



مدل سازی عددی تشخیص سرطان پستان با تصویربرداری ترموآکوستیک با استفاده از امواج مایکروویو

مجید سلطانی^{1*}، رضا راهپیما²، فرشاد مرادی کشکولی³، عادل علیپور⁴، پویا ترکمان⁵

- 1- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
 - 2- کارشناس ارشد، مهندسی هوافضا، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
 - 3- دانشجوی دکترا، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
 - 4- کارشناس ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
 - 5- کارشناس ارشد، مهندسی برق، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
- * تهران، صندوق پستی 19395-1999، msoltani@kntu.ac.ir

چکیده

عکس برداری ترموآکوستیک با استفاده از امواج مایکروویو یک روش عکس برداری با پتانسیل بالا در تشخیص سرطان پستان در مراحل اولیه است. این روش مزایای تصویربرداری مایکروویو و سونوگرافی را با هم ترکیب می کند. در این روش ساخت تصویر براساس امواج صوتی است که در بافت به علت تابش پالس های مایکروویو بر آن تولید می شود. با توجه به ماهیت چندفیزیکی این پدیده قابلیت و امکان سنجی یک روش شبیه سازی عددی دوبعدی که توانایی حل این پدیده را به صورت یکپارچه و پیوسته دارد، مورد بررسی قرار گرفته است. در این شبیه سازی، یک بافت بیولوژیکی به همراه تومور داخل آن درون یک داکت مربعی (هدایت گر موج) تحت تابش امواج مایکروویو با فرکانس 2.45 GHz به صورت پالسی قرار داده شده است. تغییرات دمای ایجاد شده در بافت بیولوژیکی به علت تابش امواج الکترومغناطیسی و گرادیان فشار ایجاد شده متناظر این تغییرات دما ارزیابی شده است. سپس شبیه سازی ها برای قدرت های متفاوت امواج مایکروویو انجام شده تا میزان مطلوب قدرت امواج برای تولید سیگنال های ترموآکوستیک مورد نیاز عکس برداری تعیین شود. شبیه سازی ها نشان دادند که در اثر جذب امواج توسط بافت سینه و تومور، افزایش دمای جزیی در بافت ایجاد خواهد شد. برای نمونه در نتیجه تاباندن پالس تحریک با قدرت 1000 W به مدت 200 μ s، افزایش دمایی برابر با 0.004743 °C در مرکز تومور ایجاد شده است. این تغییرات دمایی بسیار کوچک در تومور سبب ایجاد اختلاف فشار به میزان 0.02759 kPa در مرز تومور و بافت سینه خواهد شد. این اختلاف فشار موجب تولید امواج صوتی خواهد شد که با استفاده از ردیفی از مبدل ها قابل شناسایی بوده و برای ساخت تصویر استفاده می شود.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 12 اسفند 1396
پذیرش: 08 اردیبهشت 1397
ارائه در سایت: 10 خرداد 1397
کلید واژگان:
عکس برداری ترموآکوستیک
توموگرافی ترموآکوستیک
تومور سینه
تشخیص زودهنگام، مایکروویو

Numerical modeling of breast cancer diagnosis with microwave thermo-acoustic imaging

Madjid Soltani^{1*}, Reza Rahpeima², Farshad Moradi Kashkooli¹, Adel Alipoor¹, Pouya Torkaman³

- 1- Department of Mechanical Engineering, Khaje Nasir Toosi University of Technology, Tehran, Iran
 - 2- Department of Aerospace Engineering, Khaje Nasir Toosi University of Technology, Tehran, Iran.
 - 3- Department of Electrical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.
- * P.O.B. 1999-19395 Tehran, Iran, msoltani@kntu.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 03 March 2018
Accepted 28 April 2018
Available Online 31 May 2018

Keywords:

Thermo-acoustic imaging
Thermo-acoustic tomography
Breast tumor
Early detection, Microwave

ABSTRACT

Microwave-induced thermo-acoustic imaging (TAI) is an imaging technique with a great potential in detecting breast cancer at early stages. This technique combines the advantages of both microwave and ultrasound imaging. In this technique, image construction is based on the acoustic waves which are produced in the tissue due to irradiation of microwave pulses on it. Due to multi-physics nature of this phenomenon, the capability and feasibility of a numerical simulation method which can solve this problem consistently, investigated with performing a two dimensional simulation of TAI. In this simulation, a biological tissue including a tumor is considered in a rectangular duct (waveguide) under irradiation of pulsed 2.45 GHz microwave source. The generated heat in the biological tissue due to electromagnetic waves irradiation and the corresponding pressure gradient in the tissue due to the temperature variations are evaluated. It is then studied for different power levels of microwave sources for identifying required power level for producing thermo-acoustic signals. Simulation results show a minuscule rise in temperature as a result of the absorption of pulsed microwave energy, for example, 0.004743°C temperature increment in the center of the tumor, due to excitation pulse of 1000 W, 200 μ s. This small temperature variation in tumor, produce several kPa of pressure variations, 0.02759 kPa pressure difference at the interface of tumor and breast tissue. This pressure variation will produce acoustic signals, which can be detected with array of transducers and used for construction of image.

1- مقدمه

سرطان سینه دومین سرطان شایع در جهان پس از سرطان ریه است [1]. داده های آماری نشان از بیشتر بودن میزان ابتلا به این نوع سرطان در میان زنان نسبت به مردان دارد. تنها یک درصد از مبتلایان به سرطان سینه مرد بوده و مابقی را بانوان تشکیل می دهند [2]. به طور کلی سرطان سینه به عنوان شایع ترین نوع سرطان در میان زنان حتی شایع تر از سرطان دستگاه گوارش شناخته شده است [1]. اگرچه تفاوت های بسیاری، دست کم بین زن های ایجاد کننده سرطان سینه بین زنان و مردان وجود دارد (موجب تجویز پروتکل های مختلف درمانی توسط پزشکان برای هر دسته می شود) [3]. هر دو دسته دارای علایم تشخیصی تقریباً یکسانی است [4].

ماموگرافی با اشعه ایکس یک راه برای تشخیص این سرطان در مراحل اولیه است. در دستگاه ماموگرافی اشعه ایکس معمولی، سینه های بیمار توسط یک پلت فرم بین منابع تابش اشعه ایکس قرار می گیرد. به این ترتیب یک تصویرگر اشعه ایکس قادر به عکس برداری از سینه بیمار خواهد بود [5]. اما این روش در تشخیص زود هنگام سرطان سینه ناکارآمد است؛ زیرا در ماموگرافی اشعه ایکس، شناسایی بافت های سرطانی به شدت بستگی به تفاوت تراکم بافت سرطانی نسبت به بافت سالم دارد و چنین تفاوت تراکمی در مراحل اولیه ایجاد سرطان توسط این روش عکس برداری قابل شناسایی نیست؛ بنابراین این روش برای تشخیص و دنبال کردن مراحل تدریجی رشد و گسترش سرطان قابل استفاده نیست [6].

یک راه دیگر استفاده از روش عکس برداری فراصوت است. در سال 1990 ادلر و همکاران از شیوه عکس برداری فراصوت داپلر برای مطالعه و بررسی سرطان سینه استفاده کردند [7]. ناهنجاری ها، توده ها، شکل و مرز توده و بسیاری از ویژگی های دیگر سرطان سینه با استفاده از این روش قابل مشاهده است [8]. اگرچه عکس برداری فراصوت تفکیک فضایی بالایی را ارائه داده و دنبال کردن رگ زایی تومور در این شیوه امکان پذیر است [9]، اما کنتراست تصویر در این روش پایین است. دلیل پایین بودن کنتراست تصویر این است که بافت سرطانی و سالم هر دو جزو بافت های نرم محسوب شده و واکنش های آکوستیکی تقریباً یکسانی نشان می دهند [10].

به تازگی عکس برداری مایکروویو به عنوان یک راه دیگر برای ردیابی سرطان توانسته است به نتایج مطلوبی در تشخیص سرطان چه در بیماران مرد و چه زن دست یابد [11]. در سال 2007 مینی و همکاران یک سیستم توموگرافی مایکروویو را برای عکس برداری های آزمایشگاهی از سینه ساخته و توسعه دادند [12]. به طور منطقی عکس برداری مایکروویو مبتنی بر برهم کنش های براساس چگالی است به صورتی که برهم کنش های مبتنی بر خواص دی الکتریک ماده برای تشخیص سرطان سینه در مراحل اولیه مورد استفاده قرار می گیرند. به این ترتیب خواص دی الکتریک بافت نظیر، هدایت الکتریکی و گذردهی نسبی در این شیوه عکس برداری مؤثر خواهند بود [12، 13]. این شیوه عکس برداری عکس هایی را رزولوشن فضایی پایینی را فراهم می آورد و علت این امر نامطلوب به طول موج بلند امواج مایکروویو مربوط می شود [12].

با اصلاح نقص هایی که در شیوه عکس برداری مایکروویو به تنهایی وجود دارد، شیوه دیگری از عکس برداری به نام عکس برداری ترموآکوستیک ناشی از امواج مایکروویو¹ مطرح می شود که مزایای برانگیزش مایکروویو و عکس برداری فراصوت را با هم دارد [13]. در دو دهه گذشته این شیوه عکس برداری توجه زیادی را به خود جلب کرده و بسیاری از محققان در حال

بررسی جنبه های مختلف این تکنیک هستند. در سال 2007 گوو و همکاران یک سیستم عکس برداری ترموآکوستیک ناشی از امواج مایکروویو چند فرکانسی را برای تشخیص سرطان سینه در مراحل اولیه طراحی کرد [10]. در سال 2008 نیه و همکاران یک سیستم عکس برداری ترموآکوستیک با فرکانس 1.2 گیگاهرتز را توسعه داده و قابلیت شناسایی وجود جسم خارجی در بافت را با استفاده از روش عکس برداری ترموآکوستیک ناشی از امواج مایکروویو اثبات کرد [14]. در سال 2009 گانگ و همکاران از ژنراتور مایکروویو 2.45 گیگاهرتز با انرژی پالس 2.5 میلی ژول و مدت زمان 0.5 میکروثانیه استفاده کرد [15]. زیه و همکاران [16] و همچنین وانگ و همکاران [17] شبیه سازی هایی را با استفاده از روش تفاضل محدود در حوزه زمان² به انجام رساندند که پدیده عکس برداری ترموآکوستیک با امواج مایکروویو را در دو مرحله شبیه سازی می کرد. در گام نخست میزان نرخ ویژه جذب³ با استفاده از شبیه سازی میدان الکترومغناطیس تعیین می شد. در گام دوم، شبیه سازی موج آکوستیک با استفاده از توزیع نرخ ویژه جذب به دست آمده در گام پیشین به انجام می رسید که به عنوان منبع تولید فشار آکوستیک در نظر گرفته می شود. در سال 2013 سانگ و همکاران یک شیوه شبیه سازی ترکیبی را که از تلفیق دو روش ادغام محدود در حوزه زمان⁴ و شبه طیفی در حوزه زمان⁵ استفاده می کرد و روشی سریع و کارآمدی بود را مورد بررسی و توسعه قرار دادند. آن ها علاوه بر این با به کارگیری بافت طبیعی سینه، شیوه عکس برداری ترموآکوستیک را به صورت آزمایشگاهی نیز مورد بررسی قرار دادند. آن ها امکان پذیری و اثربخشی هر دو شیوه شبیه سازی عددی و نتایج آزمایشگاهی را نشان دادند [18]. در سال 2015 جورج و همکاران امکان سنجی استفاده از منبع مایکروویو کم قدرت و کم هزینه را برای ایجاد تغییرات فشار با تغییرات دمای پایین با استفاده از شبیه سازی عددی پدیده عکس برداری ترموآکوستیک در نرم افزار کامسول مورد بررسی قرار دادند [19]. در سال 2017 ژو و همکاران یک کاربرد جدید توموگرافی ترموآکوستیک را برای مفاصل و استخوان های انسانی مورد بررسی قرار دادند. آن ها با استفاده از اسکتر توموگرافی ترموآکوستیک استخوان ها و مفاصل بر یک داوطلب، امکان سنجی این شیوه عکس برداری را مورد بررسی قرار دادند [20]. در سال 2017 دینگ و همکاران یک سیستم عکس برداری دوگانه ترموآکوستیک و فراصوت ناشی از امواج مایکروویو را طراحی کردند. در سیستم آن ها مبدل پیزوالکتریک مورد استفاده قرار گرفته برای تشخیص سیگنال های ترموآکوستیک، یک پرتو فراصوت جهت دار نیز ساطع می کرد [21]. در سال 2017 سویی⁶ و همکاران یک بررسی مروری جامع در مورد تصویربرداری ترموآکوستیک با استفاده از امواج مایکروویو را به انجام رساندند. آن ها کارهای انجام شده در زمینه توسعه این تکنیک، منبع تحریک آن و کاربردهای پزشکی آن را مورد بررسی قرار دادند [22]. در سال 2017 الماس⁷ و همکاران تصویربرداری ترموآکوستیک از پستان و مغز را در مقیاس دو بعدی مورد بررسی تحلیلی قرار دادند. آن ها معادله موج را با استفاده از مدل بافت لایه ای متشکل از لایه های حلقوی مرکزی بر یک مقطع استوانه ای بررسی کردند [23]. در سال 2018 الیروته⁸ و همکاران امکان سنجی توموگرافی ترموآکوستیک با استفاده از امواج مایکروویو را به عنوان یک روش تصویربرداری ایمن و مقرون به صرفه برای عروق زیر جلدی مورد بررسی و

² Finite difference time-domain (FDTD)³ Specific Absorption Rate (SAR)⁴ Finite Integration Time-Domain (FITD)⁵ Pseudo-Spectral Time-Domain (PSTD)⁶ Cui⁷ Elmas⁸ Aliroteh¹ Microwave-induced thermoacoustic imaging (MITAI)

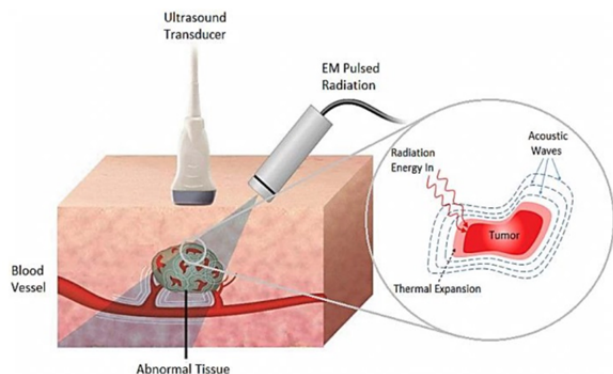


Fig. 1 Schematic view of the thermo-acoustic imaging phenomenon.

شکل 1 نمای شماتیک پدیده عکس برداری ترموآکوستیک

2-2- معادلات حاکم و مدل ریاضی

پدیده عکس برداری ترموآکوستیک از دو مرحله تشکیل می شود: نخست مرحله جذب امواج مایکروویو توسط بافت و سپس مرحله ایجاد موج صوتی [25].

نرخ جذب ویژه میزان متوسط زمانی نرخ انرژی جذب شده در واحد جرم بافت است، زمانی که بافت تحت تابش امواج مایکروویو قرار می گیرد [26]. واحد آن وات بر کیلوگرم بوده و به صورت رابطه (1) تعریف می شود [26,25].

$$SAR(\vec{r}, t) = \frac{\sigma(\vec{r}) |\vec{E}(\vec{r})|^2}{2\rho(\vec{r})} I(t) \quad (1)$$

در این رابطه، $\sigma(\vec{r})$ ، $|E|$ ، ρ ، $I(t)$ و r به ترتیب بیانگر میزان رسانایی بافت بیولوژیک، شدت میدان الکتریکی، چگالی بافت، قدرت لحظه ای سیگنال تابشی، زمان و موقعیت فضایی قرارگیری بافت جذب کننده است.

موج صوتی تولید شده در نتیجه انبساط ترمو-الاستیک ایجاد شده به دلیل تولید گرما در بافت که توسط رابطه نرخ جذب ویژه شرح داده شد، توسط روابط (2,3) مدل می شود [28,27,13].

$$\rho \frac{\partial}{\partial t} u(r, t) = -\nabla p(r, t) \quad (2)$$

$$\nabla \cdot u(r, t) = -\frac{1}{\rho c^2} \frac{\partial}{\partial t} p(r, t) + \alpha p(r, t) + \beta \frac{\partial}{\partial t} T(r, t) \quad (3)$$

در روابط بالا، $u(r, t)$ ، $p(r, t)$ ، $T(r, t)$ ، α و β به ترتیب بیانگر بردار سرعت صوتی، میدان فشار صوتی، دما، چگالی، ضریب تضعیف و ضریب انبساط حرارتی است.

از آنجایی که زمان مورد نیاز برای انتشار حرارتی بسیار بیشتر از مدت زمان یک پالس امواج مایکروویو است، انتشار حرارتی ناچیز در نظر گرفته شده [25] و معادله حرارتی به صورت رابطه (4) بیان می شود.

$$c_p \frac{\partial}{\partial t} T(r, t) = SAR(r, t) \quad (4)$$

در رابطه بالا، c_p گرمای ویژه است. با جای گذاری رابطه (4) در رابطه (3) می توان به رابطه (5) دست یافت.

$$\nabla \cdot u(r, t) = -\frac{1}{\rho c^2} \frac{\partial}{\partial t} p(r, t) + \alpha p(r, t) + \frac{\beta}{c_p} SAR(r, t) \quad (5)$$

بنابراین با حل رابطه (5) گرادین فشار به دست می آید. این گرادین فشار منجر به تولید موج آکوستیک خواهد شد.

2-3- شرح مدل هندسی و شرایط مرزی

ابتدا میدان الکترومغناطیسی شبیه سازی شده و افزایش دما در بافت و تومور به دست می آید که در اثر جذب این امواج الکترومغناطیسی ایجاد می شود.

ارزیابی قرار دادند [24].

با توجه به پیشینه کارهای بیان شده در قسمت بالا و با توجه به چند فیزیکی بودن پدیده عکس برداری ترموآکوستیک، شبیه سازی های عددی که بتواند کل مسأله عکس برداری ترموآکوستیک را به صورت پیوسته و یکپارچه حل کند، بسیار محدود است. در این شبیه سازی ها برخلاف شبیه سازی های دیگر انجام شده در این زمینه تمام پروسه این شیوه عکس برداری به طور پیوسته و توسط یک نرم افزار شبیه سازی شده است. این به سهولت شبیه سازی منجر شده و همچنین زمان و تلاش لازم برای شبیه سازی نمونه های مختلف را کاهش داده است. شبیه سازی های انجام شده در این مقاله می تواند تمام فیزیک های مربوط به عکس برداری ترموآکوستیک را به طور کامل به تصویر بکشد و برای برآورد مقدار تولید فشار به عنوان یک نتیجه در این نوع عکس برداری مورد استفاده قرار گیرد. هدف از انجام این شبیه سازی ها تعیین سطح قدرت مورد نیاز برای تحریک بافت برای به دست آوردن چندین کیلو پاسکال تغییرات فشار آکوستیک است. این تغییر فشار آکوستیک باید به اندازه کافی بزرگ بوده تا برای ساخت یک تصویر مؤثر از بافت توسط مبدل ها قابل دریافت و شناسایی باشد. به منظور دستیابی به این هدف تغییرات دما به دلیل جذب پالس مایکروویو و تغییر فشار آکوستیکی ایجاد شده به واسطه این تغییرات دما به صورت دو بعدی مورد بررسی و حل عددی قرار گرفته است. با توجه به ماهیت چند فیزیکی بودن پدیده، نخست گرم شدن الکترومغناطیسی و انبساط حرارتی بافت بیولوژیکی شبیه سازی شده و سپس در گام بعدی میدان تغییرات فشار ایجاد شده در بافت منتج از این گرمایش الکترومغناطیسی مورد بررسی قرار گرفته است.

2- مواد و روش ها

این بخش به پنج قسمت مختلف تقسیم شده است. ابتدا پروسه عکس برداری ترموآکوستیک ناشی از امواج مایکروویو شرح داده شده و سپس در زیر بخش بعدی معادلات حاکم بر پدیده یاد شده است که در واقع پدیده ترموآکوستیک را با استفاده از مدل های ریاضی توضیح می دهد. در زیر بخش های بعدی مراحل مختلف شبیه سازی به تفصیل بیان خواهد شد.

2-1- پروسه عکس برداری ترموآکوستیک ناشی از امواج مایکروویو

در این روش عکس برداری بافت سالم و سرطانی تحت تابش یک پالس کوتاه مدت امواج مایکروویو قرار می گیرند. امواج مایکروویو که دارای طول موج به نسبت بلندی است (2.45 سانتی متر برای امواج با فرکانس 2.45 گیگاهرتز)، بافت سینه را به صورت همگن تحت تابش قرار می دهند [13]. دمای بافت سینه با جذب این امواج مایکروویو افزایش یافته و در نتیجه این افزایش دما بافت دچار انبساط جزئی خواهد شد. در نتیجه شار حرارتی ایجاد شده در بافت به دلیل جذب این امواج مایکروویو سبب ایجاد یک اختلاف فشار در محیط میکروسکوپی بافت سینه خواهد شد (شکل 1). این امواج فشاری ترمو-الاستیک ایجاد شده در بافت در محیط اطراف بافت و در تمام جهات انتشار می یابند. سیگنال های ترموآکوستیک ایجاد شده در نتیجه این انبساط ترموآکوستیک با استفاده از باند وسیعی از مبدل های فراصوت قابل دریافت و شناسایی است [13]. مقدار جذب این امواج مایکروویو به صورت عمده به خواص دی الکتریک بافت بستگی داشته که بین بافت سرطانی و سالم بسیار متفاوت است [16]؛ بنابراین میزان اختلاف فشار ایجاد شده در بافت سرطانی با بافت سالم بسیار متفاوت است.

مورد نظر بر تومور برای این شبیه سازی ها مورد بررسی قرار گرفته است. تعداد شبکه ای که افزایش بیشتر این تعداد بر میزان تغییرات دما تأثیر قابل توجهی نمی گذارد به عنوان تعداد شبکه بهینه انتخاب شده و در ادامه شبیه سازی ها از این نوع شبکه بندی استفاده می شود. این مطالعه شبکه برای پالس ورودی

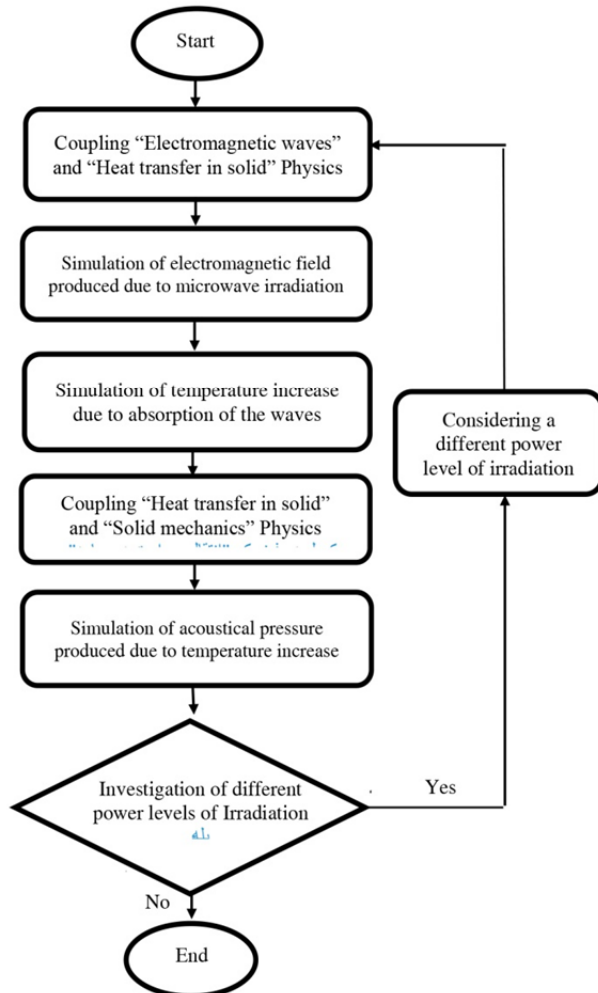


Fig. 2 Flowchart of thermoacoustic imaging simulation process

شکل 2 فلوچارت روند شبیه سازی عکس برداری ترموآکوستیک

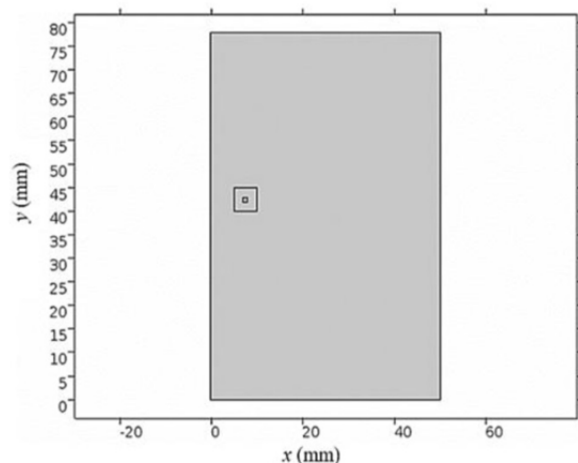


Fig. 3 Breast tissue and tumor inside of a waveguide

پس از آن فشار صوتی که در بافت به دلیل این افزایش دما تولید می شود، به صورت عددی به دست می آید. شبیه سازی های انجام شده با استفاده از نرم افزار کامسول انجام شده است. در این نرم افزار با کوپل کردن دو فیزیک «امواج الکترومغناطیسی» و «انتقال حرارت در جامد» در مرحله نخست، میدان الکترومغناطیسی شبیه سازی شده و در نتیجه آن افزایش دمای ایجاد شده در بافت و تومور با جذب این میدان الکترومغناطیسی به دست آمده است. سپس در مرحله بعد با کوپل کردن دو فیزیک «انتقال حرارت در جامد» و «مکانیک جامدات» فشار آکوستیکی ایجاد شده در بافت به دلیل این افزایش دما مورد بررسی عددی قرار گرفته است. برای درک بهتر فیزیک مسئله و مراحل مختلف شبیه سازی در شکل 2 مراحل مختلف شبیه سازی در قالب یک فلوچارت شرح داده شده است.

یک هدایت گر موج اجاق مایکروویو¹ برای این شبیه سازی ها در نظر گرفته شده است. به طوری که ابعاد هندسه مورد نظر برای هدایت گر موج برابر با 50×78 میلی متر مربع در نظر گرفته شده است [27]. این هدایت گر موج در فرکانس 2.45 گیگاهرتز و مد الکتریکی عرضی 10² برای یک هدایت گر موج مستطیلی مد غالب، این مد است کار می کند. همان طور که در شکل 3 نشان داده شده است، بافت سینه در داخل هدایت گر موج قرار داده شده و همچنین تومور در داخل این بافت در نظر گرفته شده است. در این شبیه سازی ها، تفاوت خواص مواد (بین بافت سالم و تومور) مد نظر قرار گرفته است، به طوری که برای رسیدن به پاسخ سریع تر محاسبات، شکل نمونه واقعی برای ساخت هندسه دو بعدی در نظر گرفته نشده و ابعاد هندسه بافت سینه و تومور به ترتیب، 5×5 و 1×1 میلی متر مربع در نظر گرفته شده است.

در مورد شرایط مرزی اعمال شده، دیواره های بالایی و پایینی هدایت گر موج از جنس مس و هادی کامل الکتریکی در نظر گرفته شده اند. مرزهای سمت راست و چپ به ترتیب پورت های ورودی و خروجی امواج مایکروویو در نظر گرفته شده اند. پورت ورودی که همان منبع برانگیزش امواج مایکروویو است به صورت یک تابع زمانی به فرم پله تعریف شده است که یک پالس موج به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات تولید می کند (شکل 4). برای تجزیه و تحلیل نتایج شبیه سازی سه نقطه در نظر گرفته شده است. یکی از آن ها بر بافت سینه و در فاصله 0.1 میلی متری از مرز بین بافت سینه و تومور قرار دارد. یکی دیگر در تومور و در همان فاصله از مرز و نقطه آخر بر مرز بافت و تومور در نظر گرفته شده اند که در شکل 5 نشان داده شده است. در شبیه سازی های انجام شده میزان افزایش دما و همچنین اختلاف فشار به وجود آمده در اثر انبساط حرارتی در این نقاط در نظر گرفته شده، برای قدرت های متفاوت تابشی (1، 6، 12، 18 و 24 کیلووات) پس از مدت زمان 10 میکروثانیه مورد بررسی قرار گرفته است.

خواص دی الکتریک و پارامترهای حرارتی و صوتی بافت سینه و تومور به ترتیب در جدول های 1 و 2 نشان داده شده است. در جدول 2 Y_M ، C_p ، ρ و K ، ν و β به ترتیب، چگالی، گرمای ویژه، مدول یانگ، ضریب هدایت حرارتی، نسبت پواسون و ضریب انبساط حرارتی است.

4-2- تولید شبکه محاسباتی

هندسه در نظر گرفته شده با مش بندی های مختلف در این بخش برای یافتن تعداد شبکه بهینه شبکه بندی شده و میزان اختلاف دمای ایجاد شده در نقطه

¹ Microwave Oven Waveguide (MOW)

² Transverse Electric (TE10)

به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات انجام شده و نتایج به دست آمده در شکل 6 نشان داده شده است. در انتها شبکه بهینه اعمال شده در شکل 7 نشان داده شده است.

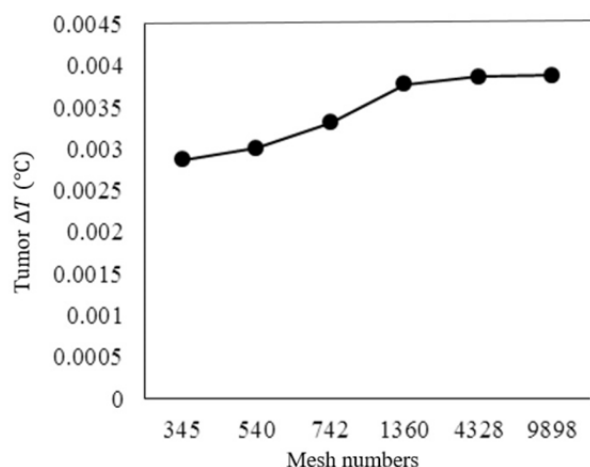


Fig. 6 Grid independency of the study based on 200µs pulse with 1000 W power

شکل 6 نمودار استقلال از شبکه برای پالس موج به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات

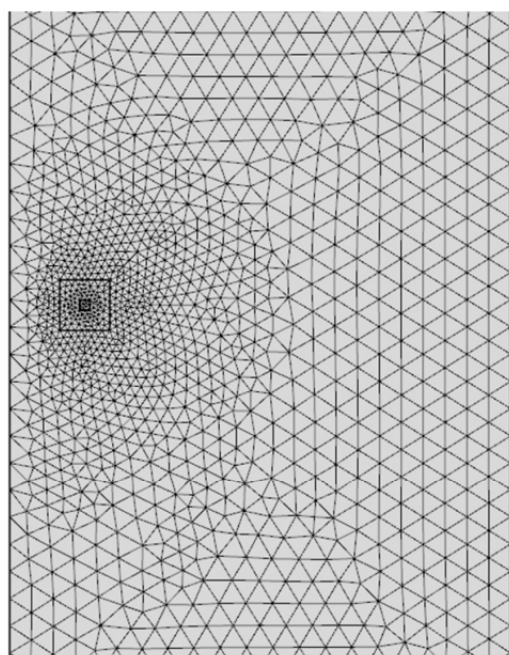


Fig. 7 Optimum grid generation considered

شکل 7 شبکه بهینه اعمال شده در شبیه سازی ها

2-5- صحت سنجی نتایج حل عددی

برای اعتبارسنجی نتایج به دست آمده میزان افزایش دما در نقطه در نظر گرفته شده بر تومور با نتایج کار جورج¹ و همکاران [19] مورد مقایسه قرار گرفته است. برای این منظور هنده در نظر گرفته شده توسط جورج و همکاران شبیه سازی شده است. آن ها با تاباندن امواج مایکروویو به مدت 200 میکروثانیه و با قدرت های مختلف سعی در مطالعه میزان افزایش دمای بافت پستان داشتند. برای این منظور شبیه سازی هایی با قدرت های مختلف ورودی

شکل 3 بافت سینه و تومور در درون هدایت گر موج

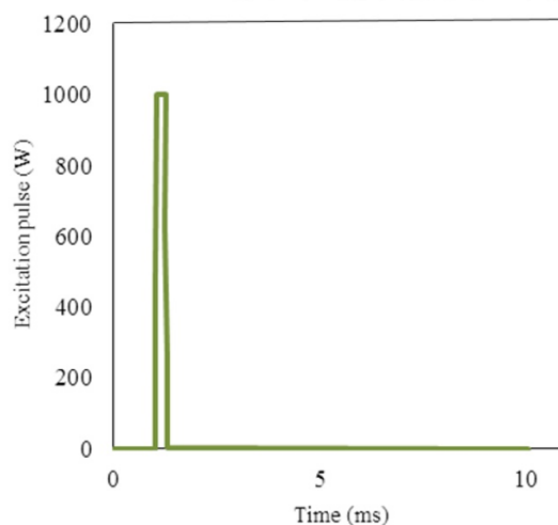


Fig. 4 Step function of time considered to define a pulse of 200 µs with a power of 1000 W

شکل 4 تابع زمانی پله در نظر گرفته شده برای تعریف پالس موج به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات

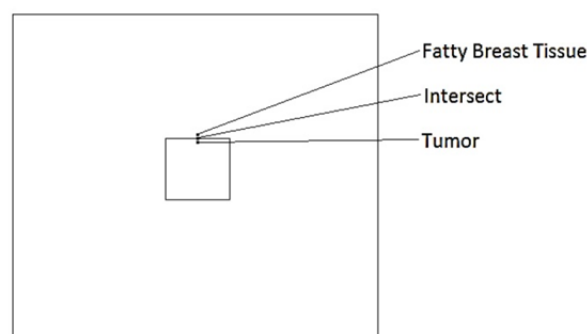


Fig. 5 Considered points for studying the temperature and pressure variations produced

شکل 5 نقاط در نظر گرفته شده برای بررسی اختلاف دما و فشار ایجاد شده

جدول 1 خواص دی الکتریک بافت سینه زنان [16]

Table 1 Dielectric properties of female's breast tissue [16]

نوع بافت	گذردهی نسبی	نفوذپذیری نسبی	هدایت الکتریکی (S/m)
نرمال	9	1	0.4
تومور	50	1	4

جدول 2 پارامترهای حرارتی و صوتی بافت سینه و تومور [16, 29-32]

Table 2 Acoustic and thermal parameter of tissues [16, 29-32]

نوع بافت	β (1/K)	ν	K (W/m·K)	YM (Pa)	C_p (J/kg·K)	ρ (kg/m ³)
نرمال	0.03	0.49	0.217	20000	3550	1020
تومور	0.03	0.2	0.545	9000	3510	1041

¹ George

اختلاف	نتایج مطالعه حاضر	نتایج جورج و همکاران	(W)	
3.33	0.00155	0.0015	700	1
2.68	0.01557	0.016	7000	2
9.98	0.07149	0.065	25000	3

همان‌طور که در شکل 11 نشان داده شده است در نقطه در نظر گرفته شده بر تومور، در نتیجه دریافت مقدار انرژی بیشتر (به دلیل خواص دی‌الکتریک بالاتر)، میزان افزایش دمایی بیشتر از نقاط دیگر در نظر گرفته شده است. در حقیقت افزایش دما در نقطه در نظر گرفته شده بر تومور، بیشتر از نقطه در نظر گرفته شده بر مرز بین بافت سینه و تومور بوده و همچنین میزان این افزایش دمایی در نقطه روی مرز بین بافت سینه و تومور بیشتر از نقطه در نظر گرفته شده روی بافت سینه است.

اختلاف دمای ایجاد شده در نقاط در نظر گرفته شده (اختلاف بین دماهای پیش از تابش موج مایکروویو و 10 میلی‌ثانیه بعد از تابش آن)، برای قدرتهای مختلف پالس ورودی در جدول 4 ارائه شده است.

همان‌طور که در این جدول نشان داده شده است، به عنوان مثال، برای حالت پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات، میزان

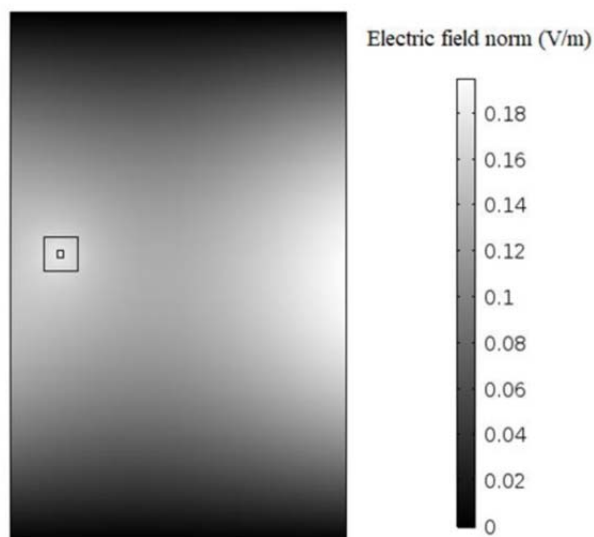
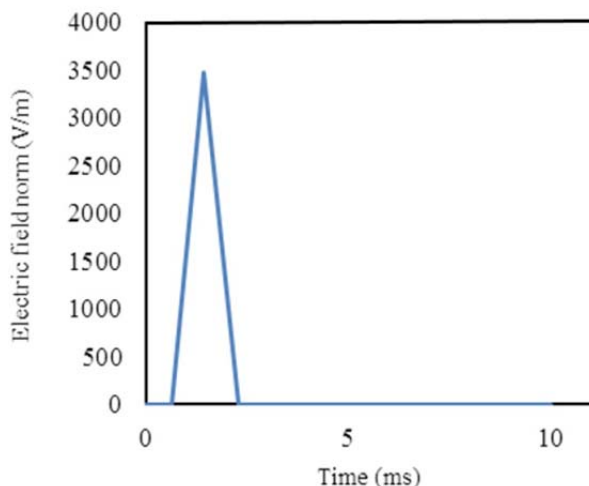


Fig. 8 Electric field distribution produced as a result of pulsed radiation with 1000 W power

شکل 8 توزیع میدان الکتریکی تشکیل شده در نتیجه تابش پالس به قدرت 1000 وات



700، 7000 و 25000 وات مطابق با شبیه‌سازی‌های آن‌ها انجام شده و نتایج به دست آمده با نتایج تحقیق آن‌ها مقایسه شده است. نتایج به دست آمده از شبیه‌سازی‌ها، نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های جورج و همکاران و میزان درصد اختلاف بین این نتایج در جدول 3 نشان داده شده است.

همان‌طور که در جدول 3 بیان شده است اختلاف قابل قبولی برای صحت نتایج بین نتایج به دست آمده از شبیه‌سازی عددی حاضر و نتایج کارهای جورج و همکاران وجود دارد.

3- نتایج و بحث و بررسی

در این بخش نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها به تفصیل بیان خواهد شد. بزرگی میدان الکتریکی تشکیل شده در هدایت‌گر موج برای قدرت ورودی 1000 وات در شکل 8 نشان داده شده است.

همان‌طور که در شکل 8 مشاهده می‌شود، امواج الکترومغناطیسی از مرز سمت راست تابیده شده و از مرز سمت چپ خارج می‌شوند. میدان الکتریکی در نزدیکی دیواره‌های بالایی و پایینی برابر با صفر است، به این دلیل که دیواره‌ها هادی کامل الکتریکی در نظر گرفته شده‌اند. همچنین تغییرات بزرگی میدان الکتریکی برحسب زمان در شکل 9 نشان داده شده است.

همان‌طور که در شکل 9 مشاهده می‌شود در نتیجه تابش پالسی امواج مایکروویو یک میدان الکتریکی به صورت موقت در هندسه شکل خواهد گرفت. این میدان الکتریکی پس از قطع منبع تابشی از بین خواهد رفت؛ بنابراین بزرگی میدان الکتریکی در ابتدا با تابش امواج مایکروویو افزایش یافته و پس از آن با قطع منبع تابشی کاهش می‌یابد تا به صفر برسد (در واقع بزرگی میدان الکتریکی ایجاد شده در داخل هندسه یک مقدار ماکزیمم دارد). در این شکل نشان داده شده که با پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات، ماکزیمم مقدار بزرگی میدان الکتریکی تشکیل شده در داخل هدایت‌گر موج برابر با 3500 V/m است.

هر دو بافت سالم و تومور این امواج الکترومغناطیسی را جذب کرده و در نتیجه آن دمای آن‌ها افزایش می‌یابد. توزیع دمای ایجاد شده در بافت سینه و تومور پس از گذشت 10 میلی‌ثانیه در اثر تابش پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات در شکل 10 نشان داده شده است.

همان‌طور که در شکل 10 مشاهده می‌شود، با توجه به جذب انرژی مایکروویو، دما در هر دو بافت افزایش یافته است. بیشترین میزان این افزایش دما در مرکز تومور و به میزان 0.004743 درجه سانتی‌گراد است (برای پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات). به دلیل خواص دی‌الکتریک بالاتر تومور (هدایت الکتریکی 4 و گذردهی نسبی 50) نسبت به خواص دی‌الکتریک بافت سینه (هدایت الکتریکی 0.4 و گذردهی نسبی 9)، میزان افزایش دما در تومور نسبت به بافت سینه بیشتر است.

در شکل 11 تغییرات دما نسبت به زمان برای نقاط در نظر گرفته شده (روی تومور، روی بافت و در مرز این دو) در نتیجه پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل نیز مشاهده می‌شود، میزان افزایش دما در نقطه روی تومور بیشتر از نقاط دیگر که این به دلیل خواص دی‌الکتریک بالاتر تومور است.

جدول 3 مقایسه بین افزایش دمای به دست آمده در نقطه در نظر گرفته شده بر تومور در شبیه‌سازی‌های عددی مطالعه حاضر با کارهای جورج و همکاران [19]

Table 3 Comparison between temperature difference at tumor obtained in current study and George et al. [19] results

قدرت	اختلاف دما (°C)	درصد
------	-----------------	------

صوتی ایجاد شده تشخیص داده شده و می توانند برای تشخیص سرطان سینه در مراحل اولیه آن مورد استفاده قرار گیرند.

اختلاف فشار ایجاد شده در مرز بین تومور و بافت سینه برای قدرت های مختلف پالس ورودی در جدول 5 نشان داده شده است.

همان طور که در جدول 5 نشان داده شده است، به عنوان مثال پالس ورودی به قدرت 1000 وات اختلاف فشاری برابر با 0.02759 کیلوپاسکال در مرز تومور و بافت سینه ایجاد کند.

همان طور که در جدول های 4 و 5 نشان داده شده است با افزایش میزان قدرت پالس ورودی افزایش دمای ایجاد شده بیشتر خواهد بود و در نتیجه آن میزان اختلاف فشار ایجاد شده در مرز تومور و بافت نیز بیشتر خواهد شد. این به آن دلیل است که با افزایش قدرت پالس ورودی بزرگی میدان الکترومغناطیس ایجاد شده بیشتر خواهد بود. این امر باعث افزایش میزان دریافت انرژی توسط بافت سینه و تومور می شود. این بافت ها با جذب انرژی بیشتر، افزایش دمای بیشتری را تجربه خواهند کرد که منجر به افزایش میزان انبساط حرارتی در آن ها و در نتیجه افزایش اختلاف فشار ایجاد شده در مرز بافت سینه و تومور می شود؛ بنابراین هر چه میزان قدرت پالس

جدول 4 اختلاف دمای ایجاد شده در نقاط در نظر گرفته شده برای قدرت های

مختلف پالس ورودی

Table 4 Temperature difference at considered points for different power levels of excitation

اختلاف دما در نقطه در نظر گرفته شده روی سینه (°C)	اختلاف دما در نقطه در نظر گرفته شده در مرز بین تومور و سینه (°C)	اختلاف دما در نقطه در نظر گرفته شده روی تومور (°C)	قدرت (W)	
0.00141	0.00199	0.00387	1000	1
0.00848	0.01195	0.02321	6000	2
0.01302	0.01835	0.03582	12000	3
0.01935	0.02752	0.05374	18000	4
0.02592	0.03649	0.07126	24000	5

جدول 5 اختلاف فشار ایجاد شده در مرز بافت و تومور برای قدرت های مختلف پالس

ورودی

Table 5 Pressure difference produced at the interface for different power levels of excitation

اختلاف فشار (kPa)	قدرت (W)	
0.02759	1000	1
0.16555	6000	2
0.25391	12000	3
0.38085	18000	4
0.50501	24000	5

Fig. 9 Electric field amplitude in time for 1000 W 200 μ s excitation pulse

شکل 9 بزرگی میدان الکتریکی برحسب زمان برای پالس ورودی به مدت 200 μ s و به قدرت 1000 W

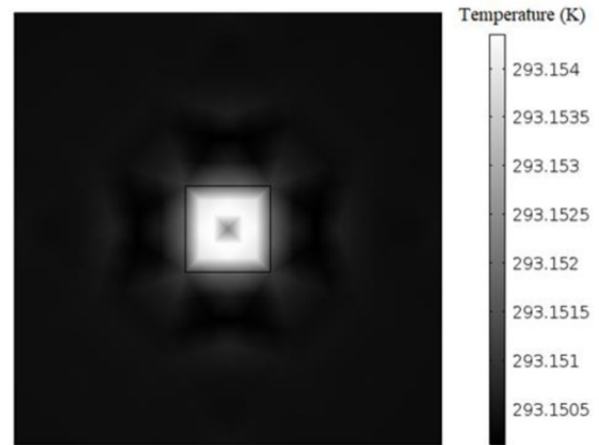


Fig. 10 Temperature gradient distribution after 10 ms for pulse of 200 μ s with a power of 1000 W

شکل 10 توزیع گرادیان دما پس از 10 میلی ثانیه برای پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات

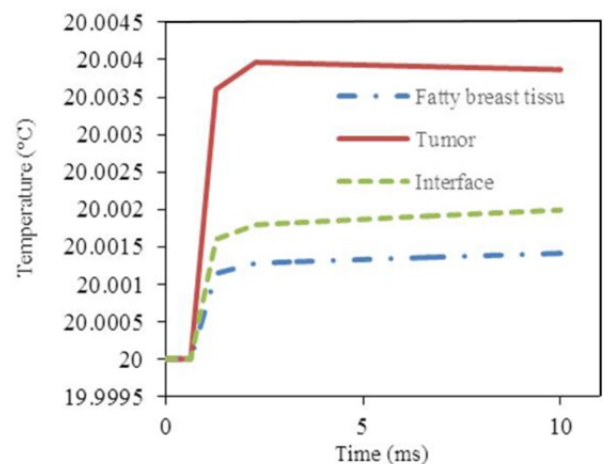


Fig. 11 Temperature variations in time at different points with 1000 W 200 μ s pulse

شکل 11 تغییرات دما برحسب زمان در نقاط در نظر گرفته شده برای پالس ورودی به مدت 200 μ s و به قدرت 1000 W

افزایش دما در نقطه در نظر گرفته شده در تومور، 0.00246 درجه سانتی گراد بیش از افزایش دما در نقطه در نظر گرفته شده بر بافت سینه است. تومور به دلیل این افزایش دمای بیشتر در تومور نسبت به بافت سینه تحت انبساط حرارتی بیشتری نسبت به بافت سینه قرار می گیرد. در مرز بین بافت سینه و تومور به دلیل این انبساط بیشتر در تومور اختلاف فشار ایجاد خواهد شد. توزیع گرادیان فشار ایجاد شده در بافت سینه و تومور پس از گذشت 10 میلی ثانیه در اثر تابش پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات در شکل 12 نشان داده شده است.

همان طور که در این شکل نشان داده شده است، در مرز بافت سینه و تومور اختلاف فشاری در حد چند پاسکال ایجاد شده است. این اختلاف فشار ایجاد شده سبب ایجاد یک موج فشاری (موج صوتی) می شود که در فضای اطراف پراکنده خواهد شد. با استفاده از مجموعه ای از مبدل ها، این امواج

5- فهرست علائم

c_p	ظرفیت گرمایی ویژه ($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$)
E	میدان الکتریکی (Vm^{-1})
I	قدرت لحظه‌ای سیگنال تابشی (W)
K	ضریب هدایت حرارتی ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$)
P	فشار (Pa)
r	موقعیت فضایی (m)
t	زمان (s)
T	دما (K)
u	سرعت (ms^{-1})
Y_M	مدول یانگ (Pa)

علائم یونانی

α	ضریب تضعیف (m^{-1})
β	ضریب انبساط حرارتی (K^{-1})
v	نسبت پواسون
ρ	چگالی (kgm^{-3})
σ	رسانایی الکتریکی (Sm^{-1})

زیر نویس ها

P	فشار
-----	------

6- مراجع

- [1] J. Ferlay, I. Soerjomataram, R. Dikshit, S. Eser, *et al.*, Cancer incidence and mortality worldwide: sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012, *Cancer*, Vol. 136, 2015.
- [2] L. Ottini, Male breast cancer: a rare disease that might uncover underlying pathways of breast cancer, *Nature Reviews Cancer*, vol. 14, p. 643, 2014.
- [3] I. Johansson, M. Ringnér, I. Hedenfalk, The landscape of candidate driver genes differs between male and female breast cancer, *PLoS One*, Vol. 8, pp. e78299, 2013.
- [4] S. Zurrida, F. Nolè, B. Bonanni, M. G. Mastropasqua, *et al.*, Male breast cancer, *Future Oncology*, Vol. 6, pp. 985-991, 2010.
- [5] Z. Jing, L. Niklason, J. Stein, I. Shaw, *et al.*, X-ray mammography/tomosynthesis of patient's breast, ed: Google Patents, 2009.
- [6] J. G. Elmore, M. B. Barton, V. M. Mocer, S. Polk, *et al.*, Ten-year risk of false positive screening mammograms and clinical breast examinations, *New England Journal of Medicine*, Vol. 338, pp. 1089-1096, 1998.
- [7] D. D. Adler, P. L. Carson, J. M. Rubin, D. Quinn-Reid, Doppler ultrasound color flow imaging in the study of breast cancer: preliminary findings, *Ultrasound in Medicine & biology*, vol. 16, pp. 553-559, 1990.
- [8] B. Li, X. Zhao, S. C. Dai, W. Cheng, Associations between mammography and ultrasound imaging features and molecular characteristics of triple-negative breast cancer, *Cancer Prevention*, Vol. 15, pp. 3555-9, 2014.
- [9] Q. Zhu, S. You, Y. Jiang, J. Zhang, *et al.*, Detecting angiogenesis in breast tumors: comparison of color Doppler flow imaging with ultrasound-guided diffuse optical tomography, *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 37, pp. 862-869, 2011.
- [10] B. Guo, J. Li, H. Zmuda, M. Sheplak, Multifrequency microwave-induced thermal acoustic imaging for breast cancer detection, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, pp. 2000-2010, 2007.
- [11] G. N. Bindu, S. J. Abraham, A. Lonappan, V. Thomas, *et al.*, Active microwave imaging for breast cancer detection, *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 58, pp. 149-169, 2006.
- [12] P. M. Meaney, M. W. Fanning, T. Raynolds, C. J. Fox, *et al.*, Initial clinical experience with microwave breast imaging in women with normal mammography, *Academic Radiology*, Vol. 14, pp. 207-218, 2007.
- [13] M. Xu, L. V. Wang, Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21, pp. 814-822, 2002.
- [14] L. Nie, D. Xing, Q. Zhou, D. Yang, *et al.*, Microwave-induced thermoacoustic scanning CT for high-contrast and noninvasive breast cancer imaging, *Medical Physics*, Vol. 35, pp. 4026-4032, 2008.
- [15] W. Gong, G. Chen, Z. Zhao, Z. Nie, Estimation of threshold noise suppression algorithm in microwave induced thermoacoustic tomography, *Microwave Conference, 2009, APMC 2009, Asia Pacific*, 2009, pp. 653-656.
- [16] Y. Xie, B. Guo, J. Li, G. Ku, *et al.*, Adaptive and robust methods of reconstruction (ARMOR) for thermoacoustic tomography, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, pp. 2741-2752, 2008.

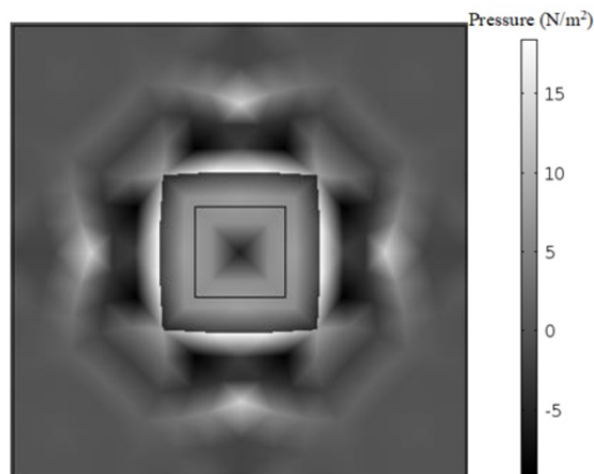


Fig. 12 Pressure gradient distribution of tissue and tumor after 10 ms for 1000 W 200 μs excitation pulse

شکل 12 توزیع گرادیان فشار ایجاد شده پس از 10 میلی ثانیه برای پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات تحریک بیشتر باشد، موج صوتی با دامنه بزرگتری ایجاد خواهد شد.

4- نتیجه گیری

عکس برداری ترموآکوستیک می تواند به عنوان یکی از گزینه های تشخیص سرطان سینه در مراحل اولیه آن مورد استفاده قرار گیرد. این شیوه عکس برداری مزایای هر دو روش عکس برداری مایکروویو و فراصوت را دارد. پدیده عکس برداری ترموآکوستیک شامل دو مرحله افزایش دمای بافت در نتیجه جذب امواج مایکروویو و انبساط حرارتی و تولید فشار در نتیجه این افزایش دما در بافت است. در این تحقیق توانایی یک شبیه سازی دو بعدی برای حل کامل و یکپارچه پدیده عکس برداری ترموآکوستیک مورد بررسی قرار گرفته است. برای این منظور در ابتدا به اعتبارسنجی شیوه حل عددی و مقایسه نتایج با نتایج کارهای پیشین پرداخته شده و سپس به شبیه سازی نمونه های مختلف دو بعدی با قدرتهای مختلف پالس ورودی پرداخته شده است. میزان افزایش دما و در نتیجه آن اختلاف فشار ایجاد شده در نقاط مختلف در نظر گرفته شده بر بافت و تومور به دست آورده شده اند. نتایج به دست آمده نشان می دهند که تغییرات جزئی ایجاد شده در دمای تومور منجر به ایجاد اختلاف فشاری به بزرگی چند کیلوپاسکال خواهد شد. برای نمونه در اثر تاباندن امواج مایکروویو پالسی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات، میزان افزایش دما در نقطه در نظر گرفته شده در تومور، 0.00246 درجه سانتی گراد بیش از افزایش دما در نقطه در نظر گرفته شده بر بافت سینه است. این افزایش بیشتر دما در تومور منجر به انبساط حرارتی بیشتر تومور و ایجاد اختلاف فشاری برابر با 0.02759 kPa در مرز بافت سینه و تومور می شود. این تغییرات جزئی دما هیچ گونه آسیبی به بافت سینه وارد نخواهد کرد. به دلیل ایجاد این اختلاف فشار، امواج صوتی تشکیل شده و این امواج توسط دسته ای از میدل ها قابل دریافت و استفاده برای ساخت تصویر است. نتایج حاصل از این مدل نشان می دهد که عکس برداری ترموآکوستیک ابزار قدرتمندی برای تعیین و تشخیص سرطان است. این روش و شبیه سازی های انجام شده می تواند برای تعیین مقدار اختلاف فشار ایجاد شده و همچنین میزان فشار آکوستیک مورد استفاده قرار گیرند. این روش می تواند برای هندسه های پیچیده تر نیز مورد استفاده قرار گیرد و بنابراین می تواند یک ابزار مفید برای شبیه سازی نمونه های واقعی و تجربی باشد.

- measurements of soft tissues with application to elasticity imaging, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 43, pp. 191-4, 1996.
- [31] K. R. Holmes, Thermal conductivity data for specific tissues and organs for humans and other mammalian species, *Appendix A chart. CRC Handbook of Thermal Engineering*, 2d ed. Boca Raton, FL: CRC Press; 2017.
- [32] T. Stylianopoulos, J. D. Martin, M. Snuderl, F. Mpekris, S. R. Jain, *et al.*, Coevolution of solid stress and interstitial fluid pressure in tumors during progression: Implications for vascular collapse, *Cancer Research*, Vol. 73, pp. 3833-41, Jul 01 2013.
- [17] X. Wang, D. R. Bauer, R. Witte, H. Xin, Microwave-induced thermoacoustic imaging model for potential breast cancer detection, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 59, pp. 2782-2791, 2012.
- [18] J. Song, Z. Zhao, J. Wang, X. Zhu, *et al.*, An integrated simulation approach and experimental research on microwave induced thermo-acoustic tomography system, *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 140, pp. 385-400, 2013.
- [19] T. George, E. Rufus, Z. C. Alex, Simulation of microwave induced thermo-acoustical imaging technique for cancer detection, *ARPJ Journal of Engineering and Applied Sciences*, Vol. 10, 2015.
- [20] X. Xu, L. Huang, Y. Ling, H. Jiang, Thermoacoustic imaging of finger of joints and bones: feasibility study, *Proceedings of the 2016 International Conference on Biotechnology & Medical Science*, pp. 243-248, 2017.
- [21] W. Ding, Z. Ji, D. Xing, Microwave-excited ultrasound and thermoacoustic dual imaging, *Applied Physics Letters*, Vol. 110, pp. 183701, 2017.
- [22] Y. Cui, C. Yuan, Z. Ji, A review of microwave-induced thermoacoustic imaging: Excitation source, data acquisition system and biomedical applications, *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. 10(04):1730007, 2017.
- [23] D. Elmas, B. Uzun, M. İdemen, M. Karaman, "Cross-sectional thermoacoustic imaging using multi-layer cylindrical media," *General Assembly and Scientific Symposium of the International Union of Radio Science (URSI GASS), 2017 XXXIInd*, pp. 1, 2017.
- [24] M. S. Aliroteh, A. Arbajian, Microwave-induced thermoacoustic imaging of subcutaneous vasculature with near-field RF excitation, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 66, pp. 577-588, 2018.
- [25] K. G. Zhu, M. Popovic, Spectral difference between microwave radar and microwave-induced thermoacoustic signals, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, Vol. 8, pp. 1259-1262, 2009.
- [26] X. Jin, L. V. Wang, Thermoacoustic tomography with correction for acoustic speed variations, *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 51, pp. 6437, 2006.
- [27] K. Pitchai, Electromagnetic and heat transfer modeling of microwave heating in domestic ovens, 2011.
- [28] M. Soltani, P. Chen, Numerical modeling of fluid flow in solid tumors, *PloS one*, Vol. 6, pp. e20344, 2011.
- [29] M. T. Ahmadian, A. A. Nikooyan, Modeling and prediction of soft tissue directional stiffness using in-vitro forcedisplacement data, *Science and Research*, Vol. 16, pp. 385-89, 2006.
- [30] E. J. Chen, J. Novakofski, W. K. Jenkins, W. D. O'Brien, Young's modulus