

شبیه سازی پروفیل حرارتی پستان نرمال و سرطانی توسط نرم افزار فلوئنت

* محمدحسین حاتمیه: گروه مهندسی پزشکی پژوهشکده برق و فن آوری اطلاعات، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، تهران، ایران (*نویسنده مسئول).
ehsanhatamieh@irost.org
محمد فیروزمند: گروه مهندسی پزشکی پژوهشکده برق و فن آوری اطلاعات، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، تهران، ایران. firoozmand@irost.org
افسانه علیخاسی: دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. afsanehalikhassi@yahoo.co.uk

تاریخ پذیرش: ۹۵/۶/۲۷

تاریخ دریافت: ۹۵/۲/۱۹

چکیده

زمینه و هدف: به خوبی شناخته شده است که تفاوت در مصرف انرژی برای بافت‌های سالم و سرطانی وجود دارد. این تفاوت‌ها منجر به تغییرات کوچک ولی مشخص در دمای محلی می‌شود، به همین دلیل تصویر برداری حرارتی مادون قرمز (ترموگرافی) در تشخیص انواع مختلفی از سرطان از جمله سرطان پستان کاربرد دارد. در کشور ما به دلیل وجود برخی از مشکلات گوناگون از جمله مسائل فرهنگی و اعتقادی داشتن نمونه تصاویر حرارتی از پستان مشکل بوده و در حال حاضر رسیدن به داده‌های مناسب امری زمان بر خواهد بود. به منظور صحت سنجی الگوریتم‌های تشخیص سرطان از روی تصاویر ترموگرافی، نیاز به شبیه سازی پروفیل حرارتی فوق به عنوان یک پایگاه داده احساس می‌شود. یکی از راه‌ها جهت به دست آوردن پایگاه داده مطلوب استفاده از تصاویر حرارتی شبیه سازی شده از پستان به وسیله کامپیوتر است.

روش کار: روش انجام این کار به این صورت است که ابتدا با استفاده از نرم افزارهای آماری اطلاعات نقطه به نقطه از حجم پستان را به دست آورده، سپس به مش بندی آن با استفاده از نرم افزار گمیت می‌پردازیم، پس از آن مش ایجاد شده را وارد نرم افزار فلوئنت کرده و به شبیه سازی پستان نرمال پرداخته می‌شود. سپس تومور با قطر مشخص ۲ سانتی متر به شکل کره در عمق مشخص ۶ سانتی متری قرار داده می‌شود و پروفیل حرارتی شبیه سازی شده از یک پستان سرطانی به دست خواهد آمد. همچنین این تومور را در عمق‌های مختلف قرار داده و تغییرات دمایی روی سطح پوست را مورد ارزیابی قرار خواهیم داد.

یافته‌ها: به وضوح مشخص می‌شود که وجود تومور تاثیر قابل ملاحظه‌ای بر روی پروفیل حرارتی شبیه سازی شده از پستان خواهد داشت. با این روش بدون داشتن تجهیزات پیشرفته حرارتی می‌توان انواع مختلفی از پستان‌های سرطانی را شبیه سازی کرده و جهت بهبود تجهیزات حرارتی، کالیبراسیون الگوریتم‌های تشخیصی و همچنین اعتبار سنجی از آن‌ها به کار برد.

نتیجه گیری: از روی پروفیل حرارتی شبیه سازی شده مشخص می‌شود که وجود تومور و عارضه، توزیع حرارتی بر روی سطح پستان را بر هم می‌زند.

کلیدواژه‌ها: مادون قرمز، ترموگرافی، سرطان پستان، پروفیل حرارتی

مقدمه

نقطه با حرارت بالا دیده می‌شود. در حقیقت سوخت‌وساز سلول‌های سرطانی در مقایسه با سلول‌های معمولی بیشتر است و از طرفی تومورهای سرطانی به علت ماهیت خود احتیاج بیشتری به مواد مغذی و قندی دارند که همین مسئله منجر به افزایش عروق خونی در اطراف و داخل سلول‌های سرطانی می‌شود. همچنین به علت افزایش جریان خون، عروق عادی در این نواحی گشادتر هستند (۲). این تفاوت‌ها منجر به تغییرات کوچک ولی مشخص در دمای محلی می‌شود، به همین دلیل تصویر برداری مادون قرمز

امروزه به خوبی شناخته شده است اختلاف در درجه حرارت بین بافت نرمال و سرطانی وجود دارد (۱). نسبت‌های متابولیسمی بالا و پیشرفت عروق نواحی سرطانی، باعث می‌شود تا سلول‌های سرطانی نسبت به سلول‌های طبیعی در اطرافشان دمای بیشتری داشته باشند؛ بنابراین می‌توان در تصاویر حرارتی مادون قرمز، سلول‌های سرطانی را به صورت کانون‌های بحرانی دما نشان داد. باید توجه کرد که شاید یک تومور از نظر اندازه بسیار کوچک باشد اما در تصویر حرارتی به صورت یک

نتیجه گرفته‌اند که تصاویر حرارتی مادون قرمز نسبت به روش‌های دیگر از مزایای فراوانی برخوردار بوده است. آن جی یک بررسی بسیار خوبی از تصویربرداری حرارتی مادون قرمز به عنوان یک روش تشخیص غیرتهاجمی سرطان پستان ارائه داده است که در آن توضیحاتی در ارتباط با این روش، شیوه‌های استاندارد، ضبط تصویر و تجزیه و تحلیل جزئیات تصویر ارائه داده است. او توضیح داده است که ترموگرام غیر طبیعی پستان، نشان دهنده خطر بیولوژیکی قابل توجهی است (۴). شکل ۱ نشان دهنده ی ترموگرام های سمت چپ و راست پستان است. از شکل ۴b، می توان به وضوح دید که این منطقه (که با دایره محصور شده است) با توجه به بافت نرمال اطراف آن دارای درجه حرارت بالاتری است. بیوپسی های گرفته شده وجود یک سرطان را تایید می کنند (۴).

با توجه به مطالب ذکر شده، این روش تشخیصی بسیار مفید بوده و به بررسی های بیشتری در این زمینه احساس نیاز می شود. متأسفانه با توجه به نوپا بودن این علم در کشور تعداد تصاویر حرارتی موجود بسیار کم بوده و تجهیزات کافی در جهت رسیدن به یک پایگاه داده مطلوب در دسترس نیست. یکی از راه‌ها جهت به دست آوردن این پایگاه داده شبیه سازی پروفیل حرارتی از پستان است. برای به دست آوردن این تصاویر حرارتی مصنوعی باید شبیه سازی دقیقی از بافت پستان به عمل آید و مدل های دقیقی از آن مورد استفاده قرار گیرد. از جمله مقالات محدودی که در این زمینه به چاپ رسیده است می توان به مقالات ۳-۶ اشاره کرد که در آن به شبیه سازی حرارتی به صورت موردی اشاره شده است. در مجموع هدف از این مقاله، ابتدا شبیه سازی پروفیل حرارتی پستان نرمال، سپس شبیه سازی پروفیل حرارتی پستان غیرنرمال با قرار دادن تومور به صورت کره با قطر ۲ سانتی متر در عمق ۶ سانتی متری از سطح پوست است. پس از آن تومور با قطر مشخص ۲ سانتیمتر را در عمق های ۴/۵، ۶ و ۷/۵ سانتی متر از سطح پوست قرار داده و تاثیر عمق تومور روی توزیع حرارتی سطحی از پستان را مورد بررسی قرار خواهیم داد. نحوه انجام این کار به این

در تشخیص انواع مختلفی از سرطان مورد استفاده قرار می گیرد (۱). تصویربرداری حرارتی مادون قرمز یا ترموگرافی یک روش غیر تهاجمی بوده و به عنوان یک ابزار تشخیصی برای این نوع از سرطان به کار رود (۲). با این حال تجهیزات اولیه به اندازه کافی برای تشخیص تغییرات کوچک در دما حساس و دقیق نبوده و نیازمند افزایش صحت و مانیتور کردن بیمار به صورت لحظه‌ای وجود دارد. در سال‌های اخیر حساسیت تجهیزات مادون قرمز تا حد زیادی بهبود یافته است (۱). در طول دهه گذشته سرطان پستان بدیهی و آشکارترین مسئله در سلامت جهانی بوده است. سرطان پستان به عنوان دومین نوع سرطان در جهان و بیشترین نوع سرطان در بین خانم‌ها بیان شده است (۳). در طول سال‌های ۲۰۰۳ تا ۲۰۰۷، متوسط سن مرگ و میر ناشی از سرطان پستان ۶۸ سال بوده است. تقریباً مرگ و میرهای ناشی از این سرطان ۰/۱۹٪، ۰/۰۶٪، ۱/۱۵٪، ۰/۲۰٪، ۱/۱۹٪، ۰/۲۲٪ و ۱/۱۵٪ به ترتیب بین گروه‌های سنی زیر ۲۰، ۲۰-۳۴، ۳۵-۴۴، ۴۵-۵۴، ۵۵-۶۵، ۶۵-۷۴، ۷۵-۸۴ و بالاتر از ۸۵ سال رخ داده است. همچنین گزارش شده است که ۰/۱۰٪ از تشخیص‌ها زیر سن ۲۰ سال امکان پذیر است، در حالی که ۱/۱۹٪، ۱۰/۱۰٪، ۲۲/۶٪، ۲۴/۴٪، ۱۹/۷٪، ۱۵/۵٪ و ۵/۶٪ از این تشخیص‌ها در گروه‌های سنی ۲۰-۳۴، ۳۴-۴۴، ۴۴-۴۵، ۴۵-۵۵، ۵۵-۶۴، ۶۴-۷۴، ۷۴-۸۴ و بالاتر از ۸۵ سال امکان پذیر خواهد بود. مطالعات نشان می‌دهد که تشخیص زودهنگام می‌تواند تا ۸۵٪ شانس زنده بودن را افزایش دهد در مقایسه با آن شانس تشخیص دیرهنگام آن ۱۰٪ است؛ بنابراین تشخیص زودهنگام، عامل کلیدی برای درمان موفق پستان سرطانی است. در سال ۱۹۸۲ سازمان غذا و دارو (Food and Drug Administration-FDA) تصویربرداری حرارتی مادون قرمز را به عنوان یک ابزار تشخیصی کمکی در جهت تشخیص سرطان پستان تایید کرد. کندی و همکارانش، در یک بررسی که اخیراً انجام شده، یک مطالعه مقایسه‌ای از تصویربرداری حرارتی مادون قرمز و دیگر تکنیک‌های تصویربرداری برای غربالگری پستان ارائه کرده‌اند و

گردید است. مدل پنس در ابتدا برای پیش بینی انتقال حرارت در ساعد ایجاد شده بود. با توجه به سادگی مدل انتقال حرارت پنس، در آثار تحقیقاتی مختلف بیولوژیکی از قبیل هایپرترمی (Hyperthermia) برای درمان سرطان از این مدل استفاده شده است (۷).

۳. مدل انتقال حرارت زیستی پنس براساس چهار فرض ساده بنا شده است (۱ و ۷):

قبل از شریان (سرخرگ) و بعد از ورید (سیاهرگ) به صورت کلی انتقال حرارت بین خون و بافت در نظر گرفته نمی شود.

• جریان خون در مویرگ های کوچک، ایزوتروپیک فرض می شود. این امر به طور مستقیم اغماض در تاثیر جریان خون است.

• رگ های خونی بزرگ در مجاورت بستر مویرگی هیچ نقشی را در تبادل انرژی بین بافت و خون مویرگی بازی نمی کنند. بنابراین مدل پنس هندسه عروق محلی را در نظر نمی گیرد.

• فرض می شود خون در دمای قسمت مرکزی بدن به سرخرگ های تامین کننده بستر مویرگی می رسد.

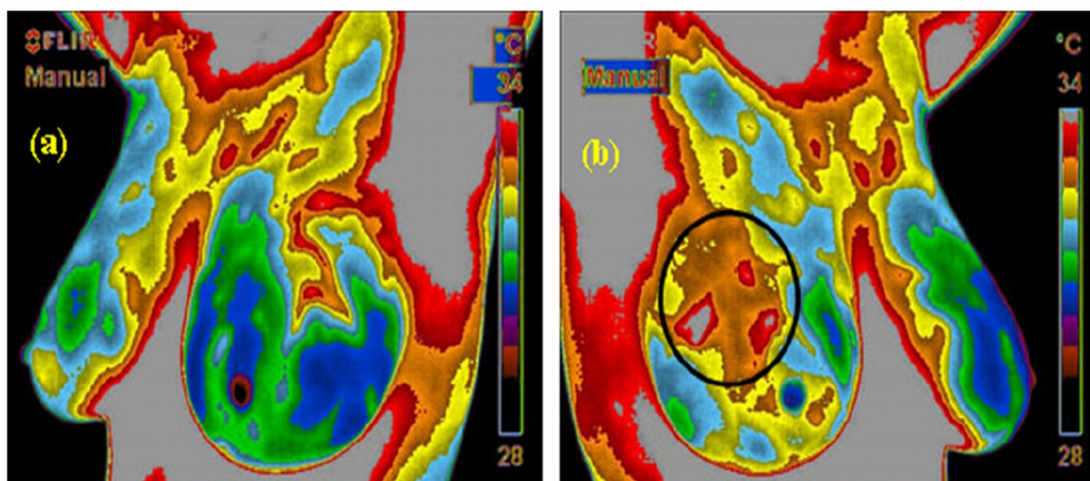
۴. براساس این فرضیات، پنس اثر خون را به عنوان یک منبع حرارتی ایزوتروپیک، متناسب با سرعت جریان خون و اختلاف بین دمای مرکزی بدن و درجه حرارت بافت محلی مدل کرده است.

صورت است که در ابتدا با استفاده از نرم افزارهای آماری اطلاعات نقطه به نقطه از ابعاد پستان را به دست آورده و برای ایجاد مش وارد نرم افزارهای تولید مش می شود. سپس مش حاضر در نرم افزار شبیه سازی حرارتی فلوئنت برده شده و پروفیل حرارتی پستان نرمال و غیرنرمال با اندازه های مشخصی از تومور (۲ سانتی متر) و موقعیت مشخص (۶ سانتی متری از سطح پستان) به دست خواهد آمد و در مرحله پایانی تومور در عمق های مختلف قرار گرفته و تاثیر عمق آن بر روی توزیع حرارتی سطح پوست مشاهده خواهد شد.

روش کار

۱. در طول سال های اخیر، اثرات جریان خون روی انتقال حرارت زیستی در بافت زنده توسط بسیاری از محققان مورد بررسی قرار گرفته و تعداد زیادی از مدل های انتقال حرارت زیستی براساس دو روش اصلی توسعه یافته اند که عبارتند از: روش پیوسته و روش گسستگی رگ ها.

۲. در روش پیوسته، شار حرارتی تمام رگ های خونی با یک پارامتر واحد جهانی در نظر گرفته می شود؛ و در مدل گسسته رگ ها، هر کدام از رگ ها به صورت جداگانه مدل می شوند (۱ و ۷). مدل پیوسته که به طور گسترده مورد استفاده می شود توسط هری پنس در سال ۱۹۴۸ معرفی



شکل ۱- نمونه تصاویر حرارتی از یک فرد مبتلا به سرطان پستان؛ (a) ترموگرام پستان چپ، (b) ترموگرام پستان راست. منطقه محصور شده با دایره در پستان سمت راست درجه حرارت بالاتری را با توجه به مناطق نرمال اطراف آن نشان می دهد. نمونه برداری پس از آن وجود سرطان را در سینه سمت راست تایید می کند (۴).

است. کاستی هایی که در مدل انتقال حرارت پنس وجود دارد ناشی از فرضیات اساسی است که در نظر گرفته شده است. این کاستی ها را می توان به صورت زیر شرح داد (۱ و ۷):

۸. در فرضیات پنس وجود دارد که تعادل حرارتی در مویرگ رخ نمی دهد. به جای آن در قبل از شریان و بعد از عروق وریدی دامنه قطر از ۵۰۰-۷۰ میکرومتر است.

۹. به طور مستقیم پرفیوژن خون یک فاکتور مهم در تبادل انرژی بین عروق و بافت است. معادله پنس این اثر را حساب نکرده است.

۱۰. معادله پنس هندسه عروق محلی را در نظر نگرفته است؛ بنابراین ویژگی های قابل ملاحظه ای از سیستم گردش خون به حساب نیامده است. این شامل تبادل انرژی با عروق های بزرگ، انتقال حرارت متقابل بین جفت شریان-ورید و عروق گسترش یافته و توزیع شده است.

۱۱. درجه حرارت شریان دائماً در حال تغییر است که ناشی از درجه حرارت عمق بدن و انتقال آن از آئورت تا شریان های ثانویه می باشد که از شریان اصلی منشأ می گیرند و به همین ترتیب برای بازگشت وریدی قضیه به این صورت خواهد بود. برخلاف فرض پنس، درجه حرارت خون قبل از شریان با دمای مرکزی بدن و همینطور دمای وریدی بازگشتی با دمای بافت محلی برابر و معادل نیست. هر دو تقریب بالا گرفتن اثر تزریق خون در دمای بافت محلی است.

برای غلبه بر این کاستی ها، تعداد قابل توجهی از تغییرات، توسط پژوهشگران مختلف ارائه شده است. ولف و کلینگر جریان توده خون محلی را برای محاسبه جریان خون مستقیم به دست آوردند، درحالی که چن و هلمز اثر طول تعادل حرارتی روی دمای خون را مورد مطالعه قرار دادند و همچنین بخش پراکندگی و پرفیوژن میکروگردش را به معادلات کلینگر افزوده اند (۷). تولید هندسه با نرم افزار گمبیت (Gambit) انجام

می شود. نرم افزار گمبیت یک نرم افزار مدل سازی است و با استفاده از آن می توان هندسه شبکه بندی شده توسط آن را در نرم افزار فلوئنت و یا

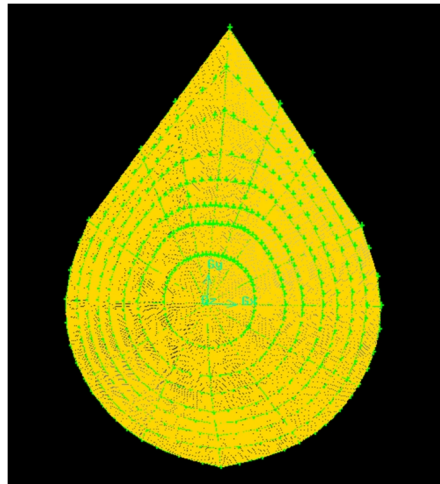
بر این اساس پنس مدلی را برای توصیف اثرات سوخت و ساز بدن و پرفیوژن خون در تعادل انرژی با بافت ارائه نموده است به گونه ای که در آن این دو اثر در معادله استاندارد انتشار گرمایی لحاظ شده اند، و در رابطه زیر به صورت ساده ای عنوان شده است:

$$\rho_{ti} c_{ti} \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k_{ti} \nabla T_{ti} + \rho_{bl} c_{bl} w_{bl} (T_{art} - T_{ti}) + q_m$$

که در آن، ρ_{ti} ، C_{ti} ، T_{ti} و K_{ti} به ترتیب عبارتند از: چگالی، گرمای ویژه، دما و انتقال حرارت بافت. همچنین، T_{art} دمای خون شریانی، q_m گرمای متابولیک تولید شده و ρ_{bl} ، C_{bl} و w_{bl} به ترتیب، چگالی، گرمای ویژه و پرفیوژن خون است. لازم به ذکر است که فرض شده گرمای سوخت و ساز بدن به طور یکنواخت در سراسر بدن توزیع شده است. همچنین، فرض بر این است که اثر توزیع خون همگن و ایزوتروپیک و تعادل حرارتی در بستر مویرگی به صورت میکروگردش

۵. (Microcirculatory) رخ می دهد. در این سناریو، خون وارد مویرگ ها در درجه حرارت شریانی (T_{art}) است، که تبادل حرارتی برای رسیدن به درجه حرارت اطراف بافت (T_{ti}) اتفاق می افتد. فرض شده است که هیچ انتقال انرژی قبل و یا بعد از عبور خون از مویرگ ها وجود ندارد، به طوری که درجه حرارت خونی که وارد گردش وریدی می شود همان درجه حرارت بافت محلی است (۷).

۷. پنس برای اعتبار مدلسازی یک سری مطالعات تجربی انجام داد. امکان سنجی آن نشان داد که نتایج حاصل از مدل انتقال حرارتی او دارای توافق معقولی با داده های تجربی است. اگر چه مدل انتقال حرارت پنس که اغلب برای توصیف اثر جریان خون بر روی درجه حرارت بافت است مناسب می باشد، ولی در آن برخی از کاستی های جدی وجود دارد که به دلیل سادگی ذاتی آن



شکل ۲- مش بندی کل حجم پستان

جدول ۱- خواص حرارتی در نظر گرفته شده برای بافت پستان

K(W/m.K)	ρ (g/m ³)	c_p (J/kg.K)	جسم جامد
۰/۴۸	۱۰۵۰	۸۷۱	سینه

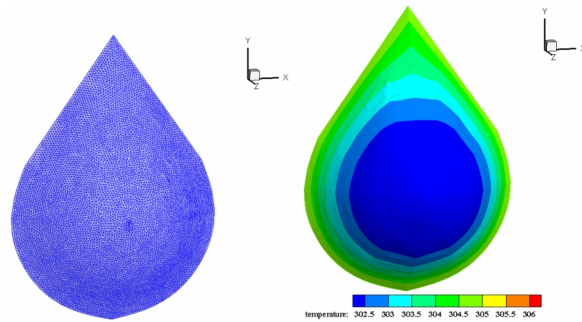
یافته‌ها

اشکال ۳ و ۴ به ترتیب نشان دهنده‌ی پروفیل حرارتی شبیه سازی شده از پستان نرمال و پروفیل حرارتی شبیه سازی شده از پستان غیرنرمال با تومور ۲ سانتی متری در عمق ۶ سانتی متری از سطح پوست است. با توجه به تصاویر حرارتی به دست آمده به خوبی مشخص است که تصاویر حرارتی از پستان غیرنرمال شبیه سازی شده با تصاویر حرارتی از پستان نرمال شبیه سازی شده متفاوت بوده که وجود تومور را در قسمت مشخص شده تایید می کند. تومور قرار داده شده در پستان باعث تغییر درجه حرارت روی سطح پستان از ۲۷/۵-۲۷ درجه سانتی گراد به ۲۸/۵-۲۸ درجه سانتی گراد می شود. با استفاده از این روش می توان تاثیر تومورها با اندازه های مختلف در عمق های مختلف را بر روی پروفیل حرارتی سطح پستان مورد ارزیابی قرار گیرد و در جهت کالیبراسیون دستگاه ها و الگوریتم های تشخیصی مورد استفاده قرار داد.

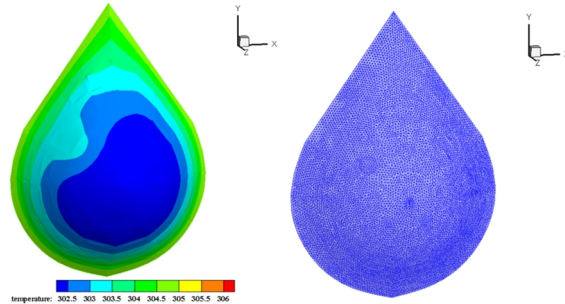
در مرحله بعد تومور با قطر ۲ سانتی متر را به ترتیب در عمق های ۴/۵ (۱/۵-) و ۷/۵ (۱/۵+) سانتی متر از سطح پستان قرار داده و تاثیر عمق های مختلف بر روی توزیع دمای سطحی پستان شبیه سازی شده را بررسی خواهیم کرد.

سایر نرم افزارهای تحلیلی وارد نمود. این نرم افزار یکی از پرکاربردترین نرم افزارهای تولید مش برای نرم افزار فلوئنت است و همچنین یک نرم افزار جامع پیش پردازش برای محاسبه CFD (Computational fluid dynamics) می باشد. از این محیط نرم افزاری می توان برای تولید مش اشکال مورد نظر استفاده نمود. لازم به ذکر است که ابعاد پستان با استفاده از نرم افزار GETDATA که یک نرم افزار آماری در جهت استخراج اطلاعات نقطه به نقطه از پستان است، استفاده شده است. شکل ۲ نشان دهنده مش تولید شده می باشد.

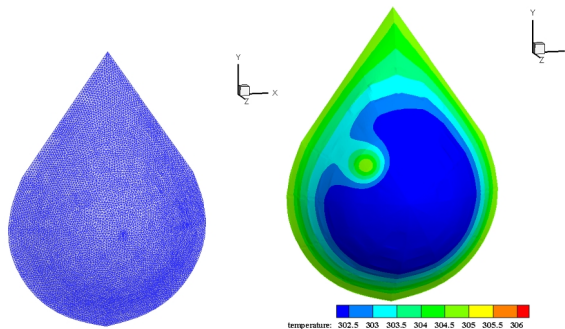
در مرحله بعد کره (تومور) با ابعاد ۲ سانتی متر مش بندی شده و در عمق ۶ سانتی متری از سطح پستان قرار داده خواهد شد. لازم به ذکر است که درجه حرارت سطح پوست ۲۷ درجه سانتی گراد و دمای دیواره پستان ۳۲ درجه سانتی گراد و همچنین درجه حرارت تومور مقدار ثابت ۳۳/۵ فرض شده است. جدول ۱ خواص حرارتی در نظر گرفته شده برای بافت پستان را نشان می دهد. با در نظر گرفتن اطلاعات بالا مش ایجاد شده را وارد نرم افزار فلوئنت کرده و پروفیل حرارتی از پستان را بدست خواهیم آورد.



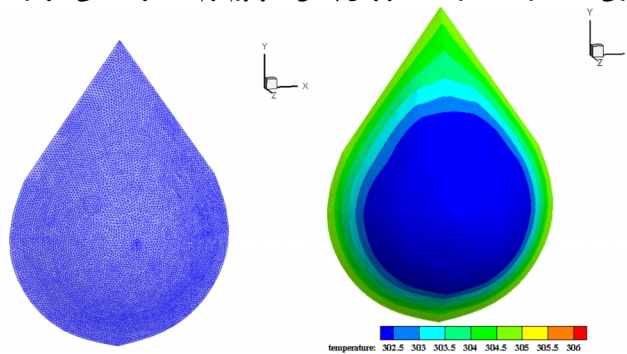
شکل ۳- شبکه محاسباتی و پروفیل حرارتی شبیه سازی شده از بافت نرمال پستان



شکل ۴- شبکه حرارتی و پروفیل حرارتی شبیه سازی شده از بافت غیرنرمال پستان با تومور (کره) به قطر ۲ سانتی متر در فاصله ۶ سانتی متری از سطح پوست



شکل ۵- شبکه حرارتی و پروفیل حرارتی شبیه سازی شده از بافت غیرنرمال پستان با تومور (کره) به قطر ۲ سانتی متر در فاصله ۴/۵ سانتی متری از سطح پوست



شکل ۶- شبکه حرارتی و پروفیل حرارتی شبیه سازی شده از بافت غیرنرمال پستان با تومور (کره) به قطر ۲ سانتی متر در فاصله ۷/۵ سانتی متری از سطح پوست

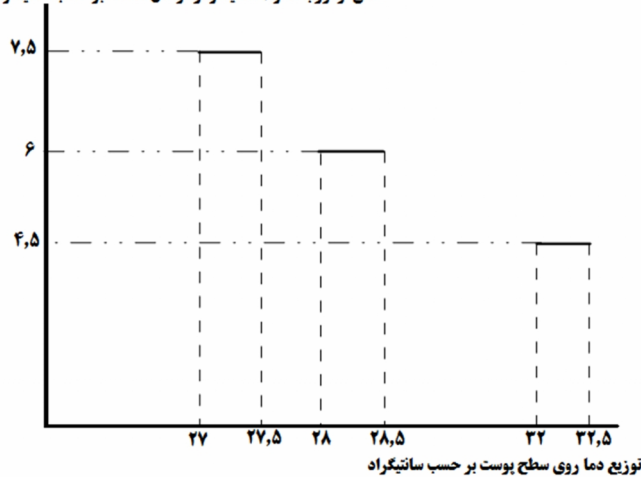
شکل ۷ نمودار تغییرات دمایی روی سطح پستان و شکل ۸ نمودار توزیع دمای داخلی پستان شبیه سازی شده (براساس فرضیات مسئله) از سطح پوست تا دیواره های آن را نشان می دهد.

اشکال ۵ و ۶ به ترتیب شبکه محاسباتی و پروفیل حرارتی شبیه سازی شده برای تومور با قطر ۲ سانتی متر در عمق های ۴/۵ و ۷/۵ سانتی متر از سطح را نشان می دهد و جدول ۲ نشان دهنده تغییرات دمایی روی سطح پستان با توجه به قرار دادن تومور در عمق های مختلف است. همچنین

جدول ۲- تاثیر عمق تومور با قطر مشخص ۲ سانتی متری بر روی پروفیل حرارتی پستان

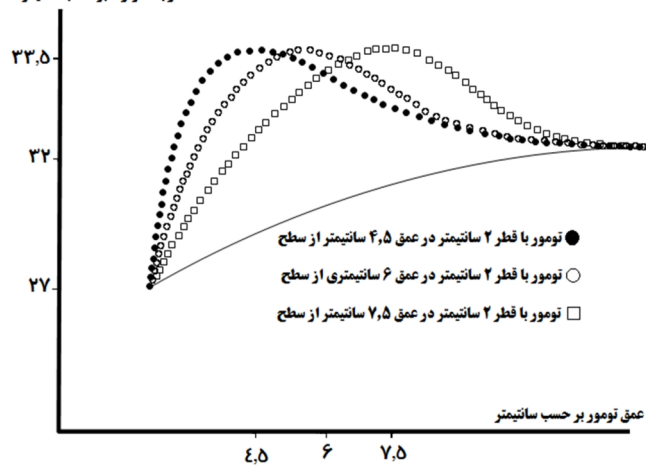
ابعاد تومور	عمق تومور	دمای تقریبی سطح پستان
۲ سانتی متر	۶ سانتی متر	۲۸ تا ۲۸/۵
۲ سانتی متر	۶+۱/۵	۲۷-۲۷/۵
۲ سانتی متر	۶-۱/۵	۳۲ تا ۳۲/۵

عمق تومور با قطر ۲ سانتیمتر در فواصل مختلف بر حسب سانتیمتر



شکل ۷- نمودار تغییرات دمایی روی سطح پستان

درجه حرارت بر حسب سانتیمتر



شکل ۸- نمودار توزیع دمای داخلی پستان شبیه سازی شده (بر اساس فرضیات مسئله) از سطح پوست تا دیواره های آن

بحث و نتیجه گیری

در جهت کالیبراسیون دستگاه تصویربرداری حرارتی موجود و همینطور بهبود الگوریتم های تشخیصی امری مفید خواهد بود. در این مقاله به شبیه سازی پروفیل حرارتی بافت نرمال و سرطانی از پستان همت گمارده شده است. از روی پروفیل حرارتی شبیه سازی شده مشخص است که تومور با قطر ۲ سانتی متر و عمق ۶ سانتی متری از سطح پوست توزیع حرارتی نرمال بر روی پستان را بر هم زده و وجود عارضه در آن قسمت را تایید

عارضه های ایجاد شده در پستان بر روی توزیع دمای سطحی پوست موثر بوده که این تغییرات حرارتی به علت افزایش عروق در اطراف تومور در جهت افزایش سوخت رسانی به آن ایجاد می شود؛ بنابراین تصویربرداری حرارتی روشی مفید در جهت تشخیص وجود عارضه است. به دلیل نوپا بودن این علم در کشور و همینطور کمبود تصاویر حرارتی، ساخت تصاویر حرارتی مصنوعی از پستان

می‌کند. همچنین این تومور را در عمق های ۴/۵ و ۷/۵ سانتی متر از سطح پستان قرار داده و توزیع دمای سطحی از پوست نشان می‌دهد که هر چه تومور به سطح پوست نزدیک تر باشد نقاطی که تومور در آن ناحیه قرار دارد، دمایی بالاتری را نشان داده و تشخیص وجود سرطان با اطمینان بالاتری نسبت به حالتی که تومور در عمق بیشتری قرار داشته باشد، حاصل خواهد شد.

منابع

1. Gonz'alez FJ. Thermal simulation of breast tumors. *Revista Mexicana De Fi'Sica* 2007; 53(4):323-6.
2. Joseph D. Bronzino. *The Biomedical Engineering Handbook*. Third Edition, Hartford, Connecticut, U.S.A., 2006.
3. Ng EYK, Sudharsan NM. Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer. *BMC Cancer* 2004;4:17.
4. Tan JH, Ng EYK, Rajendra Acharya U, Chee C. Infrared thermography on ocular surface temperature: A review. *Infrared Physics & Technology* 2009;52:97-108.
5. Borchardt TB, Conci A, Lima RCF, Resmini R, Sanchez A. Breast thermography from an image processing view point: A survey. *Signal Processing* 2013;93:2785-803.
6. Santos LC, Viana MAJ, Rolim TL, Lyra PRM, de Lima RCF, Conci A. estimating the height of a breast abnormality through comparisons between simulated temperature. 21st Brazilian Congress of Mechanical Engineering, October 2011, 24-28, Natal, RN, Brazil.
7. Ferreira MS, Yanagihara JI. A heat transfer model of the human upper limbs. *International Communications in Heat and Mass Transfer* 2012;39:196-203.

Simulation of thermal profiles for normal and abnormal breast with fluent

Mohamad Hossein Hatamieh, Department of Biomedical Engineering, Institute of Electrical and Information Technology, Iranian Research Organization for Science and Technology (IROST), Tehran, Iran (*Corresponding author). ehsanhatamieh@irost.org

Mohamad Firozmand, Department of Biomedical Engineering, Institute of Electrical and Information Technology, Iranian Research Organization for Science and Technology (IROST), Tehran, Iran. firouzmand@irost.org

Afsaneh Alikhassi, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran. afsanehalikhassi@yahoo.co.uk

Abstract

Background: It is well known that healthy and cancer cells are different in energy consumption. These differences lead to small changes in local temperature, so infrared thermal imaging (thermography) are applications for diagnosis of several types of cancer such as breast cancer. There are some problems in our country such as a variety of cultural and religious issues to take sample thermal images of the breast, so it is time consuming procedure to take samples. For verification of cancer detection algorithm from thermal images, its necessary to simulate the thermal profile of the breast as a database .One way to achieve optimal database is using thermal images of breast tissue that is simulated by computer.

Methods: Doing this needs some steps, first we used statistical software to achieve point of breast volume, and then we meshed this volume by using Gambit software. In the next step the volume that was created, was entered into the Fluent software in order to simulate normal breast, finally tumor with 2 cm diameter was put in certain depth (6 cm) with simulation thermal images of abnormal breast. Also, this tumor was put in different depth and evaluated the temperature changes on the surface.

Results: It clearly shows that the tumor had considerable influence on the simulated thermal profile of the breast. It is possible to simulate various types of breast without any modern heat equipment and verifying validation of diagnostic algorithms.

Conclusion: Simulations of thermal profiles show that tumor, disrupts the heat distribution on the surface of the breast.

Keywords: Infrared, Thermography, Breast Cancer, Thermal profiles