



## مدل سازی عددی تشخیص سرطان پستان با تصویربرداری ترمو آکوستیک با استفاده از امواج مایکروویو

مجید سلطانی<sup>1\*</sup>، رضا راه پیما<sup>2</sup>، فرشاد مرادی کشکولی<sup>3</sup>، عادل علیپور<sup>4</sup>، پویا ترکمان<sup>5</sup>

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 ترمو آکوستیک 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 ترمو آکوستیک مورد نیاز عکس برداری تعیین شود. شبیه سازی ها نشان دادند که در اثر جذب امواج توسط بافت سینه و تومور، افزایش دمای جزئی در بافت ایجاد خواهد شد. برای نمونه در نتیجه تاباندن پالس تحریک با قدرت 1000 W به مدت 200  $\mu$ 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 ترمو آکوستیک  
 توموگرافی ترمو آکوستیک  
 تومور سینه  
 تشخیص زودهنگام، مایکروویو

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

Madjid Soltani<sup>1\*</sup>, Reza Rahpeima<sup>2</sup>, Farshad Moradi Kashkooli<sup>1</sup>, Adel Alipoor<sup>1</sup>, Pouya Torkaman<sup>3</sup>

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  $\mu$ 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]. داده‌های 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 می‌دهند [2]. به طور کلی سرطان سینه به عنوان شایع‌ترین نوع سرطان در میان زنان حتی شایع‌تر از سرطان دستگاه گوارش شناخته شده است [1]. اگرچه تفاوت‌های بسیاری، دست‌کم بین زن‌های ایجاد کننده سرطان سینه بین زنان و مردان وجود دارد (موجب تجویز پروتکل‌های مختلف درمانی توسط پزشکان برای هر دسته می‌شود) [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، سینه‌های بیمار توسط یک پلت‌فرم بین منابع تابش اشعه ایکس قرار می‌گیرد. به این ترتیب یک تصویرگر اشعه ایکس قادر به عکس‌برداری از سینه بیمار خواهد بود [5]. اما این روش در تشخیص زود هنگام سرطان سینه ناکارآمد است؛ زیرا در ماموگرافی اشعه ایکس، شناسایی بافت‌های 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 عکس‌برداری 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 عکس‌برداری فراصوت است. در سال 1990 ادلر و همکاران از شیوه عکس‌برداری فراصوت داپلر برای مطالعه و بررسی سرطان سینه استفاده کردند [7]. ناهنجاری‌ها، توده‌ها، شکل و مرز توده و بسیاری از ویژگی‌های دیگر سرطان سینه با استفاده از این روش قابل مشاهده است [8]. اگرچه عکس‌برداری فراصوت تفکیک فضایی بالایی را ارائه داده و دنبال کردن رگ‌زایی تومور در این شیوه امکان‌پذیر 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 بافت‌های نرم محسوب شده و واکنش‌های آکوستیکی تقریباً یکسانی نشان می‌دهند [10].

به تازگی عکس‌برداری 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 عکس‌برداری‌های آزمایشگاهی از سینه ساخته و توسعه دادند [12]. به طور منطقی عکس‌برداری مایکروویو مبتنی بر برهم کنش‌های براساس چگالی است به صورتی که برهم‌کنش‌های مبتنی بر خواص دی‌الکتریک ماده برای تشخیص سرطان سینه در مراحل اولیه مورد استفاده قرار می‌گیرند. به این ترتیب خواص دی‌الکتریک بافت نظیر، هدایت الکتریکی و گذردهی نسبی در این شیوه عکس‌برداری مؤثر خواهند بود [12، 13]. این شیوه عکس‌برداری عکس‌هایی با رزولوشن فضایی پایینی را فراهم می‌آورد و علت این امر نامطلوب به طول موج بلند امواج مایکروویو مربوط می‌شود [12].

با اصلاح نقص‌هایی که در شیوه عکس‌برداری مایکروویو به تنهایی وجود دارد، شیوه دیگری از عکس‌برداری به نام عکس‌برداری ترموآکوستیک ناشی از امواج مایکروویو<sup>1</sup> مطرح می‌شود که مزایای برانگیزش مایکروویو و عکس‌برداری فراصوت را با هم دارد [13]. در دو دهه گذشته این شیوه عکس‌برداری توجه زیادی را به خود جلب کرده و بسیاری از محققان در حال

بررسی جنبه‌های مختلف این تکنیک هستند. در سال 2007 گوو و همکاران یک سیستم عکس‌برداری 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 عکس‌برداری ترموآکوستیک با فرکانس 1.2 گیگاهرتز را توسعه داده و قابلیت شناسایی وجود جسم خارجی در بافت را با استفاده از روش عکس‌برداری 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 میلی‌ژول و مدت زمان 0.5 میکروثانیه استفاده کرد [15]. زیه و همکاران [16] و همچنین وانگ و همکاران [17] شبیه‌سازی‌هایی را با استفاده از روش تفاضل محدود در حوزه زمان<sup>2</sup> به انجام رساندند که پدیده عکس‌برداری ترموآکوستیک با امواج مایکروویو را در دو مرحله شبیه‌سازی می‌کرد. در گام نخست میزان نرخ ویژه جذب<sup>3</sup> با استفاده از شبیه‌سازی میدان الکترومغناطیس تعیین می‌شد. در گام دوم، شبیه‌سازی موج آکوستیک با استفاده از توزیع نرخ ویژه جذب به دست آمده در گام پیشین به انجام می‌رسید که به عنوان منبع تولید فشار آکوستیک در نظر گرفته می‌شود. در سال 2013 سانگ و همکاران یک شیوه شبیه‌سازی ترکیبی را که از تلفیق دو روش ادغام محدود در حوزه زمان<sup>4</sup> و شبه‌طیفی در حوزه زمان<sup>5</sup> استفاده می‌کرد و روشی سریع و کارآمدی بود را مورد بررسی و توسعه قرار دادند. آن‌ها علاوه بر این با به‌کارگیری بافت طبیعی سینه، شیوه عکس‌برداری ترموآکوستیک را به صورت آزمایشگاهی نیز مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها امکان‌پذیری و اثربخشی هر دو شیوه شبیه‌سازی عددی و نتایج آزمایشگاهی را نشان دادند [18]. در سال 2015 جورج و همکاران امکان‌سنجی استفاده از منبع مایکروویو کم قدرت و کم هزینه را برای ایجاد تغییرات فشار با تغییرات دمای پایین با استفاده از شبیه‌سازی عددی پدیده عکس‌برداری ترموآکوستیک در نرم‌افزار کامسول مورد بررسی قرار دادند [19]. در سال 2017 ژو و همکاران یک کاربرد جدید توموگرافی ترموآکوستیک را برای مفاصل و استخوان‌های انسانی مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها با استفاده از اسکتر توموگرافی ترموآکوستیک استخوان‌ها و مفاصل بر یک داوطلب، امکان‌سنجی این شیوه عکس‌برداری را مورد بررسی قرار دادند [20]. در سال 2017 دینگ و همکاران یک سیستم عکس‌برداری دوگانه ترموآکوستیک و فراصوت ناشی از امواج مایکروویو را طراحی کردند. در سیستم آن‌ها مبدل پیزوالکتریک مورد استفاده قرار گرفته برای تشخیص سیگنال‌های ترموآکوستیک، یک پرتو فراصوت جهت‌دار نیز ساطع می‌کرد [21]. در سال 2017 سوئی<sup>6</sup> و همکاران یک بررسی مروری جامع در مورد تصویربرداری ترموآکوستیک با استفاده از امواج مایکروویو را به انجام رساندند. آن‌ها کارهای انجام شده در زمینه توسعه این تکنیک، منبع تحریک آن و کاربردهای پزشکی آن را مورد بررسی قرار دادند [22]. در سال 2017 الماس<sup>7</sup> و همکاران تصویربرداری ترموآکوستیک از پستان و مغز را در مقیاس دو بعدی مورد بررسی تحلیلی قرار دادند. آن‌ها معادله موج را با استفاده از مدل بافت لایه‌ای متشکل از لایه‌های حلقوی مرکزی بر یک مقطع استوانه‌ای بررسی کردند [23]. در سال 2018 الیروته<sup>8</sup> و همکاران امکان‌سنجی 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

<sup>2</sup> Finite difference time-domain (FDTD)<sup>3</sup> Specific Absorption Rate (SAR)<sup>4</sup> Finite Integration Time-Domain (FITD)<sup>5</sup> Pseudo-Spectral Time-Domain (PSTD)<sup>6</sup> Cui<sup>7</sup> Elmas<sup>8</sup> Aliroteh<sup>1</sup> Microwave-induced thermoacoustic imaging (MITAI)

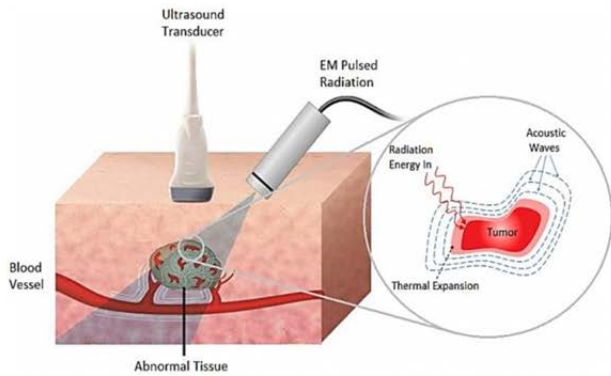


Fig. 1 Schematic view of the thermo-acoustic imaging phenomenon.

شکل 1 نمای شماتیک پدیده عکس برداری ترموآکوستیک

## 2-2- معادلات حاکم و مدل ریاضی

پدیده عکس برداری ترموآکوستیک از دو مرحله تشکیل می‌شود: 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 می‌گیرد [26]. واحد آن وات بر کیلوگرم بوده و به صورت رابطه (1) تعریف می‌شود [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،  $\sigma(\vec{r})$ ،  $|E|$ ،  $\rho$ ،  $I(t)$  و  $r$  به ترتیب بیانگر میزان رسانایی بافت بیولوژیک، شدت میدان الکتریکی، چگالی بافت، قدرت لحظه‌ای سیگنال تابشی، زمان و موقعیت فضایی قرارگیری بافت جذب‌کننده 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 می‌شود [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،  $u(r, t)$ ،  $p(r, t)$ ،  $T(r, t)$ ،  $\alpha$  و  $\beta$  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 می‌شود.

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

در رابطه بالا،  $c_p$  گرمای ویژه است. با جای گذاری رابطه (4) در رابطه (3) می‌توان 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) گرادیان فشار به دست می‌آید. این گرادیان فشار منجر به تولید موج آکوستیک خواهد شد.

## 2-3- شرح مدل هندسی و شرایط مرزی

ابتدا میدان الکترومغناطیسی شبیه‌سازی شده و افزایش دما در بافت و تومور به دست می‌آید که در اثر جذب این امواج الکترومغناطیسی ایجاد می‌شود.

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، شبیه‌سازی‌های عددی که بتواند کل مسأله عکس برداری ترموآکوستیک را به صورت پیوسته و یکپارچه حل کند، بسیار محدود است. در این شبیه‌سازی‌ها برخلاف شبیه‌سازی‌های دیگر انجام شده در این زمینه تمام پروسه این شیوه عکس برداری به طور پیوسته و توسط یک نرم‌افزار شبیه‌سازی شده است. این به سهولت شبیه‌سازی منجر شده و همچنین زمان و تلاش لازم برای شبیه‌سازی نمونه‌های مختلف را کاهش داده است. شبیه‌سازی‌های انجام شده در این مقاله می‌تواند تمام فیزیک‌های 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 شبیه‌سازی‌ها 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 مبدل‌ها 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 شبیه‌سازی 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 روش‌ها

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 مدل‌های ریاضی توضیح می‌دهد. در زیر بخش‌های بعدی مراحل مختلف شبیه‌سازی به تفصیل بیان خواهد شد.

### 1-2- 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 می‌گیرند. امواج مایکروویو که دارای طول موج به نسبت بلندی است (2.45 سانتی‌متر برای امواج با فرکانس 2.45 گیگاهرتز)، بافت سینه را به صورت همگن تحت تابش قرار می‌دهند [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 می‌یابند. سیگنال‌های ترموآکوستیک ایجاد شده در نتیجه این انبساط ترموآکوستیک با استفاده از باند وسیعی از مبدل‌های فراصوت قابل دریافت و شناسایی است [13]. مقدار جذب این امواج مایکروویو به صورت عمده به خواص دی‌الکتریک 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

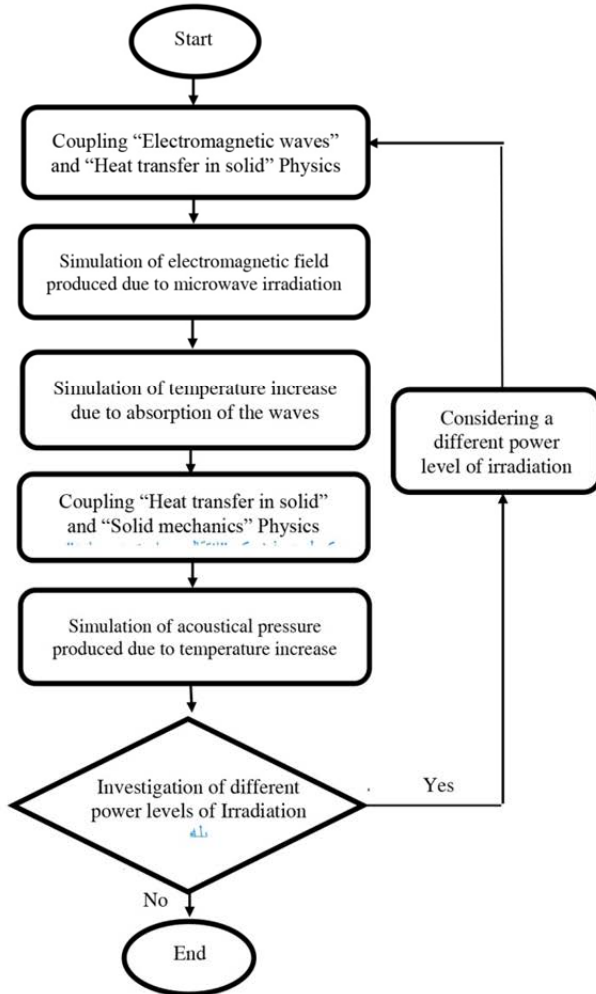


Fig. 2 Flowchart of thermoacoustic imaging simulation process

شکل 2 فلوجارت روند شبیه سازی عکس برداری ترموآکوستیک

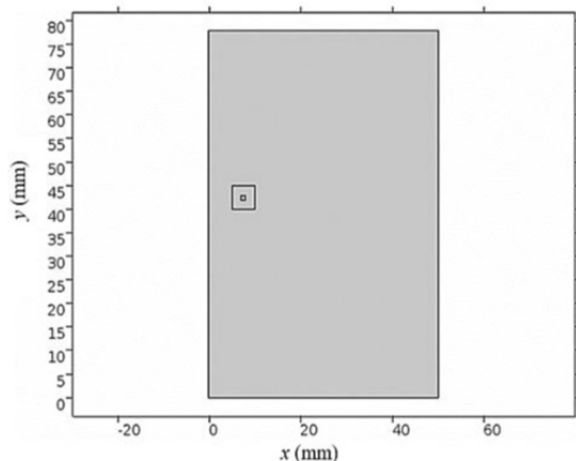


Fig. 3 Breast tissue and tumor inside of a waveguide

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 فلوجارت شرح داده شده است.

یک هدایت گر موج اجاق مایکروویو<sup>1</sup> برای این شبیه سازی ها در نظر گرفته شده است. به طوری که ابعاد هندسه مورد نظر برای هدایت گر موج برابر با  $50 \times 78$  میلی متر مربع در نظر گرفته شده است [27]. این هدایت گر موج در فرکانس 2.45 گیگاهرتز و مد الکتریکی عرضی 10 (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  $5 \times 5$  و  $1 \times 1$  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  $Y, M, C, p, \rho$ ،  $v$  و  $\beta$  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

<sup>1</sup> Microwave Oven Waveguide (MOW)

<sup>2</sup> 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.

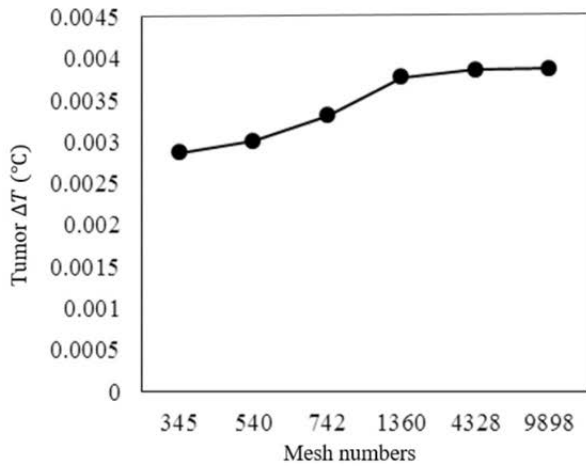


Fig. 6 Grid independency of the study based on 200 $\mu$ s pulse with 1000 W power

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

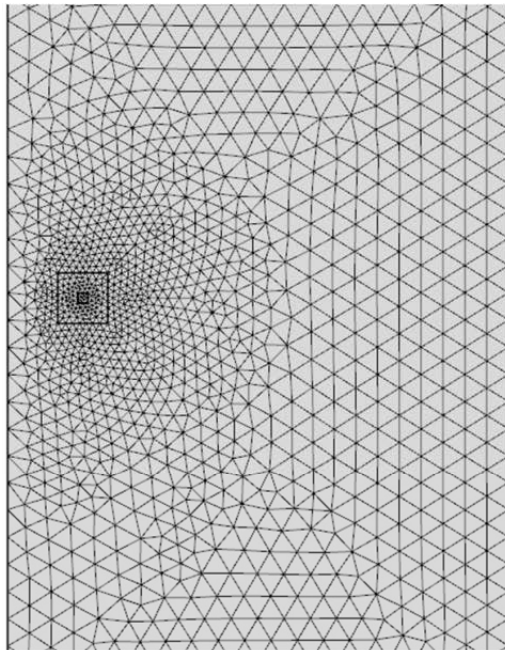


Fig. 7 Optimum grid generation considered

شکل 7 شبکه بهینه اعمال شده در شبیه سازی ها

5-2- 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 جورج<sup>1</sup> و همکاران [19] مورد مقایسه قرار گرفته است. برای این منظور هندسه 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

<sup>1</sup> George

شکل 3 بافت سینه و تومور در درون هدایت گر موج

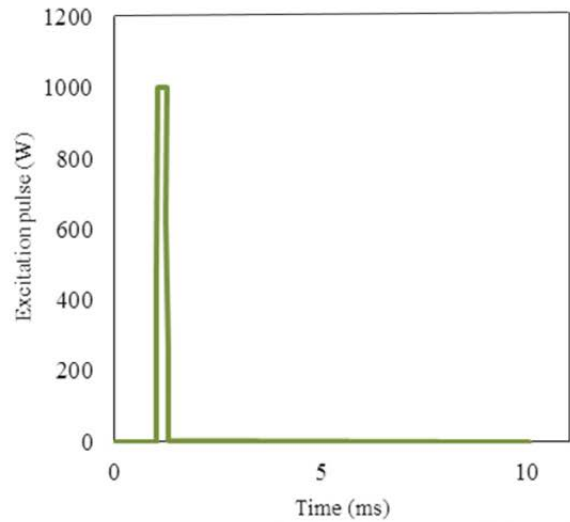


Fig. 4 Step function of time considered to define a pulse of 200  $\mu$ s with a power of 1000 W

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

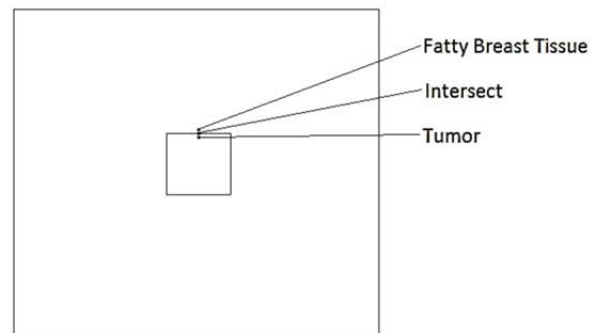


Fig. 5 Considered points for studying the temperature and pressure variations produced

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

جدول 1 خواص دی الکتریک بافت سینه زنان [16]

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

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

خواص دی الکتریک						نوع بافت
$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	$C_p$ (J/kg·K)	YM (Pa)	K (W/m·K)	$\nu$	$\beta$ (1/K)	
1020	3550	20000	0.217	0.49	0.03	نرمال
1041	3510	9000	0.545	0.2	0.03	تومور

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

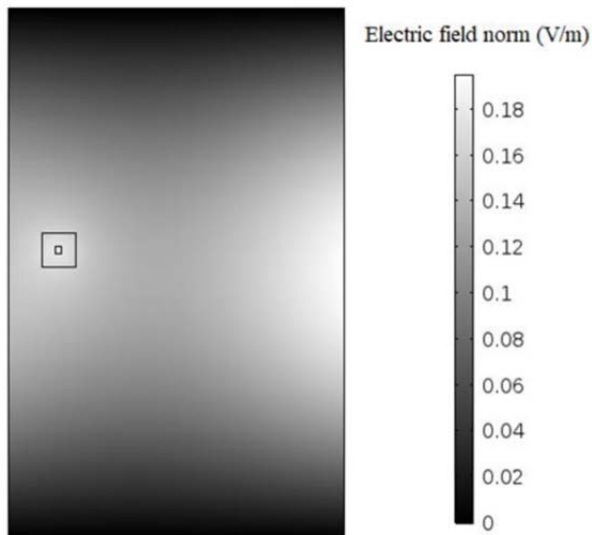
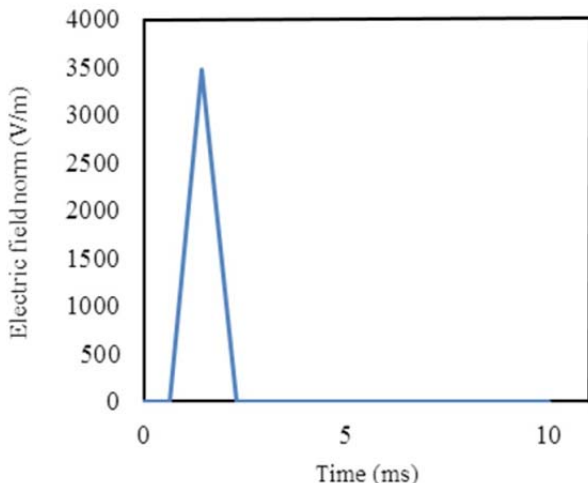


Fig. 8 Electric field distribution produced as a result of pulsed radiation with 1000 W power

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 الکترومغناطیس 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 می‌توانند برای تشخیص سرطان سینه در مراحل اولیه آن مورد استفاده قرار گیرند.

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

همان‌طور 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.

همان‌طور که در جدول‌های 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 می‌شود. این بافت‌ها با جذب انرژی بیشتر، افزایش دمای بیشتری را تجربه خواهند کرد که منجر به افزایش میزان انبساط حرارتی در آن‌ها و در نتیجه افزایش اختلاف فشار ایجاد شده در مرز بافت سینه و تومور می‌شود؛ بنابراین هر چه میزان قدرت پالس

**جدول 4** اختلاف دمای ایجاد شده در نقاط در نظر گرفته شده برای قدرت‌های

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 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
0.00848	0.01195	0.02321	6000
0.01302	0.01835	0.03582	12000
0.01935	0.02752	0.05374	18000
0.02592	0.03649	0.07126	24000

**جدول 5** اختلاف فشار ایجاد شده در مرز بافت و تومور برای قدرت‌های مختلف پالس

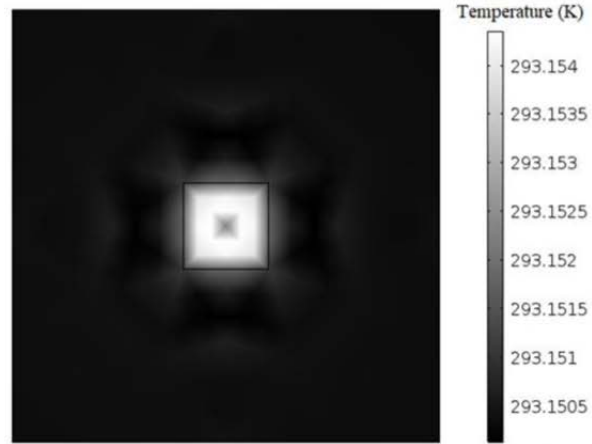
ورودی

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

اختلاف فشار (kPa)	قدرت (W)
0.02759	1000
0.16555	6000
0.25391	12000
0.38085	18000
0.50501	24000

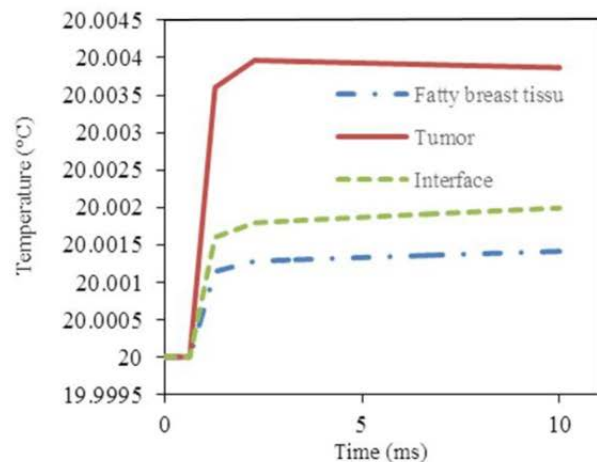
**Fig. 9** Electric field amplitude in time for 1000 W 200 μs excitation pulse

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



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

شکل 10 توزیع گرادیان دما پس از 10 میلی‌ثانیه 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 μs pulse

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

افزایش دما در نقطه در نظر گرفته شده در تومور، 0.00246 درجه سانتی‌گراد 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 می‌گیرد. 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 میلی‌ثانیه در اثر تابش پالس ورودی به مدت 200 میکروثانیه و به قدرت 1000 وات در شکل 12 نشان داده شده است.

همان‌طور 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) می‌شود که در فضای اطراف پراکنده خواهد شد. با استفاده از مجموعه‌ای از مبدل‌ها، این امواج

5- فهرست علائم

$c_p$	ظرفیت گرمایی ویژه ( $\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$ )
$E$	میدان الکتریکی ( $\text{Vm}^{-1}$ )
$I$	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 ( $\text{ms}^{-1}$ )
$YM$	مدول یانگ (Pa)

علائم یونانی

$\alpha$	ضریب تضعیف ( $\text{m}^{-1}$ )
$\beta$	ضریب انبساط حرارتی ( $\text{K}^{-1}$ )
$v$	نسبت پواسون
$\rho$	چگالی ( $\text{kgm}^{-3}$ )
$\sigma$	رسانایی الکتریکی ( $\text{Sm}^{-1}$ )

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. Mocerri, 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. Reynolds, 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.

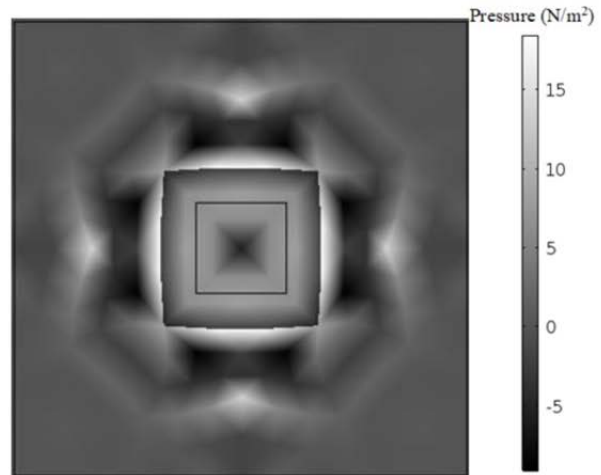


Fig. 12 Pressure gradient distribution of tissue and tumor after 10 ms for 1000 W 200  $\mu\text{s}$  excitation pulse

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 بزرگ تری 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 کیلو پاسکال 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 thermoacoustical imaging technique for cancer detection, *ARPN 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. Arbabian, 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