

Assesment of Thermography Technique for Detection of Thyroid Gland: A Numerical Approach Accompanied by an Experimnetal Study

F. Bahramina¹, A. Mojra^{2*}

¹M. Sc. Student, Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

²Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system: 3 October 2017, accepted: 4 October 2017

Abstract

The aim of this study is to investigate the use of thermography technique for detection of thyroid gland embedded in the neck through a numerical and an experimental approach. To this end, a real 3D model of the human neck and its primary organs including trachea, thyroid gland, common carotid artery and internal jugular vein is constructed based on the computerized tomography (CT) scan images of a healthy case and a case of thyroid cancer. The model is used for analyzing bio-heat transfer in the neck. In the thermal analysis the thyroid gland is considered as a heat source via specific function that generates heat based on the thyroid temporal temperature. Moreover, external convection through the neck skin surface and the ambient air, an internal convection through the inner layer of trachea and breathed air and heat transfer through the artery and the vein are considered. The result is the temperature distribution (thermogram) on the skin surface of the neck which reveals an approximate 0.5 -1.4 °C temperature increase on the area above thyroid gland for the healthy case. Studying effects of the thyroid cancer on the thermogram shows an approximate 0.7 -1.6 °C temperature increase due to the increased metabolic rate of the cancerous tumor compared to the healthy tissue. In order to practically investigate the applicability of thermography technique, a healthy case is examined by a high precision thermographic camera in similar conditions to the numerical simulation. Similar temperature increase due to the existence of the thyroid gland by the simulation and experiment affirmed the capability of the thermography method in the thyroid gland detection on the skin surface of the neck.

Key words: *Thyroid gland, Thermography, Bio-heat transfer, Thyroid cancer, Finite element analysis*

***Corresponding author**

Address: Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, P.O. Box: 1999143344 Tehran, Iran

Tel: +98-21-84063274

Fax: +98-21-88674748

E-mail: mojra@kntu.ac.ir

ارزیابی عددی و آزمایشگاهی روش ترموگرافی در تشخیص غده تیروئید

فرشاد بهرامیان^۱، افسانه مجری^{۲*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران
^۲ استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۷/۱۱، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۷/۱۲

چکیده

هدف از انجام این پژوهش، بررسی عددی و آزمایشگاهی استفاده از روش عکس برداری حرارتی (ترموگرافی) برای تشخیص غده تیروئید در بافت گردن است. برای این کار، ابتدا مدلی واقعی و سه بعدی از گردن انسان و اندام‌های اصلی قرار گرفته در آن شامل نای، غده تیروئید و سرخرگ و سیاهرگ گردنی، براساس عکس‌های گرفته شده با استفاده از روش عکس برداری مقطع نگاری رایانه‌ای (سی تی اسکن) از بیمار سالم و بیمار مبتلا به سرطان تیروئید، ساخته می‌شود. سپس، از مدل ساخته شده برای تحلیل انتقال حرارت در بافت گردن استفاده می‌شود. در تحلیل حرارتی غده تیروئید، به عنوان یک منبع حرارتی که گرمای تولیدی در آن تابع دمای لحظه‌ای بافت است، در نظر گرفته می‌شود. انتقال گرما نیز در اثر پدیده جابه‌جایی بین لایه درونی نای و هوای تنفس شده، بین سطح پوست گردن و محیط اطراف و همچنین انتقال گرما از سرخرگ و سیاهرگ گردنی، در مدل سازی لحاظ می‌شود. نتیجه مدل سازی، نقشه حرارتی (ترموگرام) سطح پوست گردن است که نشان دهنده افزایش دمای ۰/۵ تا ۱/۴ درجه سلسیوس ناحیه‌ای از گردن در مجاورت غده تیروئید، برای نمونه سالم است. بررسی تأثیر وجود توده سلولی سرطانی در بافت تیروئید نیز روی نقشه حرارتی، نشان دهنده افزایش دمای ۰/۷ تا ۱/۶ درجه سلسیوس است، که در اثر متابولیسم بالاتر توده سرطانی نسبت به بافت سالم رخ می‌دهد. برای بررسی عملی کاربردی بودن روش ترموگرافی، ارزیابی آزمایشگاهی روی یک نمونه سالم در شرایط مشابه با مدل سازی، توسط یک دوربین حرارتی با دقت بالا انجام می‌شود. تشابه نقاط سطح گردن با دمای افزایش یافته در تست آزمایشگاهی با نتایج مدل سازی، نشان دهنده توانایی روش عکس برداری حرارتی برای تشخیص غده تیروئید از روی سطح گردن است.

کلیدواژه‌ها: غده تیروئید، عکس برداری حرارتی، انتقال حرارت در بافت، سرطان تیروئید، مدل سازی اجزای محدود.

* نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران، کدپستی ۱۹۹۹۱۴۳۳۴

تلفن: ۸۴۰۶۳۳۷۴ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۸۸۶۷۴۷۴۸ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: mojra@kntu.ac.ir

۱- مقدمه

بیماری سرطان، رشد و تکثیر غیرقابل کنترل سلول‌های بدن است. این تکثیر خارج از کنترل، به ایجاد توده‌های سلولی روی عضو که سرطان روی آن آغاز شده است، منجر می‌شود. با رشد این توده، فعالیت آن عضو مختل می‌شود. آمارهای منتشرشده توسط انجمن سرطان آمریکا نشان می‌دهند که در کشور آمریکا و در سال ۲۰۱۷، حدود یک میلیون و ششصد هزار نفر بیمار مبتلا به سرطان شناسایی شده‌اند و در حدود ششصد هزار نفر نیز جان خود را بر اثر این بیماری از دست داده‌اند [۱، ۲].

تیروئید، غده‌ای پروانه‌ای شکل در جلوی گردن است، که یه موجود در خون را جذب کرده و آن را به هورمون‌های لازم برای کنترل سوخت‌وساز اعضای بدن تبدیل می‌کند. آمارهای منتشرشده نشان می‌دهند که از سال ۱۹۹۰ تاکنون، تعداد بانوان مبتلا به سرطان تیروئید، که سالانه تشخیص داده می‌شوند، سه برابر شده است؛ به طوری که آمار منتشرشده توسط انجمن سرطان آمریکا نشان می‌دهند که در کشور آمریکا و در سال ۲۰۱۷، حدود پنجاه و هفت هزار نفر بیمار جدید و مبتلا به سرطان تیروئید، شناسایی شده‌اند و در حدود دوهزار بیمار مبتلا به سرطان تیروئید نیز جان خود را در اثر این بیماری از دست داده‌اند. سرطان تیروئید اکنون در رتبه پنجم بین سرطان‌های شایع برای بانوان قرار دارد، که پیش‌بینی می‌شود به رتبه چهار و دو، به ترتیب در سال ۲۰۲۰ و ۲۰۳۰، تنزل یابد [۱، ۳، ۴].

روش‌های مختلفی برای تشخیص سرطان در بدن فرد بیمار وجود دارد. یکی از آنها، استفاده از روش‌های عکس‌برداری شامل مقطع‌نگاری رایانه‌ای، استفاده از امواج صوتی، گسیل پوزیترون همراه با تزریق یدهای رادیواکتیو، استفاده از امواج مغناطیسی و همچنین عکس‌برداری حرارتی یا ترموگرافی است [۵]. استفاده از روش‌های مقطع‌نگاری رایانه‌ای، امواج مغناطیسی و گسیل پوزیترون همراه با تزریق یدهای رادیواکتیو، که از روش‌های با کیفیت و دقت بالا برای عکس‌برداری از بافت هستند، برای عکس‌برداری از غده تیروئید و تشخیص سرطان در آن، نیازمند استفاده از مایعی برای افزایش تضاد غده تیروئید نسبت به بافت‌های اطراف است. از این مایع نمی‌توان برای زنان باردار استفاده کرد و استفاده از این مایع به صورت دراز مدت و دوره‌ای نیز برای بدن مضر است. عکس‌های به‌دست‌آمده توسط امواج صوتی نیز، کیفیت بالایی ندارد و به مهارت شخص در ثبت این عکس‌ها نیز بسیار وابسته است [۵].

عکس‌برداری با استفاده از دوربین حرارتی، یک روش نوین، غیرآسیب‌رسان و غیرتماسی است که از آن، برای تشخیص بیماری‌های موجود در بافت بدن با بررسی تغییرات دما نسبت به شرایط طبیعی استفاده می‌شود [۶]. در حالت طبیعی، نقشه حرارتی بدن انسان، که به آن ترموگرام یا عکس حرارتی نیز گفته می‌شود، دارای تقارن نسبت به صفحه میانی بدن انسان (صفحه ساجیتال) است. ابتلا به انواع بیماری، باعث ظهور نقاطی روی این نقشه حرارتی می‌شود که دمای بیشتر یا کمتری نسبت به نواحی مجاور خود دارند و باعث از بین رفتن تقارن نقشه حرارتی بدن می‌شود [۷]. افزایش متابولیسم سلولی، موجب افزایش دما نسبت به بافت سالم می‌شود، که می‌تواند نشان‌دهنده وجود انواع تومورهای سرطانی، به دلیل رگ‌زایی و تجمع رگ‌های خونی، باشد. با استفاده از دوربین‌های حرارتی مادون قرمز، تشخیص این نواحی امکان‌پذیر است.

تاکنون توانایی روش عکس‌برداری حرارتی برای تشخیص بیماری‌های مختلفی مانند سرطان سینه، درمان و مراقبت از زخم، سرطان پوست، بیماری‌های قلبی و عروقی و بیماری‌های چشم، مطالعه شده است [۸-۱۱]. گاتری [۱۲] در پژوهشی که برای تشخیص سرطان سینه با استفاده از عکس‌برداری حرارتی انجام داد، نتیجه گرفت که استفاده از این روش نسبت به روش‌های عکس‌برداری دیگر، به تشخیص زود هنگام توده سلولی در بافت سینه منجر می‌شود؛ در نتیجه اعمال روش‌های درمانی در زمان کوتاهی پس از مبتلا شدن فرد به بیماری سرطان، اثربخشی درمان را افزایش داده و فرد، شانس بیشتری را برای بهبود کامل و طول عمر بیشتر دارد. تشخیص توده سرطانی در مراحل اولیه، شانس بهبودی کامل را تا ۸۵٪ افزایش می‌دهد، که این مقدار برای توده‌های سرطانی تشخیص داده شده در مراحل نهایی و پیشرفته برابر با ۱۵٪ است. آنها در بخش دیگری از پژوهش خود نشان دادند، که در حدود ۳۵٪ درصد کسانی که نقشه حرارتی به‌دست‌آمده از بدن آنها، متقارن نبوده است، در یک بازه زمانی پنج‌ساله به سرطان سینه دچار شده‌اند. کیسرلینک و همکاران [۱۳] با انجام پژوهشی، عملکرد عکس‌برداری حرارتی را برای تشخیص تومورهای سرطانی بافت سینه در فاز ۱ و ۲ مطالعه کردند. آنها نتیجه گرفتند که دقت استفاده از معاینه بالینی، ماموگرافی و عکس‌برداری حرارتی، به ترتیب برابر با ۶۱٪، ۶۶٪ و ۸۳٪ است. همچنین روش تشخیصی ایجادشده از ترکیب سه روش بالا، دقت تشخیص توده سرطانی در بافت سینه را تا ۹۵٪ افزایش می‌دهد. آنها همچنین گزارش کردند که کمینه اندازه قطر توده سلولی قابل تشخیص با استفاده از روش ماموگرافی، باید ۱/۶۶ سانتی‌متر باشد؛ در

اندام‌های تشکیل‌دهنده آن، شامل غده تیروئید، نای و سرخرگ و سیاهرگ گردنی، براساس عکس‌های گرفته‌شده از بیمار به روش مقطع‌نگاری رایانه‌ای (سی‌تی‌اسکن)، تولید شده است. سپس، مدل سه‌بعدی برای اجرای مدل‌سازی انتقال حرارت در بافت گردن با استفاده از نرم‌افزار کامسول و به‌دست آوردن نقشه حرارتی روی سطح گردن، به نرم‌افزار کامسول منتقل شده است. در بررسی آزمایشگاهی، شرایطی مشابه مدل‌سازی عددی فراهم شده و با استفاده از یک دوربین حرارتی مادون قرمز با دقت بالا، عکس حرارتی از جلوی گردن گرفته شده است. نتایج مدل‌سازی حرارتی با عکس‌های حرارتی گرفته‌شده از فرد سالم، مقایسه شده است. برای بررسی تأثیر وجود توده سرطانی در بافت غده تیروئید بر نقشه حرارتی به‌دست‌آمده روی سطح گردن، انتقال حرارت در یک نمونه دیگر، شامل توده سرطانی در بافت تیروئید، مدل شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مراحل روش عددی

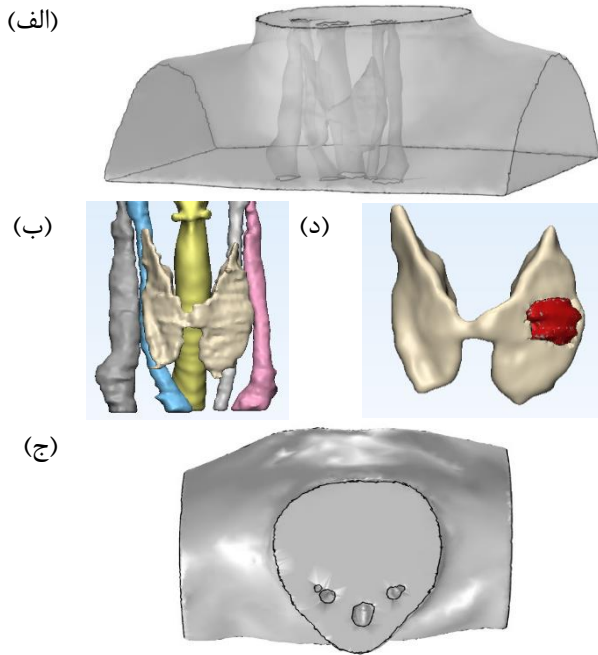
۲-۱-۱- ساخت مدل واقعی از گردن انسان

برای ساخت مدل سه‌بعدی، از عکس‌های گرفته‌شده از بیمار ۴۷ ساله و مذکر به روش مقطع‌نگاری رایانه‌ای با استفاده از دستگاه EMOTION 16 (زیمنس، آلمان) و در بخش رادیولوژی بیمارستان امیرالمعلم (تهران، ایران) و نیز براساس اصول رضایت‌نامه هلسینکی، استفاده شده است. برای افزایش تضاد ارگان‌های داخلی گردن، مانند رگ‌ها و غده تیروئید، مایعی درون رگ‌های بیمار تزریق شده است. تعداد عکس‌های گرفته‌شده برابر با ۲۸۶ عدد است و همان‌گونه که در شکل ۱ نشان داده شده، شامل کل گردن و قسمتی از سر می‌باشد.

ابتدا مدل واقعی از گردن انسان و اندام‌های واقع در آن، شامل غده تیروئید، نای، سرخرگ کاروتید و سیاهرگ گردنی، ساخته شده است. برای افزایش دقت مدل ساخته‌شده، از نرم‌افزار میمکس (نسخه ۱۹) برای ساخت مدل براساس عکس‌های گرفته‌شده به روش مقطع‌نگاری رایانه‌ای استفاده شده است. برای ساخت ارگان‌های مختلف با استفاده از نرم‌افزار میمکس، از قابلیت خودکار این نرم‌افزار برای تشخیص بعضی از ارگان‌ها استفاده شده است و ارگان‌هایی که به‌طور خودکار توسط نرم‌افزار قابل شناسایی نبودند، نیز به‌طور دستی تهیه شده‌اند. ارگان‌های به‌دست‌آمده در نرم‌افزار میمکس، ابتدا به نرم‌افزار تریماطیک (نسخه ۱۱) منتقل شده‌اند تا در این نرم‌افزار، مدل

حالی که اندازه قطر توده سرطانی هنگام استفاده از عکس‌برداری حرارتی به ۱/۲۸ سانتی‌متر کاهش پیدا می‌کند، که نشان‌دهنده قابلیت تشخیص زودهنگام با استفاده از این روش نسبت به سایر روش‌های موجود برای تشخیص سرطان سینه می‌باشد. دنگ و همکاران [۱۴]، در پژوهشی بافت را هنگام عکس‌برداری حرارتی، با پاشش محلول ۰.۷۵٪ اتانول و آب، سرد کرده و سپس در طول گرم شدن بافت؛ به‌دلیل واکنش طبیعی بدن و تبخیر از سطح پوست، عکس‌برداری حرارتی را انجام دادند. در نتیجه این فرایند، آنها توانستند دقت روش عکس‌برداری حرارتی را برای تشخیص توده‌های سلولی کوچک یا توده‌های سلولی واقع در عمق بافت، افزایش دهند. هلمی و همکاران [۱۵]، پژوهشی درباره استفاده از روش عکس‌برداری حرارتی برای تشخیص بیماری‌های غده تیروئید انجام دادند. آنها نتیجه گرفتند که با استفاده از عکس‌برداری حرارتی، می‌توان گره‌های تشکیل‌شده روی بافت غده تیروئید را، به‌دلیل داشتن دمای بیشتر این گره‌ها نسبت به بافت سالم، تشخیص داد. در این پژوهش، ابتدا مدلی سه‌بعدی از انتقال حرارت در بافت گردن ایجاد شد؛ سپس از نتایج به‌دست‌آمده از این مدل‌سازی، برای ساخت سیستمی خودکار برای عکس‌برداری از بافت گردن استفاده شد. آلوس و همکاران [۱۶] با انجام یک مطالعه بالینی، دو روش عکس‌برداری حرارتی و عکس‌برداری با استفاده از امواج صوتی برای شناسایی توده‌های سرطانی موجود روی غده تیروئید را مقایسه کردند. براساس نتایج، استفاده از عکس‌برداری حرارتی برای تشخیص سرطان تیروئید، دقت بیشتری دارد. ریزکلا و همکاران [۵]، یک مدل ساده و اولیه از گردن شامل تیروئید را تحت تحلیل حرارتی قرار داده و نتایج را با عکس‌برداری حرارتی از گردن، توسط یک سیستم خودکار شامل آرایه‌ای از سنسورهای حرارتی، مقایسه کردند. نتایج، اختلاف دمای قابل توجهی را بین گره‌های تشکیل‌شده روی غده و بافت سالم غده تیروئید نشان می‌داد. در نظر نگرفتن هندسه واقعی و همچنین ارگان‌های درونی گردن مؤثر در انتقال حرارت، مانند نای و شریان‌ها، از ایرادهای اساسی مدل‌سازی‌های انجام‌شده در این زمینه و به دنبال آن، کاهش دقت سیستم تشخیصی بر مبنای دما است.

هدف از انجام این پژوهش، بررسی امکان‌سنجی روش عکس‌برداری حرارتی (ترموگرافی) در تشخیص غده تیروئید، به‌صورت عددی و آزمایشگاهی است. نتایج این بررسی برای تشخیص و تمایز غده تیروئید سرطانی، از بافت سالم استفاده می‌شود. برای بررسی عددی، مدل سه‌بعدی جامعی از گردن و



شکل (۲) - الف) نمای کلی از مدل استفاده شده. ب) ارگان‌های استفاده شده. ج) نمای مدل از بالا. د) غده تیروئید و توده سرطانی قرار گرفته

در این رابطه $T_t(X,t)$ نشان‌دهنده دمای بافت (بافت گردن و غده تیروئید)، X مختصات کارتزین، k_t ضریب انتقال حرارت رسانش بافت، ρ_t و C_t به ترتیب برابر با چگالی و ظرفیت گرمایی ویژه بافت، ρ_b ، C_b و ω_b به ترتیب نشان‌دهنده چگالی، ظرفیت گرمایی ویژه خون و نرخ پرفیوژن خون یا خون‌رسانی، T_a دمای شریان و $Q_m(X,t)$ نیز گرمای تولیدی توسط هر ارگان می‌باشد، که مقدار آن برای ارگان‌های مختلف، متفاوت است. پژوهش‌های انجام‌شده نشان می‌دهند، که رابطه مستقیمی بین گرمای تولیدی توسط یک بافت با دمای لحظه‌ای آن بافت وجود دارد؛ به همین دلیل، از رابطه زیر برای تولید گرما در بافت تیروئید و همچنین بافت گردن استفاده شده است [۱۸].

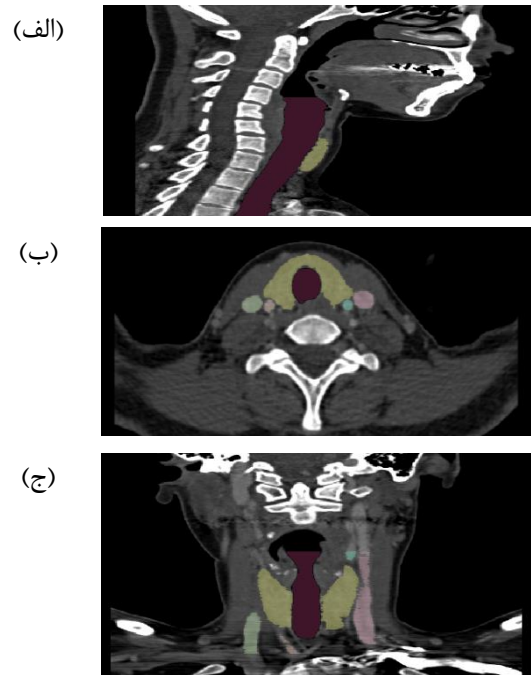
$$Q_m(X,t) = Q_{m0} \cdot 3^{((T(X,t) - T_0)/10)} \quad (2)$$

در این رابطه T_0 برابر با 37 درجه سلسیوس و Q_{m0} برابر با مقدار گرمای تولیدشده توسط بافت در این دما است. برای به‌دست‌آوردن حرارت تولیدی توسط توده سلولی سرطانی، از رابطه زیر استفاده شده است [۱۹].

$$q_m \tau' = C \quad (3)$$

در این رابطه، C برابر با مقدار ثابت $10^6 \times 3/27$ وات ثانیه بر مترمکعب است و τ' نشان‌دهنده زمان لازم برای توده سلولی

مناسب برای مدل‌سازی با استفاده از نرم‌افزار کامسول (نسخه 5.2a) به‌دست‌آید. مدل نهایی به‌دست‌آمده در شکل ۲ نشان داده شده است. مدل هندسی به‌دست‌آمده برای اجرای مدل‌سازی، به‌طور تقریبی ابعادی معادل با مکعبی با ارتفاع ۹۳ میلی‌متر و قاعده‌ای با ابعاد 287×179 میلی‌مترمربع دارد. برای مدل‌سازی بیماری سرطان تیروئید در فرد موردنظر، از همان مدل قبلی استفاده شده است، با این تفاوت که در این حالت، توده سلولی سرطانی روی غده تیروئید قرار گرفته است. این توده سلولی و غده تیروئید، در شکل ۲ نشان داده شده است. لازم به ذکر است که این توده سرطانی، در قسمت راست غده تیروئید قرار گرفته است.



شکل (۱) - عکس‌های استفاده‌شده برای ساخت مدل سه‌بعدی الف) نمای کنار ب) نمای بالا ج) نمای جلو، نای با رنگ بنفش و تیروئید با رنگ زرد مشخص شده است

برای مدل‌سازی انتقال حرارت در بافت گردن و اندام‌های تشکیل‌دهنده، شامل غده تیروئید و سرخرگ و سیاهرگ گردنی، از معادله انتقال حرارت بیولوژیک پنس استفاده می‌شود [۱۷].

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t(X,t)}{\partial t} = \nabla k_t \nabla T_t(X,t) + \rho_b c_b \omega_b (T_a - T_t(X,t)) + Q_m(X,t) \quad (1)$$

تنفس شده و سطح داخلی نای است که در معادله (۸) نشان داده شده است [۲۰].

$$-k_t \frac{\partial T_{tr}(X,t)}{\partial n} = h_{tr}(T_{tr} - T_{air}) \quad (8)$$

که T_{tr} و T_{air} ، h_{tr} به ترتیب ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی، دمای هوای عبوری از نای و دمای سطح داخلی نای است. دمای هوای عبوری از نای، برابر با ۳۴ درجه سلسیوس فرض شده است.

شرط مرزی در نظر گرفته شده بین بافت گردن، غده تیروئید، سرخرگ و سیاهرگ گردنی و نای، همان‌گونه که در معادله (۹) نشان داده شده است، به صورت پیوستگی در شار حرارتی و همچنین پیوستگی دمایی در نظر گرفته شده است.

$$T_t = T_b, \quad k_t \frac{\partial T_t}{\partial n} = k_b \frac{\partial T_b}{\partial n} \quad (9)$$

شرایط مرزی اعمال شده در دیواره رگ برای سرخرگ و سیاهرگ گردنی، به صورت دما ثابت و برابر با ۳۷ درجه سلسیوس فرض می‌شود.

۳-۱-۲- خواص مکانیکی

پارامترهای فیزیکی لازم برای مدل‌سازی انتقال حرارت در بافت گردن و اندام‌های سازنده آن، شامل غده تیروئید، نای و سرخرگ و سیاهرگ گردنی، در جدول ۱ نشان داده شده است. لازم به ذکر است که در این مدل‌سازی، نرخ پرفیوژن خون در غده تیروئید و توده سلولی سرطانی، یکسان در نظر گرفته شده است [۲۱].

جدول (۱) - پارامترهای فیزیکی استفاده شده برای بافت گردن،

تیروئید و خون [۲۳، ۲۲]

توده سرطانی	خون	تیروئید	بافت گردن	خاصیت
۱۰۵۰	۱۰۵۰	۱۰۵۰	۱۰۵۰	ρ (kg/m ³)
۳۶۰۰	۳۶۰۰	۳۶۰۰	۳۶۰۰	C (J/kg.°C)
۰/۵	۰/۵	۰/۵	۰/۵	K (w/m.°C)
۰/۰۶۶۷	-	۰/۰۶۶۷	5×10^{-4}	ω_b (ml/s/ml)
۹۷۴۱	-	۴۲۰۰	۴۲۰	Q_{m0} (W/m ³)

سرطانی است تا حجم خود را دو برابر کند، که براساس قطر تومور، از رابطه زیر قابل محاسبه است [۱۹]:

$$D = \exp[0.002134 \times (\tau' - 50)] \times 10^{-2} \quad (4)$$

در این رابطه D قطر تومور سرطانی است، که برای نمونه مورد بررسی در این پژوهش، برابر با ۱۸/۴ میلی‌متر است. پس از انجام محاسبات مربوطه برای این قطر، مقدار گرمای تولیدی توسط تومور سرطانی تیروئید برابر با ۹۷۴۱ وات بر مترمکعب در نظر گرفته شده و برای مدل‌سازی، این مقدار در رابطه ۲ قرار داده شده است.

۲-۱-۲- شرایط مرزی

شرایط مرزی استفاده شده برای چهار سطح قرار گرفته در بالا ($y_{\max}=93$ mm)، پایین ($y_{\min}=0$ mm)، راست ($x_{\max}=287$ mm) و چپ ($x_{\min}=0$ mm)، همان‌گونه که در معادله‌های (۵) و (۶) نشان داده شده است، به صورت عایق در نظر گرفته شده است.

$$-k_t \frac{\partial T_t(x, y_{\min}, z)}{\partial n} = 0; \quad -k_t \frac{\partial T_t(x, y_{\max}, z)}{\partial n} = 0 \quad (5)$$

$$-k_t \frac{\partial T_t(x_{\min}, y, z)}{\partial n} = 0; \quad -k_t \frac{\partial T_t(x_{\max}, y, z)}{\partial n} = 0 \quad (6)$$

در این معادلات، n نشان‌دهنده بردار عمود بر هر سطح است. برای سطح قرار گرفته در جلوی گردن (پوست گردن)، انتقال گرمای جابه‌جایی که به عنوان شرط مرزی فرض شده، در معادله (۷) نشان داده شده است.

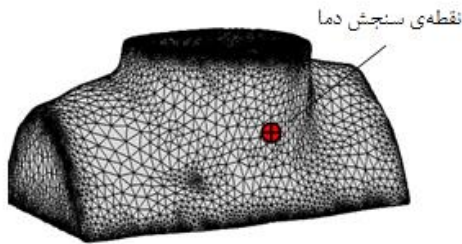
$$-k_t \frac{\partial T_t(X,t)}{\partial n} = h_f(T_s - T_f) \quad (7)$$

که h_f نشان‌دهنده ضریب رسانش حرارتی بین سطح پوست و هوای اطراف آن و T_s و T_f به ترتیب دمای هوای اطراف و سطح پوست هستند.

انسان بالغ و سالم به طور متوسط در طول یک دقیقه، ۱۵ تا ۲۰ تنفس انجام می‌دهد؛ به همین دلیل مدت زمانی که برای یک دم یا بازدم طول می‌کشد، برابر با ۱/۵ الی ۲ ثانیه است. در هنگام تنفس، دمای هوای ورودی به بینی در اثر انتقال حرارت بین لوله‌های انتقال‌دهنده هوا و هوای تنفس شده، افزایش می‌یابد. با توجه به دلایل ذکر شده، شرط مرزی انتخابی برای سطح داخلی نای، به صورت انتقال حرارت جابه‌جایی بین هوای

جدول (۲) - تعداد المان‌های استفاده شده در شبکه‌بندی‌های مختلف و زمان لازم برای حل

	عادی	ریز	ریزتر
تعداد المان‌ها	۳۴۱۶۸	۷۳۷۱۵	۱۸۶۱۲۳
زمان حل (ثانیه)	۲۴۲	۴۳۴	۹۰۷
دما (درجه سلسیوس)	۳۵/۱۰۹۹	۳۵/۱۰۷۵	۳۵/۱۰۷۴



شکل (۳) - شبکه‌بندی استفاده شده برای حل عددی، محل قرارگیری نقطه سنجش دما مشخص شده است

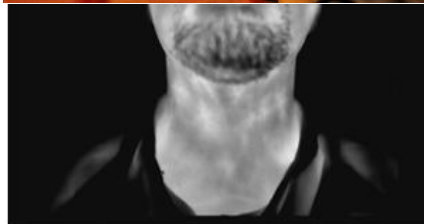
۲-۲- روش آزمایشگاهی برای عکس‌برداری حرارتی

برای امکان‌سنجی عملی روش ترموگرافی، عکس‌برداری حرارتی توسط دوربین حرارتی با دقت ۰/۰۵ درجه سلسیوس، از ناحیه گردن فردی ۲۶ ساله، مذکر و سالم، براساس اصول تفاهم‌نامه هلسینکی انجام شده است. دوربین حرارتی استفاده شده و همچنین فرایند عکس‌برداری از فرد، در شکل ۴-الف نشان داده شده است. نمونه عکس گرفته شده از گردن این فرد، در شکل ۴-ب مشاهده می‌شود.

(الف)



(ب)



شکل (۴) - (الف) فرایند عکس‌برداری حرارتی از فرد با دوربین حرارتی، (ب) عکس حرارتی گرفته شده از ناحیه گردن، نواحی با رنگ روشن‌تر، دمای بیشتری از نواحی با رنگ تیره‌تر دارند

دمای هوای بیرونی و اطراف پوست گردن برابر با ۲۵ درجه سلسیوس و ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی بین پوست گردن و هوای بیرون برابر با ۱۰ وات بر مترمربع فرض شده است [۲۴]. برای به‌دست آوردن ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی در نای و بین هوای عبوری از نای و سطح داخلی نای، از عدد نوسلت رسانندگی هوا و d برابر با قطر نای است که با توجه به اندازه به‌دست آمده از روی مدل ساخته شده، به‌صورت تقریبی برابر با ۲ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است. البته برای به‌دست آوردن این قطر، سطح مقطع نای به‌صورت دایره فرض شده و از بی‌قاعدگی هندسه کلی نای صرف‌نظر شده است.

با توجه به محاسبات انجام شده و در نظر گرفتن سرعت ۲ متر بر ثانیه برای هوای عبوری از نای و محاسبه عدد رینولدز، مقدار این ضریب برای حالت دم و با زدم به‌ترتیب برابر با ۳۶,۹۹۵۵ و ۳۲,۸۲۹۹ وات بر مترمربع به‌دست آمد، که برای مدل‌سازی از مقدار میانگین این عدد، یعنی ۳۵ وات بر مترمربع، استفاده شده است.

۲-۱-۴- مدل‌سازی و استقلال از شبکه

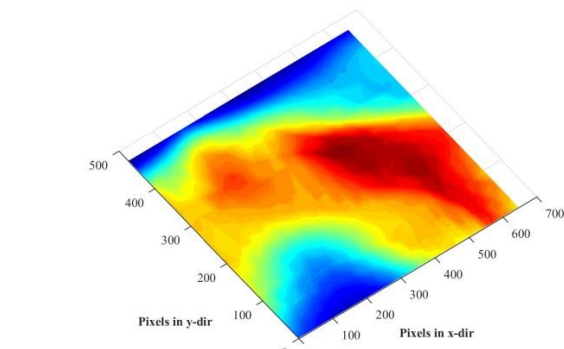
برای اجرای مدل‌سازی حرارتی، از نرم‌افزار کامسول استفاده شده است. مقدار شرایط اولیه برای دما در تمام بافت‌ها، ثابت و برابر با ۳۷ درجه سلسیوس است و به‌علت وابستگی برخی شرایط مرزی به دمای لحظه‌ای، برای رسیدن به حل پایا، از حل ناپایا با مدت زمان ۶۰ دقیقه استفاده شده است. گام زمانی برای این حل به‌گونه‌ای انتخاب شد که دقت حل در تمام زمان‌ها، ثابت و برابر با 10^{-6} باشد.

برای شبکه‌بندی محیط حل و همچنین بررسی استقلال از شبکه حل، با توجه به هندسه دامنه حل، از المان‌های چهاروجهی استفاده شده است. تعداد المان‌های سه نوع شبکه‌بندی مختلف و همچنین زمان لازم برای حل، در جدول ۲ نشان داده شده است. برای بررسی استقلال از شبکه حل، دمای نهایی یک نقطه روی سطح پوست گردن و بالای غده تیروئید در پایان حل (۶۰ دقیقه و ناپایا)، در جدول ۲ ارائه شده است. شبکه‌بندی استفاده شده و همچنین مکان نقطه قرار گرفته روی سطح گردن برای سنجش دما، در شکل ۳ نشان داده شده است.

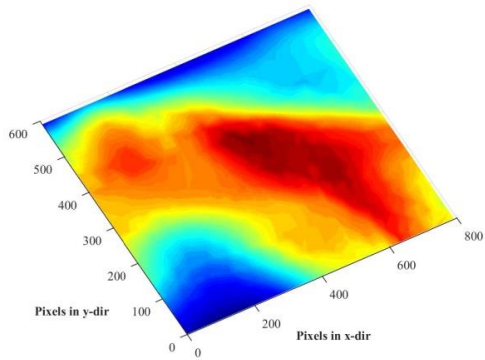
با توجه به جواب به‌دست آمده و همچنین هزینه‌های محاسباتی، برای حل از شبکه‌بندی ریز (شکل ۳) استفاده شده است.

۳- یافته‌ها و بحث

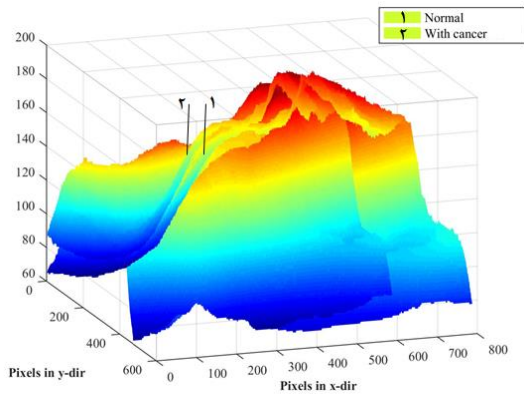
شکل ۵، ترموگرام (نقشه حرارتی) روی پوست گردن حاصل از مدل‌سازی تیروئید سالم و تیروئید با توده سلولی سرطانی را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که هندسه غده تیروئید و سایر اجزای گردن در هر دو حالت، یکسان فرض شده است، تا امکان مقایسه تغییرات حرارتی ناشی از وجود تومور سرطانی فراهم شود.



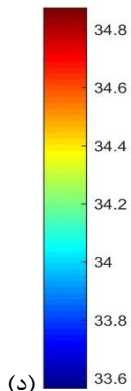
(ب)



(ت)

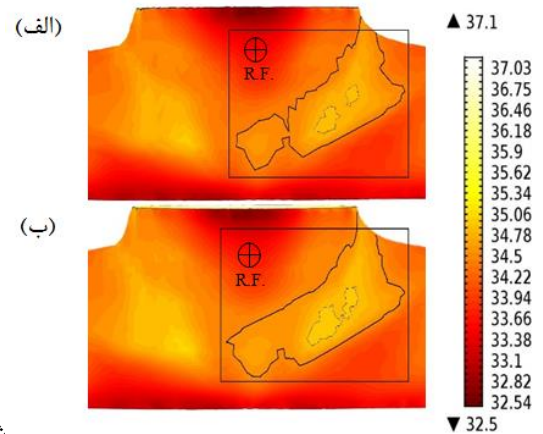


(ج)



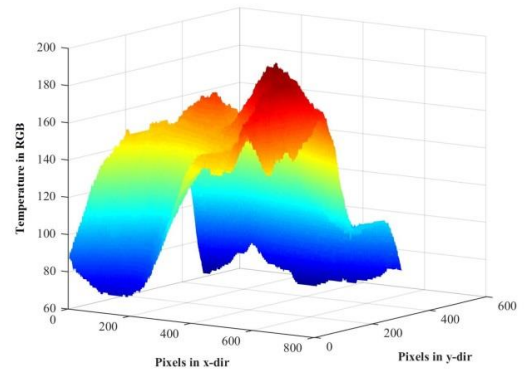
(د)

شکل (۶) - رویه سه‌بعدی دما (الف سالم، ب) دارای توده سلولی سرطانی، (پ) نمای از بالای غده سالم، (ت) نمای از بالای غده سرطانی، (ج) اختلاف میان دو رویه مربوط به غده‌های تیروئید سالم و سرطانی، (د) راهنمای مقادیر دما

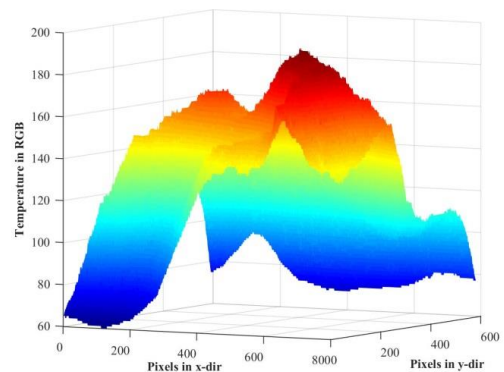


شکل

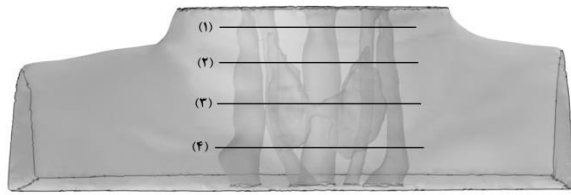
(۵) - نقشه حرارتی به‌دست‌آمده از گردن (الف سالم، ب) با توده سلولی سرطانی، دو ناحیه مرزی با حاشیه نامنظم مشخص شده، دمای مرز ناحیه بزرگ‌تر، ۱,۰۲۶ برابر و دمای ناحیه کوچک‌تر، ۱,۰۳۸ برابر دمای نقطه مرجع (R.F.) است. نواحی استفاده‌شده برای ساخت رویه سه‌بعدی، با مستطیل نشان داده شده‌است



(الف)



(ب)



شکل (۷) - مسیرهای انتخاب شده روی گردن برای بررسی تغییرات دما

با توجه به نمودار رسم شده در شکل ۸-الف و ۸-ب، می توان موارد زیر را بیان کرد:

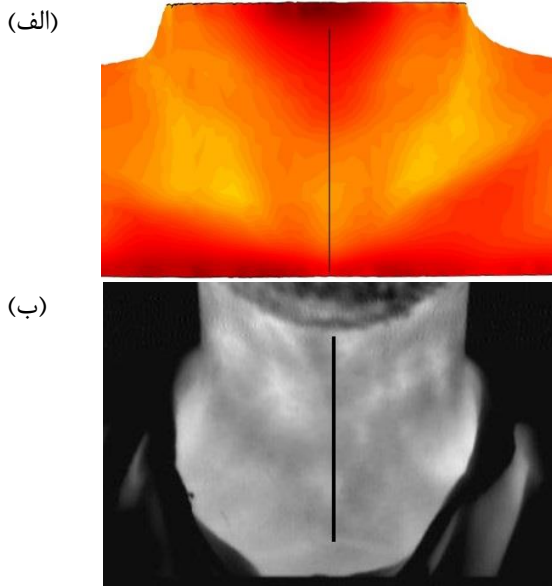
- ۱- مسیر ۱ از روی غده تیروئید عبور نمی کند و دارای کمترین مقادیر دما نسبت به سایر مسیرها است. مقادیر دما روی مسیر ۲، ۳ و ۴، به دلیل عبور از روی غده، افزایش می یابد. مسیر ۳، به دلیل داشتن بیشترین مواجهه با غده، افزایش دمای بیشتری از سایر مسیرها دارد.
- ۲- کمینه دما در تمام مسیرها در وسط مسیر و به دلیل حضور نای و پدیده جابه جایی هوا در آن، اتفاق می افتد. این مسأله برای مسیرهای ۱ و ۲، که فاصله بیشتری از غده تیروئید دارند، با شدت بیشتری رخ می دهد.
- ۳- مقادیر دما روی مسیر ۳ و ۴، با دور شدن از نقطه میانی در هر دو سمت چپ و راست، افزایش مجددی می یابد. این امر به دلیل برخورد با دو بال پروانه ای شکل غده تیروئید است، که سطوح تبادل حرارتی بیشتری نسبت به میانه غده دارد.
- ۴- اختلاف مقادیر دما میان دو مسیر ۳ و ۴ در حضور تومور، بیشتر است که این امر ناشی از افزایش متابولیسم سلولی تومور می باشد.
- ۵- در دو انتهای تمام مسیرها، به دلیل وجود رگ های خونی با دمای ثابت و مشخص، مقادیر دما به بیشینه مقدار ممکن می رسد.

مقایسه شکل های ۵-الف و ۵-ب، نشان دهنده افزایش وسعت ناحیه با دمای بیشتر روی سطح پوست است. در هر دو شکل، دو ناحیه با حاشیه های نامنظم دیده می شود. این دو ناحیه، دمای بیشتری از ناحیه مرجع دارند. ناحیه مرجع، ناحیه ای به اندازه کافی دور از غده تیروئید انتخاب شده است و دمای آن، تحت تأثیر متابولیسم غده تیروئید نیست. دمای ناحیه با مساحت بزرگتر، تقریباً ۱،۰۳۸ برابر و دمای ناحیه کوچکتر، تقریباً ۱،۰۲۶ برابر دمای نقطه مرجع است. همان طور که مشاهده می شود، مساحت ناحیه کوچکتر در اثر حضور تومور سرطانی، افزایش یافته است، که به دلیل افزایش خونرسانی و همچنین متابولیسم سلولی در نتیجه اضافه شدن تومور به بافت طبیعی است. برای بررسی دقیق تر تأثیر حضور تومور، ناحیه مستطیل شکلی در نقشه حرارتی مربوط به غده تیروئید با تومور مشخص شده است، که شامل بخشی از غده تیروئید و کل تومور سرطانی است و در سمت راست گردن قرار گرفته است (شکل ۵-ب). برای این ناحیه، رویه سه بعدی دما استخراج شده است (شکل ۶-ب). رویه برای نمونه سالم نیز در همان ناحیه مستطیل شکل نشان داده شده است (شکل ۶-الف). در این رویه های سه بعدی، ناحیه های با دمای بیشتر، ارتفاع بیشتری از سایر ناحیه ها دارند.

رویه های به دست آمده در شکل ۶، با هندسه تیروئید که در قسمت میانی، کمترین حجم و در اطراف، حجم بیشتری دارد، مطابقت دارد. در شکل ۶-الف و ۶-ب، قله های دمایی در سمت راست به طور قابل ملاحظه ای ارتفاع بیشتری از قله سمت چپ، که معادل با بخش میانی تیروئید است، دارند. همچنین افزایش ارتفاع قله سمت چپ نسبت به غده تیروئید سالم، به دلیل وجود توده سلولی سرطانی، قابل ملاحظه است. افزایش مساحت ناحیه های با دمای بیشتر در حالت غده سرطانی نسبت به طبیعی، از مقایسه شکل های ۶-پ و ۶-ت قابل مشاهده است. در شکل ۶-ج، هر دو رویه دمایی برای نمونه سالم و سرطانی هم زمان رسم شده اند. اختلاف میان دو رویه در نقاط مختلف، توانایی روش عکس برداری حرارتی را در تشخیص وجود تومور غده تیروئید نشان می دهد.

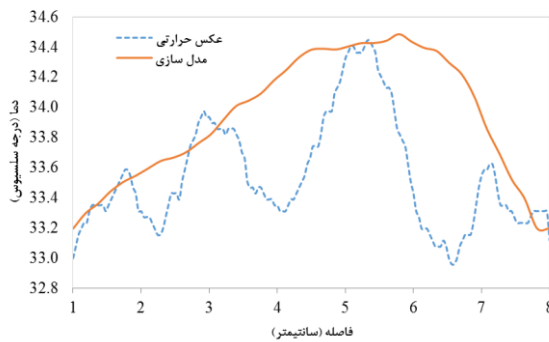
برای کمی کردن مقادیر اختلاف دما برای تشخیص غده تیروئید و تومور، چهار منحنی (مسیر) مختلف روی بافت گردن در نظر گرفته شده، که در شکل ۷ نمایش داده شده است. تغییرات دما روی این مسیرها، در شکل ۸ ارائه شده اند.

توسط دوربین مادون قرمز انجام شده است. برای مقایسه نتایج مدل سازی با نتایج آزمایشگاهی، ابتدا مسیرهای مشابهی، همان گونه که در شکل ۹ نشان داده شده، روی سطح پوست گردن در مدل سازی عددی (شکل ۹-الف) و نمونه آزمایشگاهی (شکل ۹-ب) در نظر گرفته شده است. نمودار دما روی هر دو مسیر، در شکل ۱۰ رسم شده است.



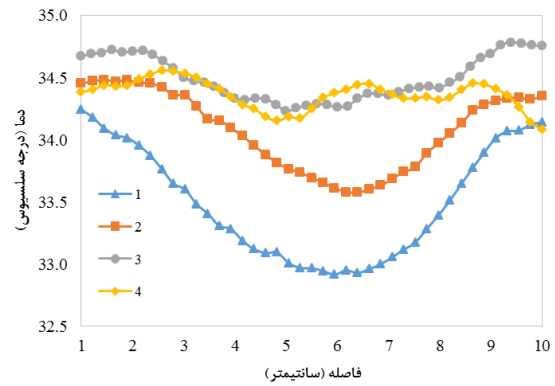
شکل (۹) - مسیر در نظر گرفته شده در جلوی گردن در (الف) مدل سازی، (ب) نمونه آزمایشگاهی

همان طور که در شکل ۱۰ دیده می شود، مقادیر بیشینه دما در مدل سازی و نمونه آزمایشگاهی، تطابق نزدیکی با یکدیگر دارند. از آنجایی که مقادیر بیشینه، مشخص کننده محل قرارگیری غده تیروئید هستند؛ در نتیجه روش ترموگرافی، پتانسیل تشخیص غده سالم را دارد.

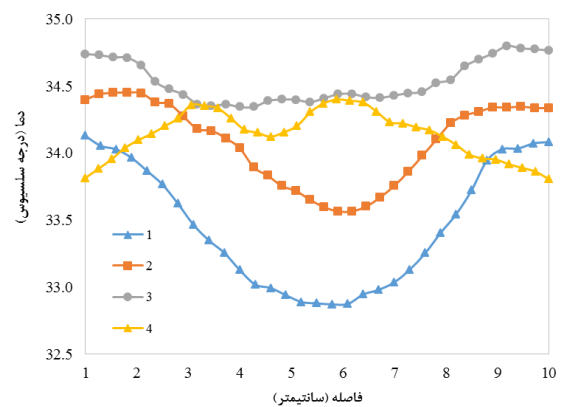


شکل (۱۰) - دمای به دست آمده روی سطح گردن: خط ممتد حاصل از مدل سازی و خط چین: حاصل از عکسبرداری حرارتی نمونه آزمایشگاهی

(الف)



(ب)



شکل (۸) - تغییرات دما روی مسیرهای مختلف، (الف) طبیعی (ب) دارای توده سلولی سرطانی

اختلاف دمای نقطه های معادل روی مسیرها، در نمونه طبیعی و دارای توده سلولی سرطانی، در جدول ۳ گزارش شده است.

جدول (۳) - اختلاف دما میان نقاط معادل روی مسیرهای مختلف

مسیرها	طبیعی (درجه سلسیوس)	دارای سرطان (درجه سلسیوس)
۲و۱	۰/۷۲۸	۰/۷۱۷
۳و۱	۱/۳۲۳	۱/۵۲۸
۴و۳	۰/۵۱۲	۰/۸۹۲

نتایج ارائه شده، نشان دهنده پتانسیل روش ترموگرافی در تشخیص غده تیروئید و همچنین تومورهای آن از روی سطح پوست گردن می باشند. برای بررسی امکان پذیر بودن این نظریه در شرایط عملی، عکس برداری حرارتی از ناحیه گردن یک فرد

روش ترموگرافی، علاوه بر تشخیص غده تیروئید، می‌تواند ناهنجاری‌های هندسی آن را نیز تشخیص دهد.

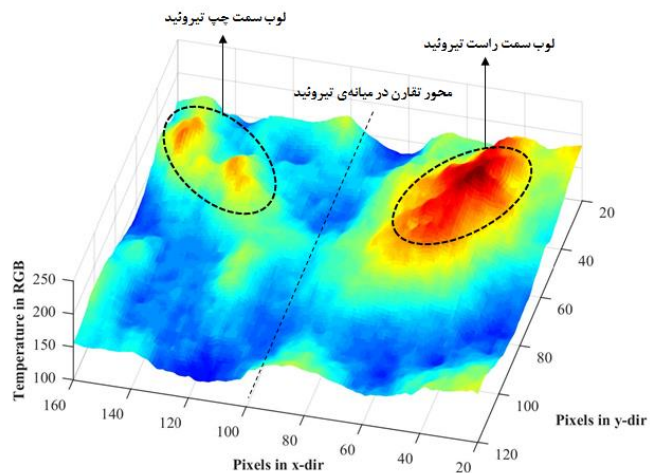
۵- سپاس‌گزاری

از سرکار خانم دکتر زرین تاج کیهانی دوست، آقای دکتر منوچهر نخجوانی و آقای دکتر هاشم شریفیان، از اعضای محترم هیأت علمی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تهران، برای راهنمایی‌های ارزشمند ایشان سپاس‌گزاریم. همچنین از بیمارستان امام خمینی (ره) و بخش رادیولوژی بیمارستان امیرالمعلم تهران، برای اختیار گذاشتن اطلاعات، تشکر می‌کنیم.

۶- مراجع

- [1] American Cancer Society
www.cancerstatisticscenter.cancer.org
- [2] American Cancer Society; www.cancer.org
- [3] Morris, L.G., R.M. Tuttle, and L. Davies, Changing Trends in the Incidence of Thyroid Cancer in the United States. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*, 2016. **142**(7): p. 709-11.
- [4] Rahib, L., et al., Projecting cancer incidence and deaths to 2030: the unexpected burden of thyroid, liver, and pancreas cancers in the United States. *Cancer Res*, 2014. **74**(11): p. 2913-21.
- [5] Rizkalla, J., et al., Computer simulation/practical models for human thyroid thermographic imaging. *Biomedical Science and Engineering*, 2015. **8**: p. 246-256.
- [6] Ring, F., Thermal imaging today and its relevance to diabetes. *Journal of Diabetes Science and Technology* 2010. **4**: p. 857-86.2
- [7] Gavrioloia, G., A.M. Ghemigian, and A.E. Hurduc, Early cancer diagnosis by image processing sensors measuring the conductive or radiative heat. *13th International Conference on Biomedical Engineering*, 2009: p. 427-430.
- [8] Cholewka, A., et al., Does the temperature gradient correlate with the photodynamic diagnosis parameter numerical colour value (NCV)? *Photodiagnosis Photodyn Ther*, 2013. **10**(1): p. 33-8.
- [9] Gonnermann, J., et al., Dry eye symptoms in patients after eyelid reconstruction with full-thickness eyelid defects: using the Tomey TG-1000 thermographer. *Ophthalmic Res*, 2012. **48**(4): p. 192-8.
- [10] Strangi, T., et al., Peripheral vascular hyperactivity in arterial hypertension. 1989. **25**: p. 57-61.
- [11] Tan, J.-H., et al., Infrared thermography on ocular surface temperature: A review. *Infrared Physics & Technology*, 2009. **52**(4): p. 97-108.
- [12] Gautherie, M., Thermobiological assessment of benign and malignant breast diseases. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 1983. **147**(8): p. 861-869.

در شکل ۱۱، عکس حرارتی به‌دست‌آمده از نمونه آزمایشگاهی روی سطح پوست گردن به رویه سه‌بعدی تبدیل شده است. با توجه به نواحی با دمای بالای مشخص شده روی شکل، محدوده هندسی غده تیروئید قابل تشخیص است.



شکل (۱۱) - رویه سه‌بعدی دما، الف) مدل‌سازی فرد سالم، ب) عکس حرارتی نمونه آزمایشگاهی سالم، ج) مدل‌سازی فرد سالم، د) عکس حرارتی نمونه آزمایشگاهی سالم

۴- نتیجه‌گیری

هدف از اجرای این پژوهش، بررسی عددی و آزمایشگاهی قابلیت روش عکس‌برداری حرارتی (ترموگرافی) برای تشخیص غده تیروئید در بافت گردن است. هندسه استفاده‌شده در مدل‌سازی، براساس عکس‌های گرفته‌شده با استفاده از مقطع‌نگاری رایانه‌ای (سی‌تی‌اسکن) از گردن یک نمونه سالم و یک نمونه بیمار مبتلا به سرطان تیروئید، ساخته شده است. از مدل‌ها برای تجزیه و تحلیل انتقال حرارت در بافت گردن و به‌دست آوردن نقشه حرارتی (عکس حرارتی) روی سطح گردن، استفاده شده است. نتایج حاصل از مدل‌سازی و عکس‌برداری حرارتی به‌صورت آزمایشگاهی، نشان می‌دهند که: (۱) عکس حرارتی به‌دست‌آمده از مدل‌سازی عددی و گرفته‌شده به‌وسیله دوربین مادون قرمز و در آزمایشگاه در نواحی روی پوست گردن در مجاورت غده تیروئید، دمای بیشتری نسبت به بافت اطراف خود دارند. این امر، نشان‌دهنده پتانسیل این روش برای تشخیص وجود غده تیروئید روی سطح گردن است. (۲) در اثر وجود توده سلولی سرطانی در بافت غده تیروئید و به‌دلیل متابولیسم بیشتر سلول‌های سرطانی نسبت به بافت سالم، اختلاف دمای تیروئید با بافت اطراف بیشتر می‌شود؛ بنابراین

- [19] Ng, E.Y.K. and N.M. Sudharsan, Numerical computation as a tool to aid thermographic interpretation. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 2001. **25**: p. 53-60.
- [20] Yg, L. and J. Liu, Theoretical evaluation of burns to the human respiratory tract due to inhalation of hot gas in the early stage of fires. *Burns*, 2006. **32**: p. 436-46.
- [21] Tungjitkusolmun, S., et al., Three-Dimensional Finite-Element Analyses for Radio-Frequency Hepatic Tumor Ablation. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2002. **49**.
- [22] Deng, Z.S. and J. Liu, Mathematical modeling on temperature mapping over skin surface and its implementation in disease diagnostics. *Computers in Biology and Medicine*, 2004. **34**(6): p. 495-521.
- [23] Niemz, M., *Laser-tissue interactions: fundamentals and applications*. Springer, 2002.
- [24] Jin, C., Z. He, and J. Liu, MRI-based finite element simulation on radiofrequency ablation of thyroid cancer. *Comput Methods Programs Biomed*, 2014. **113**(2): p. 529-38.
- [13] Keyserlingk, J.R., et al., Infrared imaging of breast: Initial reappraisal using high-resolution digital technology in 100 successive cases of stage I and II breast cancer. *The Breast Journal* 1998. **4**: p. 241-251.
- [14] Deng, Z.S. and J. Liu, Enhancement of thermal diagnostics on tumors underneath the skin by induced evaporation. in: *Proc. 27th Annual Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Sanghai, China, 2005.
- [15] Ahdy Helmy, Michael Holdmann, and M. Rizkalla, *Application of Thermography for Non-Invasive Diagnosis of Thyroid Gland Disease*. 2008.
- [16] Alves, M.L. and M.H. Gabarra, Comparison of power Doppler and thermography for the selection of thyroid nodules in which fine-needle aspiration biopsy is indicated. *Radiol Bras*, 2016. **49**(5): p. 311-315.
- [17] HH, P., Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J Appl Physiol.*, 1948. **1**: p. 93-122.
- [18] Xu, X., P. Tikuisis, and G. Giesbercht, A mathematical model for human brain cooling during cold-water near-drowning. *J Appl Physiol.*, 1999. **86**: p. 265-272.