حرارت در درون بافت های زنده و اثر آن بر جابجایی آزاد هوای اطراف سر در نظر گرفته شد.

آنها جهت پیش بینی پدیده انتقال حرارت آزاد سر از معادلات حاکم ، که شامل معادلات ناویر- استوکس[1] می بود و روش عددی حجم محدود موجود در ویرایش ششم نسخه نرم افزاری فلوئنت[2] استفاده کردند. نتایج مشاهده شده مشابه آزمون کلاسیک جریان آزاد حول استوانه و یا کره بود و این تحقیق امکان بررسی عددی تبادل حرارت را به اثبات می رساند [29].

در سال ۱۳۹۰ کلاهی و همکاران به بررسی اثر محیط و تبخیر بر دمای پوست پرداختند . آنها بر این اساس که آب و هوای گرم باعث ایجاد صدمات سوختگی و تخریب بافت پوستی می‌شود و در روزهای گرم تابستان افراد زیادی بر اثر گرمازدگی، تبخیر زیاد آب بدن و سوختگی فوت می‌کنند به این نتیجه رسیدند که مطالعه حرارتی پوست می‌تواند به درک بهتر سیستم کنترل دمای بدن کمک کند و باعث پیشرفت در حوزه محافظهای پوستی واستانداردهای ایمنی شود. حیدری و همکاران به اشاره به این موضوع که در محیط گرم، تعرق مهمترین عامل برای تغییر دما، بر اساس سیستم تنظیم دمای بدن است. در پژوهش خود ابتدا فرمولبندی های روش تفاضل محدود معکوس و روش زاو و همکارانش را ارزیابی کردند . سپس برای بسط دادن مدل انتقال حرارت زیستی پنس با اضافه کردن جمله تبخیر به شرط مرزی بودن سطح پوست و تغییر شرایط مرزی و افزودن مؤلفه تبخیر به آن، نتایجی در مورد توزیع دما در پوست بدست آوردند .

این مدل برای تحلیل اثر تغییر دمای محیط، شرایط محیطی مختلف و فعالیت بدنی مشخص بر دمای گذرای پوست و همچنین برای تعیین دمای نهایی بافت زنده به کار گرفته شده است. نتایج نشان می‌دهد در صورت عدم تعرق، دمای بدن به سرعت افزایش یافته؛ گرمازدگی و سوختگی رخ خواهد داد و نیاز فوری به نوشیدن آب خواهد بود. همچنین افزایش دمای محیط، محل بیشینه درجه حرارت

[1] Navier stokes

[2] Fluent

را به سطح پوست منتقل می کند. برای مثال، بیشترین مقدار دما در mm9 و mm 6/7 از سطح پوست به ترتیب برای دمای محیط c°50 وc°60 رخ می‌دهد؛ یعنی بیشترین آسیب دیدگی حرارتی در این محل واقع می‌شود [30].

در سال ۱۳۹۵ جعفری نصر و همکاران به مدلسازی انتقال حرارت زیستی در بافت سرانسان با کمک معادله وولف پرداختند که در ان تاثیر جریان گردش خون در مویرگ ها مورد توجه قرار گرفته است . همچنین انتقال حرارت ناشی از تعریق سر در قسمت انتقال حرارت در این بافت استفاده شده که در ان تاثیر جریان گردش خون در مویرگها مورد توجه قرار گرفته است . در مطالعه جعفری نصر و همکاران پدیده انتقال حرارت در داخل سر بصورت ناپایا در نظر گرفته شد و هندسه ی مورد استفاده در محیط فلوئنت از طریق نرم افزار گمبیت تولید شد در این مدلسازی با مطالعات دینامیک محاسبتی سیال نشان داده شد [31].

در سال ۱۳۹۶بیجاری و همکاران طی مطالعه ای به ارتقای ساختار مدل آسایش حرارتی مبتنی بر پاسخ حسگرهای حرارتی پوست با استفاده از معادله انتقال حرارت غیر فوریه ای پرداختند در واقع آنها در مطالعه خود یک مدل آسایش حرارتی جدید مبتنی بر حسگرهای حرارتی پوست به کمک مبانی انتقال حرارت غیر فوریه ای در بافت های زنده توسعه دادند. این مدل جدید مفاهیم سرعت محدود انتشار اغتشاشات دمایی را با کمک معادالت غیر فوریه ای در نظر میگیرفت . آنها با توجه به این مسئله که توصیف انتقال حرارت در بافتهای زنده به دلیل دارا بودن ساختاری پیچیده و ناهمگن با سایر مواد متفاوت می باشد از مدل خود برای تعیین توزیع دما در محل حسگرهای حرارتی استفاده کردند . مدل ارائه شده توسط بیجاری و همکاران با نتایج تجربی موجود اعتبارسنجی گردید و نتایج خوبی حاصل شد.

از آنجایی که پاسخ حرارتی حسگرهای پوستی بدن به دما و نرخ تغییرات آن در محل حسگرها وابسته است ، پیشبینی صحیح این مؤلفه ها بسیار حائز اهمیت به نظر میرسید بنابر این آنها در مطالعه خود ضمن بهبود مدل های پیشین، تأثیر انتقال حرارت غیر فوریه ای بر مشتق دما را نیز مورد بررسی و تحلیل دادند . نتایج حاصل از این مطالعه نشان می دهد وجود تأخیرهای فاز دوگانه تأثیر به سزایی در نرخ تغییر دما و درنتیجه پاسخ حرارتی حسگرهای بدن دارد [32].

در سال ۱۳۹۷ حیدری و همکاران مطالعه با موضوع حل تحلیلی انتقال حرارت درون بافت پوست تحت تابش لیزر به همراه انتقال حرارت جابجایی با استفاده از مدل تاخیر فاز دوگانه انجام دادند . آنها تبیین کردند که پیشبینی زمان سوختگی درجه اول و دوم با استفاده از تخمین آسیب حرارتی وارده به بافت بدست می آید. آنها از معادله انتقال حرارت زیستی با مدل تأخیر فاز دوگانه ، که یک مدل غیر فوریه است ، استفاده کردند و تابش لیزر روی بافت را به صورت به شدت جذب شونده در نظر گرفتند و تأثیر تأخیر فاز بر روی توزیع دما و عمق نفوذ جبهه ی موج حرارتی را با در نظر گرفتن ضرایب انتقال حرارت بررسی کردند. استفاده از تبدیل لاپلاس[1] به همراه روش گسسته سازی و استفاده از شرایط مرزی یک دستگاه معادله جبری در حوزه ی لاپلاس به دست آمد که با استفاده از لاپلاس معکوس عددی حل شد. نتایج نشان می داد که تابش لیزر به شدت جذب شونده ، پارامتری تعیین کننده در مدت زمان سوختگی در بافت پوست می باشد. همچنین افزایش ضریب انتقال حرارت جا

[1] Laplace transform

به جایی تأثیر چشـــمگیری بر نتایج دارد، به گونه ای که با در نظر گرفتن جابه جایی طبیعی روی سطح زمان های سوختگی درجه اول و درجه دوم ، حداقل 02 / 0 ثانیه به تعویق می افتد[33].

3-2- خلاصه و جمع بندی

همانطور که در بخش مروری بر مطالعات پیشین اشاره شد معادلات مختلفی برای مدلسازی رفتار حرارتی بافت های زنده وجود دارد که هر یک از این روش ها بسته به هدف محقیقین از انجام پژوهش و همچنین دامنه کاربرد روش به تنهایی یا با ترکیب با معادلات دیگر مورد استفاده قرار می گیرند . اما انچه در بیشتر مطالعات بررسی شده مشهود است استفاده وسیع از معادله انتقال حرارتی پنس است .این در حالی است که در گذر زمان روش های تکامل یافته تری همچون مدل وولف برای مدلسازی رفتار حرارتی و یا انتقال حرارت در بافت های زنده ارائه شده اما همچنان مبنای بیشتر مطالعات حوزه مدلسازی پوست معادله حرارتی پنس می باشد که علت آن می تواند سادگی این روش و وجود منابع فراوان مطالعاتی بر مبنا این مدل باشد .

فهرست مراجع

[1] L. Bedin, F.VBazán , " On the 2D bioheat equation with convective boundary conditions and its numerical realization via a highly accurate approach " J. Appl. Math. Comput , vol. 236 , p. 422–436 , 2014

[2] F. Xu , T. Lu , " Introduction to Skin Biothermomechanics and Thermal Pain " , J. Springer, p. 221-266 , 2011

[3] F. Xu , T. Wen , T. Lu , K. Seffen , " Skin biothermomechanics for medical treatments " , J. Researchgate , Vol. 24 , P. 172–187 , 2008

[4] A. Asahina , T. Watanabe , A. Kishi , N. Hattori , A.Shirai , S. Kagami , R. Watanabe , A. Le Pavoux , T. Maekawa , K. Tamaki , K. Ohara , " Evaluation of the treatment of port-wine stains with the 595-nm long pulsed dye laser: A large prospective study in adult Japanese patients" , J. Am. Acad. Dermatol , Vol. 54, 487–493 , 2006

[5] W. Agnelli, C. Padra, C.V. Turner, "Shape optimization for tumor location " , J. Comput. Math. Appl , Vol. 62 , P.4068-4081 , 2011

[6] G. Beradi , M. Jaeger , R. Martin , " Modelling of a thermo-viscoelastic coupling for large deformations through finite element analysis " , J. Heat Mass Transf , vol. 39 , p. 3911-3924 , 1996

[7] A. Gefen , " How do microclimate factors affect the risk for superficial pressure ulcers: a mathematical modeling study " , J. Tissue Viability , vol. 20 , p. 81–88 , 2011

[8] J. Ghazanfarian , R. Saghatchi , D. Patil , " Implementation of smoothed-particle hydrodynamics for non-linear pennes' bioheat transfer equation " J. Appl. Math. Comput , vol. 259 , p. 21–31, 2015

[9] M. Kuperman-Beade , V.J. Levine , R.Ashinoff , " Laser removal of tattoos " , J. Am. Clin. Dermatol , vol. 2 , p. 21–25 , 2001

[10] S. Choudhary , M.L. Elsaie , A. Leiva , k. Nouri , " Lasers for tattoo removal: a review " , J. Lasers Med. Sci , vol. 25 , p. 619–627 , 2010

[11] B.Querleux , "Computational Biophysics of the Skin " , Pan Stanford Publishing , 2014

[12] G.Limbert , " Computational Biophysics of the Skin " , Pan Stanford, Boca Raton , pp. 95–131, 2014

[13] J. Lang , B. Erdmann , M. Seebass , "Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia Biomed " , J. IEEE Transactions on Biomedical Engineerin , vol. 46 , p. 1129–1138 , 1999

[14] B. Kundu , D. Dewanjee , " A new method for non-Fourier thermal response in a single layer skin tissue " , J. scienceDirect , vol. 5 pp. 79–88 , 2015

[15] H. H. Sherief , “State space formulation for generalized thermoelasticity with one relaxation time including heat sources,” J. Thermal Stresses , vol. 16 , pp. 163–180 , 1993.

[16] H. Sherief , A.M.A. El-Latief , " Effect of variable thermal conductivity on a half-space under the fractional order theory of thermoelasticity" , J. Mech Sci , vol. 74 , pp. 185–189 , 2013

[17] Y.Z. Wang , D. Liu , Q. Wang , C. Shu , "Thermoelastic response of thin plate with variable material properties under transient thermal shock " , J. Mech Sci , vol. 104 , pp. 200–206 , 2015

[18] HH. Pennes , " Analysis of tissue and arterial blood temperatures in resting human forearm". J appl physical ,193-122 , 1948

[19] F. Cormac et al. , "A three-layer model of skin and its application in simulating wrinkling" , J. Pubmed , Vol. 12 , pp. 125-134 , 2009
[20] D. Ratovoson , V. Huon , V. Costalat , F. Jourdan , "Combined model of human skin - Heat transfer in the vein and tissue: experimental and numerical study" , J. Quantitative InfraRed Thermography , Vol. 8 , P. 165-186 , 2011
[21] M. Dehghan , M. Sabouri , " A spectral element method for solving the Pennes bioheat transfer equation by using triangular and quadrilateral elements" , Vol. 36 , P. 6031-6039 , 2012
[22] A. B. Tepole , A. K. Gosain , E. Kuhl , "Stretching skin: The physiological limit and beyond" , Vol. 47 , P. 938-949 , 2012
[23] A. McBride. S. Bargmann. D.Pond. G.Limbert , "Thermoelastic modelling of the skin at finite deformations" , J. scienceDirect , vol. 62 , pp. 201_209 , 2016
[24] Liu KC. Chen HT. Cheng PJ , " Inverse investigation of non-Fourier heat conduction in tissue " , vol. 62 , pp. 123_128 , 2016
[25] D. Kumar et al. , " A study on thermal damage during hyperthermia treatment based on DPL model for multilayer tissues using finite element Legendre wavelet Galerkin approach" , J. Therm Biol , Vol. 62 , P. 170-180 , 2016
[26] S. Hassanpour. A. Saboonchi , "Modeling of heat transfer in a vascular tissue-like medium during an interstitial hyperthermia process " , J. therm boil , vol. 62, pp. 150_158 , 2016
[27] Li. Xiaoya. Li. Chenlin. X. Zhangna , " Analytical study of transient thermo-mechanical responses of dual-layer skin tissue with variable thermal material properties " , J. scienceDirect , vol. 124 , pp. 459_466 , 2017
[28] Li. Xiaoya. Q. Qing-Hua , T. Xiaogeng , "Thermo-viscoelastic analysis of biological tissue during hyperthermia treatment" , J.scienceDirect , Vol. 79 , pp. 881_895 , 2019

[29] : فتورایی، ن.، پاشایی، ع.، نبئی، م.، عطایی، غ.، 1384. شبیه سازی تبادل حرارت سر انسان با هوای محیط بمنظور ارزیابی تهویه مناسب آن. مجله دانشکده پزشکی
[30] : کلاهی ، م.، هاشمی، ع.، 1390. بررسی اثر محیط و تبخیر بر دمای پوست. فصل نامه علمی پژوهشی مهندسی پزشکی زیستی
[31] : جعفری نصر، م.، رودسری ، م.، 1395. مدلسازی انتقال حرارت زیستی در بافت سر انسان با کمک معادله وولف ، سیوویلیکا (ناشر تخصصی کنفرانس های ایران)
[32] : بیجاری، ح.، ذولفقاری، ع.، 1396. ارتقای ساختار مدل آسایش حرارتی مبتنی بر پاسخ حسگرهای حرارتی پوست با استفاده از معادله انتقال حرارت غیرفوریه ای ، نشریه مهندسی مکانیک مدرس
[33] : حیدری ، م.، رضازاده ، م.، نصیری، م.، 1397. حل تحلیلی انتقال حرارت درون بافت پوست تحت تابش لیزر به همراه انتقال حرارت جابجایی با استفاده از مدل تاخیر فاز دوگانه ، نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر