دانشکده فنی مهندسی
گروه مجموعه مهندسی مکانیک

پیشنهاد طرح پژوهشی پایان نامه براي دریافت درجه کارشناسی ارشد
در رشتهي مهندسی پزشکی گرایش بیومکانیک

عنوان فارسي

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

عنوان انگلیسي

Modeling and simulation of skin tissue to investigate the effect of temperature on its function

استاد راهنما

اکبر الهوردی زاده

استاد مشاور

بهنام داداش زاده

پژوهشگر

اسفند ۱۳۹۹

چکیده

درک بیوترمومکانیک در بافت زنده برای کاربردهای بالینی بسیار مهم است ، همچنین پیشرفت های حوزه تشخیص و درمان بیماری ها بر مبنای دما نیاز به بررسی های بیشتر در مورد عملکرد دما روی پوست را ضروری کرده است از طرفی رساندن انرژی گرمایی مناسب به بافت بدن بیمار بدون تاثیر بر بافت سالم یکی از بزرگترین چالش های درمان های حرارتی 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 .
ساختار پوست به صورت سه لایه ، همگن و همسانگرد و دارای خواص ترموالاستیک در نظر گرفته می شود و سپس با استفاده از معادلات انتقال حرارت پنس و فوریه که از مدل های معروف انتقال حرارت در بافت پوست هستند ساختار پوست و رفتار آن در مواجه با اعمال گرما و حرارت به صورت خطی مدلسازی می شود .
مبنای این مطالعه مدل حرارتی پنس است که رایج ترین و اصلی ترین مدل بررسی انتقال حرارت در بافت زنده است . معادلات نواد ترموالاستیک ، معادلات مرتبط با بررسی اثر افزایش دما و معادلات فوریه که در مطالعات پیشین از ان ها برای مدلسازی رفتار پوست در اثر اعمال حرارت استفاده شده به گونه مورد استفاده قرار میگیرند که به بررسی عملکرد دما روی بافت پوست انسان منجر شوند .
در نهایت تمامی معادلات خطی عنوان شده با استفاده از نرم افزار های قدرتمند مدلسازی شبیه سازی شده و یک مدل جدید برای بررسی تاثیر دما بر بافت پوست ارائه می شود .

بیان مسئله

پوست بزرگترین اندام بدن انسان است. علاوه بر عملکردهای فیزیولوژیکی متعدد (به عنوان مثال تنظیم حرارتی ، سنتز ویتامین D ، انتقال عصبی) ، پوست به عنوان یک رابط بیوفیزیکی پیچیده عمل می کند و از ساختارهای داخلی بدن در برابر محیط خارجی محافظت می کند. ماهیت این پدیده های سطحی دامنه های مکانیکی ، حرارتی ، بیولوژیکی ، شیمیایی ، رادیولوژی و الکترومغناطیسی را در بر می گیرد. فعل و انفعال غیرخطی بین این فرآیندها ، محققان را در هنگام تلاش برای ایجاد درک مکانیکی از فیزیولوژی پوست در سلامت ، بیماری و تروما ، با چالش های زیادی مواجه می کند.
درسال های اخیر با پیشرفت دستگاه های ماکروویو روش های تشخیص بیماری بر مبنای دما و درمان های مبتنی بر دما ، مانند هایفوتراپی ، گچ حرارتی و لیزر درمانی بیشتر مورد توجه و استفاده قرار گرفته اند .
از طرفی در طی چند دهه گذشته روند انجام خال کوبی به عنوان یک فرم هنری برای زیبایی بدن ، افزایش چشمگیری داشته است. به دنبال این موج افزایش ، تعداد افرادی که می خواهند خال کوبی های انجام داده را پاک کنند به طور قابل توجهی افزایش یافته است. در حال حاضر ، کارآمدترین تکنیک های حذف به استفاده از لیزرهای Q-switchedکه بر اساس اصل گرما درمانی کار می کنند ، تکیه دارند. علیرغم اتخاذ اقدامات احتیاطی فنی ، اثرات حرارتی و پس از آن فتوشیمیایی قرار گرفتن در معرض لیزر در اپیدرم و درم بدون عارضه جانبی نیست (به عنوان مثال تغییر رنگ و تغییرات بافتی ناشی از ملانین که دارای طول موج جذب است و همپوشانی آن با رنگدانه های خال کوبی مورد هدف ، پارگی رگ های خونی و هوادهی در بافت و یا سرطان زایی). بنابراین درک بهتری از نحوه عملکرد پدیده های گرما در ساختار چند فازی و چند مقیاسی پوست که بسیار تغییر شکل پذیر است، لازم است .
همچنین رساندن انرژی گرمایی مناسب به بافت بدن بیمار بدون تاثیر بر بافت سالم یکی از بزرگترین چالش های درمان های حرارتی است . بنابراین پیش بینی دقیق واکنش های حرارتی و مکانیکی و آسیب حرارتی در بافت بیولوژیکی و همچنین آگاهی در مورد توزیع دما در کل محدوده مورد درمان برای کنترل کیفیت درمان های گرمایی بسیار مهم است .
با این حال اندازه گیری دقیق درجه حرارت بافت و داشتن میدان دما در کل محدوده درمان در طول درمان های مبتنی بر دما دشوار است . به این منظور مدلسازی بافت پوست با معادلات کارامد و مطالعه تاثیر دما بر عملکرد پوست به وسیله این مدل ها برای اهداف ذکر شده و همچنین به منظور توسعه تجهیزات بسیار ضروری است . .

کلمات کلیدی

مدلسازی پوست _ انتقال حرارت _ معادلات پنس _ مدل فوریه _ ترموالاستیک

سوالات تحقیق

1_مبنای مطالعه رفتار دما روی پوست و بافت های زنده کدام مدل است ؟
2_ مطالعات پیشین در حوزه مدلسازی پوست منجر به چه نتایجی شده است ؟
3_کدام روش مدلسازی تحلیل بهتری از عملکرد گرما روی پوست ارائه می دهد؟
4_چگونه می توان با روش مدلسازی ، عملکرد دما روی پوست را مطالعه و بررسی کرد ؟
5_کدامیک از معادلات رایج برای مدلسازی پوست قابل اطمینان تر ، دقیق تر و کارامدتر است ؟

فرضیات تحقیق

1_در این مدل پوست به صورت سه لایه شامل لایه : درم ، اپی درم و لایه زیر پوستی در نظر گرفته می شود .
2 _در این مدلسازی فرض بر این است که بافت پوست با خواص ترمو الاستیک خطی ، همگن و همسانگرد است.
3_مبنای مدلسازی بر اساس مدل حرارتی پنس در نظر گرفته می شود .

بررسی منابع

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] در این خصوص باز می گردد اما از اوایل قرن 21 مدل های پیشنهادی کار امدتر 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 2005 ونشنگ و همکاران یک مدل سه بعدی (D3) بر اساس ساختار فیزیکی پوست برای بررسی واکنش حرارتی گذرا پوست انسان در معرض گرم شدن با لیزر ارائه دادند . توزیع درجه حرارت پوست توسط معادله انتقال بیو گرما مدلسازی شده و تأثیر گرمایش لیزر نیز بیان شد .خنک کننده اسپری کرایوژن (CSC) در لیزر درمانی و همچنین تأثیر آن بر پاسخ حرارتی پوست نیز مورد مطالعه قرار گرفت[2] .
در سال 2009 فی و همکاران با بیان این مطلب که درک دقیق پاسخ بیولوژیکی- مکانیکی پوست تحت تحریک حرارتی به طراحی ، توصیف و بهینه سازی استراتژی های ارائه درمان بهتر کمک می کند ، انتقال گرما از طریق بافت پوست را با مدلسازی مورد مطالعه قرار دادند . مطالعه تجربی ، تجزیه و تحلیل نظری و مدل سازی عددی رفتار حرارتی پوست در مطالعه فی و همکاران انجام شد و راه حل هایی برای مدل مبتنی بر تئوری فوریه به دست آمد. مدلهای انتقال حرارت زیستی غیر فوریه برای بافت پوست مورد بحث قرار گرفته و انواع فن آوریهای خنک کننده پوست به طور خلاصه بیان شده است. در نهایت آنها ، ظرفیت پیش بینی مدل های مختلف انتقال حرارت را با مطالعات موردی نشان دادند[3].
در سال 2012 راتووسون و همکاران یک مدل ترکیبی از انتقال حرارت در ورید و بافت پوست انسان ارائه دادند.این مدلسازی درک رفتار ترمومکانیکی پوست در معرض تغییرات حرارتی قوی را به شکل موثر تر و بهتری ممکن کرد. این کار براساس تحقیقات تجربی و عددی و طی دو مرحله ازمایش مختلف انجام شد که اولین مرحله آزمایشی شامل قرار دادن یک نوار فولادی استوانه ای خنک شده بر روی پوست بازوی انسان و اندازه گیری تغییر دما با استفاده از دوربین مادون قرمز و مرحله دوم آزمایشی شامل اندازه گیری خصوصیات هندسی رگها و سرعت خون با استفاده از کاوشگر اکو داپلر بود . این اندازه گیری های آزمایشی یک مدل عددی از پوست و بافت های مجاور را ارائه داد[4].
در سال 2016_2015 دانشکده مهندسی دانشگاه کلاسگو 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 [5].
در سال 2016 بارانوسکی و همکاران نتایج تحقیقات عددی انتقال گرما در پوست لایه لایه را ارائه دادند . در این مطالعه پوست تحت تأثیر ذرات گرم شده تا دمای بالا قرار گرفت. محدوده معمول پارامترهای تأثیر گذار بر ذرات گرم شده در نظر گرفته شده و توزیع دما در لحظات مختلف زمانی در پوست نیز به دست آمد [6].
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 بررسی ها نشان داد که مقادیر حاصل از مدل ارائه شده توسط دانشگاه چنگ کونگ به داده های تجربی بسیار نزدیک هستند [7]

در همان سال (2016) حسن پور و صابونچی 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) و مایعات برگشتی (خون وریدی) با استفاده از روش 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[8]

در سال 2016 ایجاز و خاندی مطالعه ای مدلی را برای شناسایی اثرات تنش گرمایی بر توزیع دما و آسیب در مناطق پوستی انسان انجام دادند . طراحی و انتخاب مدل بسیاری از عوامل تأثیرگذار بر توزیع درجه حرارت پوست را در نظر می گیرد ، به عنوان مثال ، هدایت حرارتی ، پرفیوژن ، تولید گرمای متابولیکی و قابلیت های محافظ حرارتی پوست. توزیع دمای گذرا در منطقه با استفاده از یک مدل المان محدود دو بعدی از معادله بیو حرارت پنس شبیه سازی شده و رابطه بین دما و زمان برای مشاهده آسیب های وارد شده به پوست انسان با استفاده از مدل های پیشین مشخص شده است . نتایج این مطالعه می تواند هم در داروهای مورد استفاده در اورژانس و هم در جراحی های پلاستیک در تصمیم گیری در مورد یک روش درمانی برای درمان آسیب های مختلف سوختگی مفید باشد[9].

در سال 2017 شیائویا لی 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 [10]

در سال 2017 لوگ در مطالعه ای دمای پوست و آسیب ناشی از سوختگی را در اثر قرار گرفتن در معرض دماهای بالا مانند شعله آتش (به ویژه در مورد شعبده بازانی که کار بازی با اتش انجام می دهند) بررسی کرد. توزیع دمای پوست را در حالت های مختلف مدلسازی کرد .جزئیات رشد دما در لایه های مختلف پوست و همچنین میزان آسیب در هر لایه را نیز به صورت عددی ارائه کرد . در این مطالعه لوگ نشان داد که اسپری آب 5 درجه سانتیگراد برای مدت 30 ثانیه پوست را به میزان کافی خنک میکند تا از آسیب شدید پوستی جلوگیری شود.او همچنین تجزیه و تحلیل کرد که چگونه دمای بالاتر آب ، دوره کوتاه قبل از خنک شدن پوست یا قرار گرفتن در معرض شعله طولانی تر بر میزان آسیب پوستی تأثیر می گذارد[11].

در سال 2017 هانگلین و سوورانو با توجه به این مسئله که درک تغییر در مورفولوژی و خصوصیات بافتی و مکانیسم های اساسی آسیب حرارتی برای تعیین بالینی میزان سوختگی و رویکرد درمان از اهمیت حیاتی برخوردار است بررسی را با هدف جمع بندی تحقیقات انجام شده در این مورد شامل مطالعات تجربی و عددی روی پوست و بافت زیرپوستی تحت آسیب حرارتی انجان دادند . بررسی شامل دو بخش بود که قسمت اول مربوط به مطالعات تجربی شامل پروتکل های سوختگی و رویکردهای تصویربرداری غالب و قسمت دوم به مدل های عددی موجود برای آسیب های سوختگی بافت و شبیه سازی های محاسباتی مربوط می پردازد بر اساس این بررسی ، نتیجه گیری می شود که اگرچه مطالعاتی در دانش آسیب شناسی و پاتوژنز سوختگی بافت وجود دارد ، اما اطلاعات کمّی کمی در مورد تغییر در ویژگی های بافت از جمله خواص مکانیکی ، حرارتی ، الکتریکی و نوری در نتیجه آسیب های سوختگی وجود دارد که به مورفولوژی بافت تغییر یافته مرتبط هستند لذا لازم است در این خصوص مطالعات و مدلسازی های حدیدی که این ضعف را موشش می دهند انجام شود [12].

در سال 2018 لهاییی یک بخش از بافت پوست سر انسان را در معرض انتشار حرارتی قرار دادند و با استفاده از مدلسازی رفتار پوست سر با تکنیک های لاپلاس نتایج حاصل از مطالعه را به صورت عددی به دست اوردند. توزیع دمای بدست آمده از این مطالعه را به صورت شکل نشان دادند و نتیجه گیری کردند که مقادیر زمان و فاصله تأثیرات قابل توجهی بر افزایش دما در بافت پوست دارند به شکلی که دما در بافت با افزایش زمان حرارت دهی افزایش می یابد و با افزایش فاصله منبع حرارت از بافت کاهش می یابد [13].

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 انگیزه ای برای مطالعه پاسخ ترمو الاستیک گذرا در مدل ترمو ویسکوالاستیک کلی ایجاد کرد . مدل حرارتی- ویسکوالاستیک تأخیر دو فازی توسط شیائویا و همکارانش برای ارائه پاسخ در مقیاس خرد در بافت بیولوژیکی ایجاد شد [14].

در سال 2019 یوانیوان و همکاران مطالعه ای را با هدف بررسی توزیع دما در بافت تومور و بافت سالم اطراف آن در موش های دارای تومور با استفاده از مدل سازی و شبیه سازی ریاضب انجام دادند . موش ها مبتلا به تومور تحت درمان با لیزر قرار گرفتند .برای محاسبه توزیع نور و انرژی گرما از روش مونت کارلو و معادله گرمایی زیستی پنس استفاده شد. برای ساخت مدل توزیع دما سه بعدی نیز از COMSOL Multiphysic استفاده شد. این مطالعه نشان داد که داده های محاسبه شده توسط مدل شبیه سازی با دمای سطح کنترل شده توسط دماسنج مادون قرمز مطابقت خوبی دارد . توزیع دما در بافت یکنواخت نیست و اختلاف دما در قسمتهای مختلف بافت تومور تا 15 درجه سانتیگراد است . آنها با بررسی نتایج حاصل از مدل خود با روش های دیگر نتیجه گیری کردند که مدل شبیه سازی می تواند هدایت و عملکرد مرجعی را برای تأثیر درمان با گرما درمانی فراهم کند[15]

در سال 2020 هوبینی و همکاران با هدف ارائه روش تحلیلی مرتبط با تبدیلات لاپلاس و راستی آزمایی آزمایشی آنها مدلی برای تخمین آسیب های دمایی و گرمایی ناشی از تابش لیزر با استفاده از اطلاعات اندازه گیری شده از سطح پوست و همچنین اندازه گیری آسیب های حرارتی به بافت پوست ارائه دادند. آنها نتایج عددی برای دما و آسیب های حرارتی را به صورت نمودار ارائه

کردند و علاوه بر این ، بیان کردند که مقایسه بین محاسبات عددی با تأیید آزمایشی نشان می دهد که مدل ریاضی گرمای زیستی سه فاز تأخیری ابزاری کارآمد برای تخمین انتقال حرارت زیستی در بافت پوست است[16]

روش تحقیق

تمرکز ارائه مدل در این مطالعه بر توسعه یک مدل عددی با قابلیت پیش بینی پاسخ ترموالاستیک پوست در اثر اعمال حرارت متمرکز است . یعنی مدلی که ساختار سه لایه پوست و خاصیت خطی بودن پوست را با فرض تغییر شکل پوست در نظر می گیرد. در این مدل ابتدا پوست به عنوان یک ساختار سه لایه ، همگن و همسانگرد و دارای خواص ترموالاستیک [17] در نظر گرفته می شود . مدل عددی این مطالعه معادله انتقال حرارت پنس را با جایگزاری معادلات مرتبط با مواد ترموالاستیک بازنویسی [19] می کند سپس در معادله بازنویسی شده معادله انتقال حرارت فوریه [18] را جایگزاری کرده و به این ترتیب یک مدل برای بیوحرارت کلی و یک مدل پوست بر اساس مدل پنس ارائه می شود .
در ادامه به منظور مدلسازی میزان انتشار گرما با سرعت محدود معادله فوریه در معادلات مرتبط با مواد ترموالاستیک جایگزاری می شود که معادله حاصل مدل سرعت انتشار گرما در بافت پوست است [19].
از آنجایی که خصوصیات حرارتی مواد با افزایش دما تغییر می کند و می توان عملکردهای افزایش دما را در برخی دامنه های دما به وسیله دو معادله معروف [20_21] بیان کرد می توان از همان دو معادله برای بررسی تاثیر افزایش دما بر پوست استفاده کرد به این صورت که در آن معادلات گرمای ویژه ثابت و هدایت حرارتی ثابت پوست در دمای مرجع را جایگزاری می کنیم .
در ادامه به منظور در نظر گرفتن تاثیر زاویه تابش برای مثال تابش لیزر ، یک دستگاه مختصات را به گونه ای انتخاب می کنیم که محور x عمود بر سطح پوست باشد و محور های Y و Z موازی پوست و بی نهایت طولانی فرض می شوند در واقع اعمال حرارت بر پوست را در حالت مرجع به صورت عمود در نظر میگیریم سپس با اعمال یک جایگزاری در معادله تغییر یافته پنس که در ابتدا ذکر شد اثر زاویه تابش حرارت بر پوست را به صورت خطی مدلسازی می کنیم .
در نهایت با استفاده از نرم افزار آباکوس که بهترین نرم افزار تحلیل و مدلسازی به روش اجزا محدود است و با استفاده از معادلات ذکر شده که مدل عددی و خطی عملکرد دما روی پوست هستند عملکرد دما و افزایش دما روی بافت پوست انسان را بررسی و شبیه سازی می کنیم .

نتایج مورد انتظار

هدف از این مطالعه بررسی تاثیر دما در پوست به منظور بهبود و توسعه روش های تشخیصی و درمانی مبتنی بر اعمال دما و حرارت است . با توجه به اینکه استفاده از حرارت درمانی در سال های اخیر افزایش چشمگیر داشته و همچنین با توجه به این مسئله که در اینده می توان از درمان های مبتنی بر دما و حرارت برای طیف وسیع تری از بیماری ها استفاده کرد ، این مدلسازی باید ضمن ارائه معادلات مربوط به شبیه سازی بافت پوست در حالتی که مورد اعمال حرارت قرار گرفته تغییر شکل های ناشی از اعمال حرارت بر سطح پوست را بررسی کرده ، سرعت انتشار گرما در پوست و اثر افزایش دما روی پوست انسان را نشان داده و معادلات مناسبی برای مدل سازی رفتار پوست تحت اعمال حرارت ارائه دهد.

برنامه زمان بندی انجام پایان نامه

ردیف	مراحل انجام پژوهش	مدت زمان لازم بر حسب ماه	تاریخ شروع این مرحله	تاریخ اتمام این مرحله
1				
2				
3				
4				
5				
6				

تاریخ احتمالی دفاع از پایان نامه

منبع و ماخذ

فاقد منبع فارسی

مراجع انگلیسی

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

[2] S. Wensheng et al. " Three-dimensional model on thermal response of skin subject to laser heating " , J. Pubmed , vol. 8 , pp. 115_125 , 2005

[3] Xu. Fie , T. Jian , k. Seffen , E. Yk , "Mathematical modeling of skin Bioheat transfer " , J. Reaserchgate , vol. 62 , 2009

[4] 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 , pp. 165_186 , 2012

[5] A. McBride. S. Bargmann. D.Pond. G.Limbert , "Thermoelastic modelling of the skin at finite deformations" , J. scienceDirect , vol. 62 , pp. 201_209 , 2016

[6] N. Baranovskiy , A. Solodkin , A. Stuparenko1 " Spatial mathematical model of heat transfer in human skin influenced by heated high up to high temperatures particle ", J. edpsciences , vol. 110 , 2016

[7] Liu KC. Chen HT. Cheng PJ , " Inverse investigation of non-Fourier heat conduction in tissue " , vol. 62 , pp. 123_128 , 2016

[8] 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

[9] M. Aijaz , M. A. Khanday , " Studying the effects of the heat stress on the various layers of human skin using damage function " , J. Worldscientific , vol. 5 , 2016

[10] 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

[11] T. Log , " Modeling Burns for Pre-Cooled Skin Flame Exposure " , J. Environ. Res. Public Health , 2017

[12] Ye. Hanglin , De.YeSuvranu , " Thermal injury of skin and subcutaneous tissues: A review of experimental approaches and numerical models " , J. Sciencedirect , vol. 43 , pp. 909_932 , 2017

[13] E. Lehaibi , "The Skin Tissue of the Human Head Subjected to Thermal Diffusion " , J. Hindawi , vol. 1 , pp. 1_6 , 2018

[14] Li. Xiaoya. Q. Qing-Hua , T. Xiaogeng , "Thermo-viscoelastic analysis of biological tissue during hyperthermia treatment" , J.scienceDirect , Vol. 79 , pp. 881_895 , 2019
[15] Xe. Yuanyuan , L. Shan ,Y. Yunning et al. , " Mathematical simulation of temperature distribution in tumor tissue and surrounding healthy tissue treated by laser combined with indocyanine green " , J. Pubmed , 2019
[16] A. Hobiny , F. Alzahrani , I. Abbas , " Analytical Estimation of Temperature in Living Tissues Using the TPL Bioheat Model with Experimental Verification " , J. Mathematics , vol. 8 , 2020
[17] 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
[18] 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
[19] A.E. Green , P.M. Naghdi , " Thermoelasticity without energy dissipation" , J. Elast , vol. 31 , pp. 189–208 , 1993
[20] 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
[21] 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