



انجمن حفاظت در برابر اشعه ایران

مقاله پژوهشی

مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۱۱ شماره ۳، پاییز ۱۴۰۱، صفحه ۱۴۹-۱۵۵

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۶/۲۰، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۱۲/۲۳



تشخیص بافت سالم و تومورال پستان با استفاده از تحلیل مشخصه دمایی سطحی بافت سرطانی پستان در طول درمان با امواج مایکروویو

محسن محرابی و حجت اله ماهانی*

پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران.

*تهران، تهران، پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، کدپستی: ۸۴۸۶-۱۱۳۶۵.

پست الکترونیکی: msmehrabi@aeoi

چکیده

سرطان مشکل اصلی بهداشت عمومی در سراسر جهان و یکی از علل مهم مرگ و میر در جهان است. سرطان پستان و فیبروماها از جمله توده‌هایی هستند که در میان بانوان شایع می‌باشند و در صورتی که به موقع تشخیص داده شوند، روند بهبود و درمان به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش خواهد یافت. در این مقاله، به تشخیص کیست پستان بر اساس مشخصه دمایی سطحی بافت پستان پرداخته شده است. برای این منظور مشخصه دمایی پستان دارای کیست، مورد ارزیابی قرار گرفته است. انتقال گرما داخل پستان با استفاده از معادله گرمای زیستی پنس و به روش المان محدود، حل شده است. در این مطالعه، با توجه به تفاوت ویژگی‌های دی‌الکتریک بافت پستان سالم و تومورال، توزیع دمایی بر روی سطح پستان همراه با کیست، برای سایزهای مختلف کیست مشخص شده است. برای این منظور پارامترهایی همچون افزایش دما و سطوح SAR مورد بررسی و ارزیابی قرار گرفتند. نتایج نشان می‌دهد که با یک مقدار مشابه از انرژی کل برای امواج الکترومغناطیس، سطح دمای بافت که در معرض امواج قرار گرفته است بدون توجه به ترکیب توان ورودی ثابت باقی می‌ماند. همچنین از نتایج به دست آمده مشاهده می‌شود تا زمانی که سایز تومور افزایش می‌یابد، تأثیر تشعشع بر روی بافت پستان نیز بیشتر می‌شود و از این رو ناحیه بدخیم نسبت به ناحیه سالم بافت پستان، قابل تمایز است. نتایج نشان دهنده تفاوت در مشخصه دمایی سطحی پستان نرمال و پستان همراه با کیست با اندازه‌های مختلف می‌باشد که می‌تواند معیاری در تشخیص عارضه کیست پستان نسبت به پستان نرمال قرار گیرد.

کلیدواژگان: بافت پستان، تومور، روش المان محدود، توزیع دما، امواج الکترومغناطیس.

۱. مقدمه

مهم‌ترین مشکلات سلامتی در تمام جوامع می‌باشد [۱]. شناسایی زود هنگام این عارضه یکی از مهم‌ترین موضوعات مورد بحث جهت درمان موفق این بیماری می‌باشد. روش‌های متداول تشخیص و درمان سرطان از جمله جراحی در بسیاری از بیماران به دلایلی از قبیل موقعیت تومور، قرار گرفتن تومور

مادامی که تکنولوژی‌های بی‌سیم محبوبیت بیشتری پیدا می‌کنند، تأثیر امواج الکترومغناطیس^۱ انتشار یافته از این دستگاه‌ها، یکی از مهم‌ترین دغدغه‌ها در ذهن عموم مردم می‌باشد. بافت پستان یکی از آسیب‌پذیرترین ارگان‌های بدن نسبت به امواج الکترومغناطیس می‌باشد، از این رو سرطان پستان یکی از

¹ Electromagnetic Waves

SAR، نسبت موج ایستاده (SWR)^۳، مخاطرات بافتی و نیز دمای بافت در طول انتشار امواج از آنتن با فرکانس ۲/۴۵ GHz با قطرهای مختلف نیز ارزیابی شده است [۶]. علاوه بر این، شبیه‌سازی‌های عددی FDTD جهت ارزیابی امنیت فرکانس رادیویی (RF)^۴ برای بافت‌های پستان نیز با استفاده از مدل‌های آناتومیک زنانه با فرکانس نشر ۶۴ MHz و ۱۲۸ MHz بررسی گردیده است [۷]. در تمام این مطالعات، این نتیجه‌گیری به دست آمد که افزایش در میزان SAR، برای ایجاد ریسک گرمایش بحرانی در بافت‌ها، کافی نمی‌باشد.

در فرایند درمان سرطان با استفاده از امواج الکترومغناطیس، مهم‌ترین هدف تضعیف بافت‌های سرطانی با استفاده از گرما بدون آسیب زدن به بافت‌های سالم بدن از سان می‌باشد. روش‌های تصویربرداری مختلفی همچون گرما نگاری^۵، مقطع نگاری با استفاده از امواج میکروویو^۶، رادارهای باند فوق وسیع^۷، تکنیک‌های باند عریض و باند باریک میکروویو و دیگر تکنیک‌های دامنه زمانی^۸ نیز اخیراً گزارش شده‌اند [۹، ۸]. تکنیک هایفو تراپی (HIFU)^۹ نیز به‌عنوان یکی از روش‌های جدید برای درمان سرطان پستان مورد استفاده می‌باشد. ژنگ و همکارانش، توزیع افزایش دما در بافت پستان را در طول این درمان با استفاده از روش عددی FDTD بررسی کردند [۱۰]. آن‌ها از مدل پستان استخراج شده از تصاویر MRI مربوط به ۴ بیمار مختلف استفاده کردند. در سال ۲۰۱۷ یک روش شناسایی جدید سرطان پستان با ترکیب گرما نگاری و روش‌های تحریک با فرکانس بالا توسط رحمت‌نیا و همکارانش ارائه شد [۱۱]. در این روش مکان و سایز بافت بدخیم با تغییر دما بر روی سطح پستان، تخمین زده شد.

همزمان با تحقیقات انجام شده در ارتباط با روش‌های تشخیص سرطان پستان، مطالعاتی جهت بهبود ساخت فانتوم‌های واقعی پستان و پیکربندی‌های مختلف برای آنتن‌دهنده امواج الکترومغناطیس صورت پذیرفته است. همچنین ساخت

در شرایط پیشرفته و یا شرایط عمومی بد بیمار (بیماران با سن بالا و خطر بالا برای عمل جراحی و بیماران دارای بیماری قلبی) مناسب نیستند. روش‌های غیرتهاجمی به‌عنوان شیوه‌های شفابخش و امید بخش برای تشخیص و درمان سرطان مطرح هستند. یکی از این روش‌های درمان غیرتهاجمی، استفاده از امواج مایکروویو می‌باشد. مزیت اصلی در استفاده از امواج مایکروویو به‌عنوان یک منبع حرارتی، دقت فضایی و تمرکز بالای آن است. این روش غیر سمی بوده و عوارض جانبی مهمی ندارد. از مزیت‌های دیگر این روش می‌توان به زمان کوتاه درمان اشاره کرد که باعث کاهش اثرات پرفیوژن در طول فرایند درمان می‌شود.

در دهه اخیر، تحقیقات انجام شده در رابطه با تأثیر و نقش امواج الکترومغناطیس بر روی سرطان پستان زنان در فرکانس‌های میکروویو، افزایش قابل توجهی داشته است. تحلیل‌های دو بعدی مرتبط با مدل‌سازی بافت پستان که در معرض امواج میکروویو قرار گرفته است در سال ۲۰۰۷ توسط لازبیک و همکارانش بررسی شد [۲] و مدل سه بعدی آن نیز توسط سانتورلی و همکارانش در سال ۲۰۱۱ مورد بررسی قرار گرفت [۳]. سانتورلی سطح انرژی را با استفاده از تکنیک تفاضل محدود در دامنه زمانی (FDTD)^۱ مورد بررسی قرار داده است که در این بررسی، منبع انتشار امواج الکترومغناطیس در مکان‌های خاصی با فرکانس‌های خاص قرار داشته است. در مطالعه واجوکوا و همکارانش که در سال ۲۰۱۴ به انجام رسید از اپلیکاتورهای پیچیده‌ای استفاده شد تا بتوان نرخ جذب ویژه (SAR)^۲ و مشخصه‌های دمایی را در فرکانس ۲/۴۵ GHz با استفاده از مدل کروی پستان و تومور، مشخص نمود [۴]. همچنین توزیع سه بعدی الگوی نرخ جذب ویژه و دمای مدل‌های چند لایه‌ای پستان سرطانی در زمان انتشار امواج الکترومغناطیس در فرکانس ۲/۴۵ GHz، مورد مطالعه و بررسی قرار گرفته است [۵]. بررسی پارامترهایی همچون توزیع الگوی

⁶ Microwave Tomography

⁷ Ultra-Wideband Radar

⁸ Time Domain

⁹ High Intensity Focused Ultrasound

¹ Finite Difference Time Domain

² Specific Absorption Rate

³ Standing Wave Ratio

⁴ Radio Frequency

⁵ Thermography

معادلات دیفرانسیل سیل با مشتقات جزئی (PDE)^۴ مرتبط با معادلات امواج الکترومغناطیس و معادله گرمای زیستی^۵، مورد استفاده قرار گرفته است. پارامترهای ورودی مانند سایز تومور، مکان تومور، فاصله آنتن انتشار دهنده امواج الکترومغناطیس تا بافت پستان نیز در این مطالعه مد نظر قرار داده شده است تا بتوان میزان افزایش SAR و تغییرات دما را مشخص نمود.

۲. روش کار

زهانی که بافت از انسان در معرض امواج RF قرار می‌گیرد، اندازه‌گیری میزان انرژی جذب شده که تحت عنوان نرخ جذب ویژه شناخته می‌شود با استفاده از فرمول زیر قابل محاسبه است [۹،۱۵]:

$$SAR = \sigma \frac{E^2}{\rho} \quad (1)$$

در این رابطه، E نشان دهنده مقدار موثر میدان الکتریکی داخل بدن انسان، ρ نشان دهنده چگالی جرمی بافت (Kg/m³) و σ نشان دهنده میزان رسانش بافت (S/m) می‌باشد. بایستی دقت شود که عمق نفوذ انرژی الکترومغناطیس ۱ cm و یا بیشتر باشد تا SAR معنی پیدا کند. در این پژوهش، روش FEM برای محاسبه SAR در مدل کروی مورد استفاده قرار می‌گیرد و آنتن پچ نیز کنار بافت پستان به عنوان منبع تحریک متحرک استفاده می‌شود.

از سوی دیگر هنگامی که بافت در معرض میدان‌های الکترومغناطیس قرار می‌گیرد، جریان خون و پارامترهای گستره متابولیک بایستی در نظر گرفته شوند. رابطه بین میدان‌های الکترومغناطیس و انتقال گرما را می‌توان با استفاده از معادله گرمای زیستی پنس^۶ محاسبه نمود:

مدل‌های همگن و ناهمگن بافت پستان برای کاربردهای تصویربرداری میکروویو و شبیه‌سازی ویژگی‌های دی‌الکتریک بافت پستان انسان انجام شده است [۱۲]. در سال ۲۰۱۵ یک مدل پستان سه بعدی بر اساس امواج میکروویو با شکل، اندازه و تراکم بافتی مختلف مورد بررسی و مطالعه قرار گرفت [۱۳]. علاوه بر این، در تحقیقاتی دیگر منابع انتشار امواج الکترومغناطیس مورد مطالعه و بررسی قرار گرفته است. در سال ۲۰۱۴، میزان تقابل آنتن‌های دایره‌ای و صفحه‌ای برای سرطان پستان با استفاده از تصویربرداری‌های میکروویو با مدل‌های دو بعدی FDTD مرتبط با بافت پستان، بررسی شده است [۱۴]. نتایج این تحقیق نشان داد که پیکربندی دایره‌ای نسبت به تغییرات طبیعی و عادی در حالت ناهمگونی دی‌الکتریک بافت پستان، عملکرد بهتری دارد. عملکرد آنتن‌های پهن شیار^۱ و آنتن‌های پچ^۲ به عنوان یکی از انواع آنتن‌های مسطح نیز در سال ۲۰۱۳ توسط سم و همکارانش بررسی شده است تا با این روش بتوان سرطان پستان را از منظر پارامترهایی همچون الگوی تشعشع، موج بازگشتی از دست رفته، پهنای باند و SAR در فرکانس‌های ۲ GHz تا ۱۰ GHz شناسایی کرد. آن‌ها در تحقیق صورت گرفته به این نتیجه رسیدند که فرکانس‌های باند وسیع با آنتن‌های شیاری، عملکرد بسیار خوبی دارند [۱۵].

هدف از این مطالعه، استفاده از سیگنال‌های میکروویو برای شناسایی تومور در بافت پستان از طریق اندازه‌گیری اثرات این سیگنال‌ها بر روی بافت پستان انسان می‌باشد. پارامترهایی همچون افزایش دما و سطوح SAR در این مطالعه در نظر گرفته شده است که با محدودیت‌های مشخص شده توسط سازمان‌هایی مانند ICNIRP مقایسه شده‌اند [۱۶]. همچنین روش پیشنهادی، امکان شناسایی ناحیه تومورال در بافت پستان را به دلیل مشخصه‌های امواج الکترومغناطیس مانند میزان گذردهی تسهیل می‌بخشد، زیرا مشخصه‌های بافت‌های سرطانی به صورت محسوس نسبت به بافت سالم، متفاوت می‌باشد. به همین منظور، روش المان محدود (FEM)^۳ برای حل کردن

⁴ Partial Differential Equations

⁵ Bio-Heat

⁶ Pennes

¹ Wide Slot Antenna

² Patch Antenna

³ Finite Element Method

۹ cm و مت وصل به یک مستطیل با طول ۲۸ cm و عرض ۲۰ cm تعریف شده است که این مستطیل در واقع بدن بیمار را مشخص می‌کند. بافت سرطانی نیز به صورت یک دایره کامل به شعاع ۲ cm توصیف شده است. جهت و راستای موج ۲/۴۵ GHz نیز توسط یک فلش نشان داده شده است که از قسمت بالایی به سمت قسمت پایینی بافت حرکت کرده و از هوا نیز عبور می‌کند. مدل FEM که در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفته است را می‌توان در شکل ۲ مشاهده نمود.

هدف در این مطالعه رسیدن به دمای ۴۲ تا ۴۳ درجه سانتی‌گراد در سلول‌های سرطانی بافت پستان و در عین حال حداقل کردن دمای افزایش یافته در دیگر مناطق بافت پستان بر اساس استانداردهای تعیین شده از سوی کمیسیون بین‌المللی حفاظت در برابر پرتوهای غیر یون ساز ICNIRP می‌باشد. در این استاندارد برای اثرات گرمایی امواج مایکروویو بر بدن بیان شده است که به منظور رعایت اصول ایمنی توان پرتوهای رادیویی بایستی در بازه ۱۰-۵۰۰ W قرار داشته باشد و از سوی دیگر بیان شده است که مشخصات تعادل گرمایی بدن یک فرد که تحت درمان موضعی امواج مایکروویو می‌باشد تا میزان ۴۵ درجه سانتی‌گراد برای بافت تومورال بهم نمی‌ریزد. از همین رو شبیه‌سازی اول با ورودی توان ثابت در قسمت بالایی بافت و در حالتی که مدت زمان درمان متغیر است انجام شده است. نتایج در شکل ۳ نشان دهنده این مطلب می‌باشد که زمان درمان بین ۹۵-۱۱۵ ثانیه برای توان ورودی ۳۰۰ W جهت رسیدن به دمای مورد انتظار در بافت تومورال مطابق با استاندارد، مناسب می‌باشد.

در شبیه‌سازی دوم، انرژی ثابت مرتبط با توان ورودی و مدت زمان درمان به صورت ۳۰۰۰۰ W.s تعریف شده است. شش ترکیب مختلف از همین انرژی شبیه‌سازی شده و نتایج آن در شکل ۴ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که با یک

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega (T - T_b) + Q_m + Q_{ext} \quad (2)$$

در این معادله، T نشان‌دهنده دمای مطلق در هر نقطه داخل بافت، ρ نشان‌دهنده چگالی بافت (Kg/m³) و c نشان‌دهنده ظرفیت گرمایی ویژه بافت (J/Kg°C) می‌باشد. عبارت اول در سمت راست این معادله، انتقال گرمای رسانی را توصیف می‌کند که k نشان‌دهنده رسانایی گرمایی بافت (W/m°C) می‌باشد. عبارت دوم نیز نشان‌دهنده انتقال گرما در اثر همرفت و زشر در خون را نشان می‌دهد که h_b نشان‌دهنده ضریب همرفت گرمایی در خون (W/m³°C)، c_b ظرفیت گرمایی ویژه خون (J/Kg)، ω نرخ جریان خون (L/s.Kg) و T_b دمای مطلق خون می‌باشد که معمولاً به صورت ۳۷ درجه سلسیوس، معادل ۳۰۰ برحسب کلونین در نظر گرفته می‌شود. پارامترهای Q_{ext} و Q_m نیز به ترتیب گرمای متابولیک تولید شده (W/Kg) و گرمای منطقه‌ای تامین شده توسط منبع (W/Kg) می‌باشند. بافت پستان سالم و تومورال، از نظر ویژگی‌های دی‌الکتریک کاملاً متفاوت هستند. بخش تومورال پستان شامل سطوح بالاتری از آب می‌باشد که در نتیجه مقادیر رسانش بالاتری دارد. این موضوع منجر به شکل‌گیری مقادیر SAR بالا شده و در نتیجه دما در بافت تومورال در مقایسه با ناحیه سالم افزایش پیدا می‌کند. جدول ۱ نشان‌دهنده خصوصیات بافت نرمال و ناحیه سرطانی در مطالعات قبلی می‌باشد [۱۷].

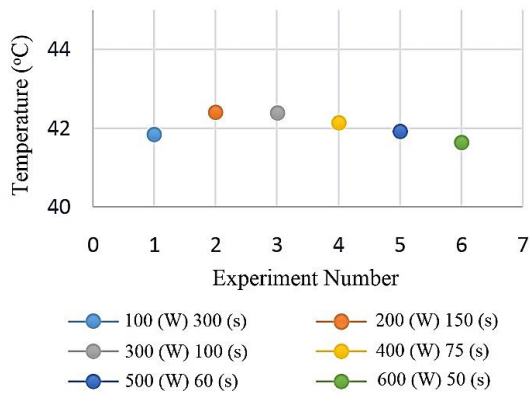
جدول (۱): خصوصیات بافت سالم و بافت تومورال.

قله	رسانش (S/m)	ثابت گذردهی
بافت سالم	۴	۹
بافت تومورال	۹	۵۰

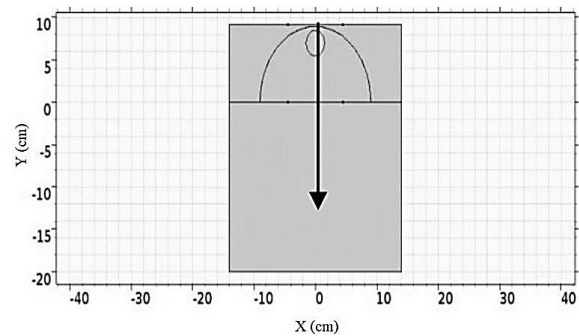
۳. یافته‌ها

همان‌طور که از شکل ۱ قابل مشاهده است، بافت پستان که توسط هوا احاطه شده است، به صورت یک نیم دایره با شعاع

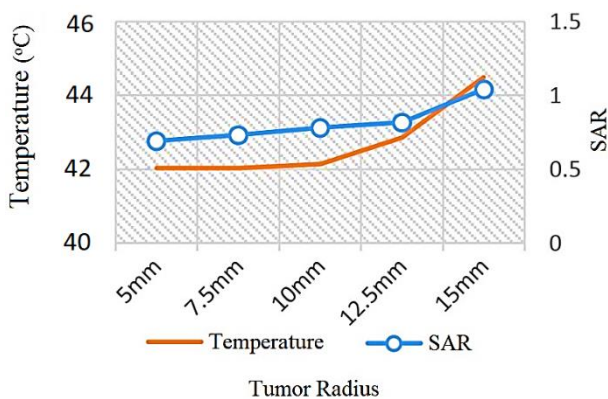
مقدار مشابه از انرژی کل، دما بدون توجه به ترکیب توان ورودی تقریباً ثابت باقی می ماند.



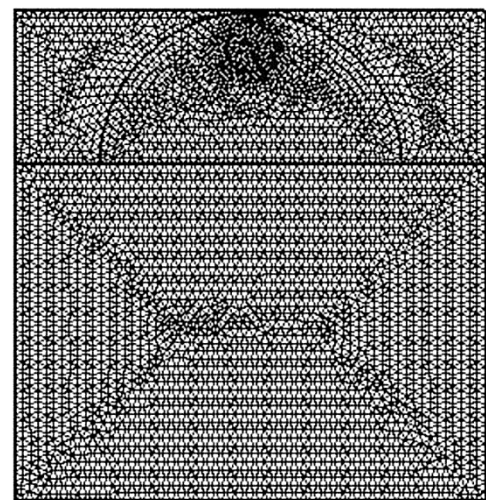
شکل (۴): تغییرات دما در سطوح انرژی ثابت.



شکل (۱): هندسه مدل شده برای بافت پستان و تومور.



شکل (۵): تغییرات SAR و دما در ناحیه تومورال پستان برای اندازه‌های مختلف تومور.

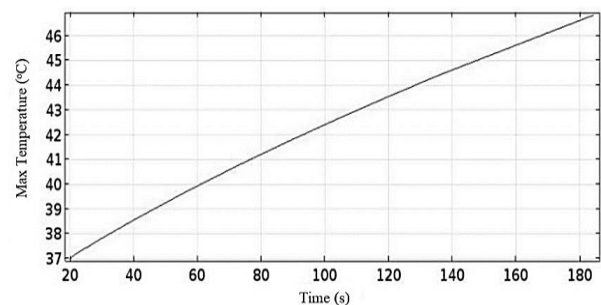


شکل (۲): مدل FEM استفاده شده برای حل معادلات PDE

مرتبط با امواج الکترومغناطیس و گرمای زیستی.

شبیه سازی‌ها برای بافت سرطانی با شعاع‌های ۵ mm، ۷.۵ mm، ۱۰ mm، ۱۲.۵ mm و ۱۵ mm نیز انجام شده است که فاصله بین بافت پستان و آنتن شار دهنده امواج الکترومغناطیس به صورت ۲.۵ cm ثابت و شعاع پستان نیز به صورت ۵ cm در نظر گرفته شده است.

می توان در شکل ۵ مشاهده نمود مادامی که سایز تومور افزایش می یابد، تأثیر تشعشع بر روی بافت پستان نیز بیشتر می شود و از این رو ناحیه بدخیم نسبت به ناحیه سالم بافت پستان، متمایز می شود.



شکل (۳): حداکثر دما بر روی بافت سرطانی با توان ورودی

۳۰۰ وات.

۴. نتیجه گیری

ماکسول برای یک مدل از سلول‌های سرطانی در بافت پستان و معادله گرمای زیستی پنس برای مشخص کردن دمای بافت‌ها در این مطالعه با استفاده از روش تحلیل المان محدود، مورد استفاده قرار گرفته است. از شبیه‌سازی‌های انجام شده کاملاً مشخص است که ناحیه تومورال پس از گذشت مدت زمان ۹۵ S از انتشار امواج الکترومغناطیسی به میزان ۴۲ تا ۴۳ درجه سانتی‌گراد تا مقدار بهینه، گرم می‌شود. همچنین زمانی که انرژی بر روی $W.S = 30000$ ثابت می‌شود، مشاهده می‌گردد که توزیع دمایی بر روی سلول‌های سرطانی بافت پستان، مشابه می‌باشد.

در این پژوهش سعی شده است برای تشخیص بافت تومورال پستان از مشخصه دمایی سطحی بافت سرطانی پستان در طول درمان با امواج مایکروویو استفاده گردد چرا که استفاده از الگوی حرارتی امواج مایکروویو با توجه به غیریونیزان بودن آن که مزیت اصلی این روش درمانی محسوب می‌شود، موجب افزایش قدرت تشخیص و درمان توده‌های سرطانی در بافت پستان می‌گردد. این مقاله یک مدل ۲ بعدی از بافت پستان تومورال را نشان می‌دهد تا بتوان دمای بافت پستان را هنگامی که در معرض تشعشع یک منبع میدان الکترومغناطیسی با فرکانس ۲/۴۵ GHz است در حین درمان از طریق افزایش دما، بررسی نمود. معادله

۵. مراجع

1. D. Perpetuini, C. Filippini, D. Cardone, A. Merla. An overview of thermal infrared imaging-based screenings during pandemic emergencies. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 18 (6) (2021) 3286.
2. M. Lazebnik, D. Popovic, L. McCartney, C. Watkins, M. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, T. Ogilvie, A. Magliocco, T. Breslin, W. Temple, D. Mew, J. Booske, M. Okoniewski, S. Hagness. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Phys. Med. Biol.* 52 (2007) 6093-6115.
3. A. Santorelli, M. Popovic. SAR distribution in microwave breast screening: results with TWTLTLA wideband antenna. *7th Int. Conf. Intelligent Sensors, Sensor Networks Info. Processing (ISSNIP)* (2011) pp. 152-158.
4. L. Vojackova, I. Merunka, O. Fiser, J. Vrba. Interstitial applicators for breast cancer treatment by microwave thermoablation. *24th Int. Conf. Radioelektronika* (2014) pp. 410-415.
5. A. Sanpanich, Y. Kajornpredanon, P. Phasukkit, S. Tungjitkusolmun, C. Pintavirooj, P. Nantivatana. Opened-tip applicator and ex vivo experimental results for microwave breast cancer ablation. *IEEE AsiaPacific Conf. Antennas Propagation (APCAP)* (2012) pp. 168-175.
6. A. Manzanarez, J. E. Lara, A. Vera. Influence of the surrounding tissues in the radiation pattern of microcoaxial antenna for the treatment of breast tumors. *3rd Int. Conf. Elect. Eng. Comput. Sci. Aut. Control (CCE)* (2016) pp. 215-223.
7. B. S. Park, A. Razjouyan, L. M. Angelone, B. McCright, S. S. Rajan. RF safety evaluation of a breast tissue expander device for MRI: Numerical Simulation and experiment. *IEEE Trans. Elect. Compatibility* 59 (5) (2017) 265-275.
8. E. Y. K. Ng. A review of thermography as promising noninvasive detection modality for breast tumor. *Int. J. Thermal Sci.* 48 (2009) 849-859.
9. M. H. Bah, J. S. Hong, D. A. Jamro. Study of breast tissues dielectric properties in UWB range for microwave breast cancer imaging. *Int. Conf. Comput. Info. Sys. Industrial Appl.* (2015) pp. 1254-1263.
10. M. Zhang, T. Azuma, X. Qu, R. Narumi, S. Takagi, Y. Matsumoto, K. Okita, H. Furusawa, J. Shidooka. Temperature distribution analysis for high intensity focused ultrasound breast cancer treatment by numerical simulation. *IEEE Int. Ultrasonics Symposium Proc.* (2015) pp. 627-635.
11. S. Rahmatinia, B. Fahimi. Magneto-Thermal modeling of biological tissues: a step toward to

- breast cancer detection. *IEEE Trans. Magnetics* 53 (6) (2017) 127-135.
12. Y. C. Lai, C. B. Soh, E. Gunawan, K. S. Low. Homogenous and heterogenous breast phantoms for ultra-wideband microwave imaging applications. *Progress Elect. Res.* 100 (2010) 397-415.
13. J. A. H. Tuncay, I. Akduman. Realistic microwave breast models through T1-weighted 3-D MRI data. *IEEE Trans. Biomedical Eng.* 62 (2) (2015) 688-698.
14. R. C. Conceição, M. O'Halloran, M. Glavin, E. Jones. Comparison of planar and circular antenna configurations for breast cancer detection using microwave imaging. *Progress Elect. Res.* 99 (2009) 1-20.
15. A. Sam, A. A. Jone. Ultra wide band radar based breast cancer detection using stacked patch and wide slot antenna. *Int. J. Elect. Signal Sys.* 3 (1) (2013) 36-40.
16. M. Rüdiger, F. Maria, C. Rodney, G. Adele, J. Kari, M. Carmela, S. Richard, S. Karl, S. Pier, B. E. Stuck, S. Zenon. ICNIRP guidelines for limiting exposure to electric fields induced by movement of the human body in a static magnetic field and by time-varying magnetic fields below 1 Hz. *Health Phys.* 10 (2014) 106-418.
17. T. H. Kim, J. K. Pack. Measurement of electrical characteristics of female breast tissues for the development of the breast cancer detector. *Progress Elect. Res.* 30 (2012) 189-199.