



## طرح پیشنهادی (پروپوزال) پایان نامه کارشناسی ارشد

فرم شماره ۲

تاریخ:

شماره:

### ۱- عنوان پایان نامه:

فارسی:

شبیه سازی نرخ جذب ویژه (SAR) در بافت سینه با استفاده از آنتن تک قطبی UWB برای کاربردهای تشخیص سرطان

انگلیسی:

specific absorption rate (SAR) simulation in breast tissue using UWB monopole antenna for cancer detection applications

### ۲- مشخصات دانشجو:

نام خانوادگی: .. نام: ... شماره دانشجویی: .. دوره: نوبت دوم رشته-گرایش: مهندسی برق- مخابرات سیستم

دانشکده: فنی مهندسی نیمسال اخذ واحد پایان نامه: ..... تعداد واحد پایان نامه: ۶ واحد سال تحصیلی: ۱۴۰۳-۱۴۰۴

شماره تلفن همراه دانشجو: ..... شماره تلفن ثابت (شهرستان): ..... پست الکترونیکی: .....

### ۳- استاد (اساتید) راهنما:

| مشخصات           | نام و نام خانوادگی | مرتبه دانشگاهی | تخصص اصلی | محل اشتغال | درصد اشتراک | تعداد پایان نامه های در دست اجرا با احتساب این پایان نامه |
|------------------|--------------------|----------------|-----------|------------|-------------|-----------------------------------------------------------|
| استاد راهنما اول |                    | .....          | .....     | .....      | .....       |                                                           |
| استاد راهنما دوم |                    | .....          | .....     | .....      | .....       |                                                           |

### ۴- استاد (اساتید) مشاور (اختیاری):

| مشخصات          | نام و نام خانوادگی | مرتبه دانشگاهی | تخصص اصلی | محل اشتغال | درصد اشتراک |
|-----------------|--------------------|----------------|-----------|------------|-------------|
| استاد مشاور اول |                    | .....          | .....     | .....      | .....       |
| استاد مشاور دوم |                    | .....          | .....     | .....      | .....       |

#### الف) مقدمه و هدف:

در سال‌های اخیر، تشخیص زودهنگام سرطان سینه به عنوان یکی از چالش‌های مهم در حوزه پزشکی و بهداشت عمومی شناخته شده است. روش‌های تصویربرداری سنتی مانند ماموگرافی و سونوگرافی به دلیل محدودیت‌های خود در تشخیص دقیق و سریع تومورهای سرطانی، نیاز به تکنیک‌های جدید و کارآمدتری دارند. یکی از این تکنیک‌ها، استفاده از آنتن‌های مونوپول UWB (Ultra-Wideband) برای شبیه‌سازی نرخ جذب خاص (SAR) در بافت سینه است.

نرخ جذب خاص (SAR) به عنوان معیاری برای ارزیابی ایمنی و کارایی تکنیک‌های تصویربرداری مبتنی بر امواج الکترومغناطیسی شناخته می‌شود. شبیه‌سازی SAR در بافت سینه می‌تواند به ما کمک کند تا درک بهتری از توزیع انرژی در بافت‌های مختلف و تأثیر آن بر روی سلول‌های سرطانی داشته باشیم. با این حال، چالش‌هایی نظیر دقت شبیه‌سازی، انتخاب پارامترهای مناسب برای آنتن و تأثیرات فیزیکی بافت سینه بر روی امواج الکترومغناطیسی وجود دارد که باید به دقت مورد بررسی قرار گیرند. [۱]

سرطان سینه یکی از مشکلات جدی بهداشتی در ایران و بسیاری از کشورهای دیگر است. طبق گزارش‌ها، آمار مرگ و میر ناشی از سرطان سینه در ایران در حال افزایش است و نیاز به تشخیص زودهنگام و غربالگری منظم برای کاهش این آمار وجود دارد. سرطان در مراحل اولیه یک بیماری بدون علامت است، به طوری که بیمار هیچ علامت یا دردی را تجربه نمی‌کند تا زمانی که سرطان به مرحله پیشرفته‌ای برسد. این آمار نگران‌کننده نشان می‌دهد که تشخیص و شناسایی زودهنگام سرطان می‌تواند برای بهبود نرخ بقا حیاتی باشد. غربالگری منظم و ایمن می‌تواند برای پیگیری این موضوع استفاده شود. زنان بالای ۴۰ سال باید حداقل سالی یک بار اسکن شوند. به طور کلی، برای زنان جوان، سرطان سینه در مراحل بعدی و با درجه بالاتر و احتمال عود بیشتر تشخیص داده می‌شود. [۲] بنابراین، تشخیص زودهنگام سرطان برای درمان پزشکی موفق و بهبودی حیاتی است. [۳] روش‌های زیادی برای غربالگری سرطان استفاده می‌شود، از جمله: ماموگرافی، سونوگرافی سینه، ترموگرافی، تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)، توموگرافی حفره‌ای پوزیترون (PET)، تصویربرداری نوری، تصویربرداری مبتنی بر امپدانس الکتریکی و توموگرافی کامپیوتری (CT). [۴ و ۵] ماموگرافی یک تکنیک تصویربرداری پرکاربرد برای تشخیص سرطان سینه است. این تکنیک ترکیبی از سونوگرافی و تصویربرداری اشعه ایکس است که در آن بافت بدخیم روشن‌تر به نظر می‌رسد. این تکنیک به کاهش نرخ مرگ و میر در زنان غربالگری شده به میزان ۲۵ تا ۳۰ درصد کمک کرده است. با وجود موفقیت غیرقابل انکار آن، ماموگرام‌ها در تشخیص سرطان در مراحل اولیه و در سینه‌های متراکم ناکام می‌مانند. همچنین این تکنیک هزینه‌بر است و بخش بزرگی از جمعیت ممکن است دسترسی به آن را به طور منظم دشوار بیابند. [۵]

سی‌تی‌اسکن‌ها نوع دیگری از تصویربرداری اشعه ایکس هستند. از آنجا که معمولاً کنتراست پایینی دارند، برای ایجاد تصویر روشن‌تر و واضح‌تر به تزریق ید نیاز است. با این حال، سی‌تی‌اسکن‌ها برای اسکن‌های روتین مناسب نیستند، با وجود اینکه به طور ملایمی تهاجمی هستند. [۶]

تصویربرداری با سونوگرافی از امواج صوتی برای تشکیل تصاویر در زمان واقعی استفاده می‌کند. به تنهایی، این روش باعث نتایج مثبت کاذب و منفی کاذب غیرقابل قبول در زنان بدون علامت می‌شود. از سوی دیگر، MRI برای زنانی که در معرض خطر بالاتری از سرطان سینه هستند مفید است و می‌تواند برای ارزیابی سینه‌های متراکم استفاده شود. نقطه ضعف آن این است که قادر به تشخیص سرطان در مراحل اولیه نیست، زمان زیادی برای انجام آن نیاز دارد، در

همه جا به راحتی در دسترس نیست و هزینه بر است. [۷] با جمع آوری شواهد بیشتر، مشخص شد که روش های تصویربرداری غیرسنتی برای تصویربرداری از سرطان سینه مورد نیاز است. یکی که غیر یونیزه، ارزان تر و در دسترس تر باشد. اگرچه تکنیک های تصویربرداری میکروویو (MWI) نسبتاً جدید هستند، اما نشان دادند که توانایی پر کردن این نیاز رو به رشد را دارند. مزایای MWI شامل این است که غیر یونیزه، غیر گران قیمت و غیر تهاجمی است. سیستم های تصویربرداری سرطان سینه مبتنی بر میکروویو به دلیل کنتراست بالای بین بافت طبیعی و تومورها ابزارهای حسگری کم هزینه ای هستند. همچنین نیازهای رقابتی برای وضوح و عمق نفوذ را با پتانسیل بالا برای تشخیص تومورهای کوچک در زمان اسکن کوتاه متعادل می کند. این می تواند خطرات ایمنی را به دلیل ماهیت غیر یونیزه خود کاهش دهد و به زنان اجازه می دهد تا نسبت به سایر تکنیک های موجود، غربالگری منظم سرطان سینه را دریافت کنند. [۷] ایده اصلی پشت تصویربرداری میکروویو استفاده از یک یا چند آنتن برای روشن کردن شی هدف است و سپس از آنتن های دریافت کننده برای ضبط میدان پراکنده اطراف حوزه هدف استفاده می شود. داده های پراکنده سپس پردازش می شوند تا نقشه ای از حوزه تصویربرداری بازسازی شود. در این راستا، نیاز به یک مطالعه جامع و دقیق برای شبیه سازی SAR در بافت سینه و ارزیابی کارایی آنتن های UWB در کاربردهای تشخیص سرطان احساس می شود. این تحقیق به دنبال ارائه راهکارهایی برای بهبود دقت و ایمنی سیستم های تشخیصی سرطان سینه با استفاده از فناوری های نوین است. بر همین اساس، هدف اصلی این تحقیق، شبیه سازی نرخ جذب خاص (SAR) در بافت سینه با استفاده از آنتن مونوپول فوق پهن باند (UWB) به منظور کاربردهای تشخیص سرطان است. این مطالعه به بررسی تأثیرات تابش آنتن بر روی بافت های سینه و ارزیابی دقت و کارایی سیستم های تشخیصی در شناسایی تومورهای سرطانی می پردازد و به دنبال بهینه سازی طراحی آنتن برای افزایش دقت و کاهش تلفات انرژی در بافت های مختلف می باشد. این تحقیق می تواند به توسعه تکنیک های تصویربرداری غیرتهاجمی و کارآمدتر برای شناسایی تومورهای سرطانی کمک کند و در نهایت به بهبود نتایج درمانی و کیفیت زندگی بیماران منجر شود.

#### (ب) مبانی و پیشینه تحقیق:

بیشترین پیشرفت بیماری و مرگ و میر که در زندگی زنان مشاهده می شود، سرطان سینه است. به دلیل سرطان سینه/تومورها، خطر مرگ و میر برای زنان به طور نمایی افزایش یافته است. از سال ۲۰۲۰، زنانی که به دلیل کارسینوم مرده اند، (۱۲۳،۸ در هر ۱۰۰،۰۰۰) زن بین سال های ۲۰۰۶ تا ۲۰۱۰ بوده اند. این مشکل همچنین با شناسایی زودهنگام تومور با استفاده از روش های مختلف تشخیص مانند ماموگرافی با اشعه ایکس، توموگرافی کامپیوتری، تکنیک تصویربرداری اولتراسوند، توموگرافی انتشار پوزیترون (PET)، تصویربرداری با تشدید مغناطیسی (MRI)، و تصویربرداری میکروویو قابل حل است [۸]، محققان مطالعات متعددی در این زمینه ها انجام داده اند.

روش تصویربرداری با اشعه ایکس معمولاً برای شناسایی تومور استفاده می شود، اما مکان دقیق تومور بسیار پرهزینه و سخت برای شناسایی است. علاوه بر این، این روش بر بافت سالم اطراف سینه تأثیر می گذارد [۹]. اشعه ایکس، به ویژه برای زنان زیر ۴۰ سال، به دلیل خطرات آن نمی تواند تکرار شود [۱۰]. اولتراسوند ابزاری رایج برای تشخیص سرطان سینه در محدوده چند میلی متر است. این روش می تواند تومورهای خوش خیم، تومورهای جامد یا سرطان های مشکوک را از یکدیگر متمایز کند. تمایز بین تومورهای بدخیم و خوش خیم با توجه به فراوانی زیاد آنها بسیار دشوار است. بسیاری از میکروکلسیم ها [۱۱] به دلیل وجود نقاط هایپراکوستیک غایب هستند. ابزار دیگری که وجود دارد، MRI است که تومور را به طور مؤثری شناسایی می کند، به ویژه در مقایسه با ماموگرافی با اشعه ایکس در زنانی که مستعد سرطان سینه ارثی هستند [۱۲]. MRI برای طبقه بندی موارد مشکل ساز مانند ضایعات خوش خیم و بدخیم سینه استفاده می شود که منجر به درصد بالای مثبت کاذب [۸، ۱۳] می شود و استفاده از سخت افزارهای پیچیده و پرهزینه را می طلبد. چنین محدودیتی می تواند با تصویربرداری میکروویو با فرکانس های UWB [۱۴-۱۵] حل شود.

میکروویوها تعادل مطلوبی بین وضوح تصویر و نفوذ امواج به عمق بافت ایجاد می کنند و اخیراً نشان داده شده است که می توانند با فرکانس های UWB سینه را متمایز کنند. این تحقیق تفاوت دی الکتریک عمده بین بافت های سرطانی سینه و بافت های طبیعی را در این تکنیک نشان می دهد [۱۳، ۱۴، ۱۶-۱۷] اصطلاح نرخ جذب خاص (SAR) مقدار انرژی را توصیف می کند که در بافت سینه جذب می شود (W/kg) [۱۸، ۱۹]. توزیع حرارتی ناشی از تعامل امواج الکترومغناطیسی با فانتوم نیم کره ای سینه بر اساس تکنیک نرخ جذب خاص (SAR) تحلیل می شود. SAR ناهنجاری ها را در بافت سینه انسان شناسایی می کند. انرژی مرتبط با امواج الکترومغناطیسی توسط بافت های بیولوژیکی جذب می شود و این جذب میدان الکترومغناطیسی منجر به گرم شدن بافت انسانی می شود. اثر گرمایی بافت معمولاً با SAR کمی سازی می شود. اگرچه SAR برای ارزیابی بافت سینه ممکن است در یک فرد بسیار متغیر باشد. تمرکز بر روی ناحیه ای است که حداکثر جذب به دلیل وجود تومور اتفاق می افتد. این بخش مفید بودن تشخیص موقعیت تومور در سینه را با استفاده از مختصات حداکثر مقدار SAR نشان می دهد. تغییرات در اندازه سینه و تومور برای خطر تشخیص مهم هستند. قدرت جذب شده در ارتباط با سینه طبیعی و سینه توموری اندازه گیری و برای جرم های مختلف سینه معادل سازی می شود. حداکثر SAR همچنین در مکان های مختلف تومور در محدوده های فرکانسی مختلف تحلیل می شود.

آنتن های مختلف با شکاف حلقه ای مربع شکل [۲۰]، آنتن UWB صفحه ای [۲۱]، آنتن UWB به همراه تکنیک بارگذاری SRR با تغذیه CP-W-CPW [۲۲]، آنتن مونوپول دایره ای [۲۳]، آنتن دو باند [۲۴]، آنتن MIMO [۲۵]، و آنتن مونوپول در ترکیب با دیسک دایره ای چاپی [۲۶] مورد بررسی قرار گرفته و معایب آن ها برای طراحی آنتن پیشنهادی استفاده شده است. طراحی آنتن با استفاده از CST Microwave Studio انجام شده است. طول پچ مستطیلی 'L' با استفاده از دامنه فرکانسی سیستم تعیین می شود. طول آنتن با استفاده از فرمول نشان داده شده در معادله (۱) محاسبه می شود:

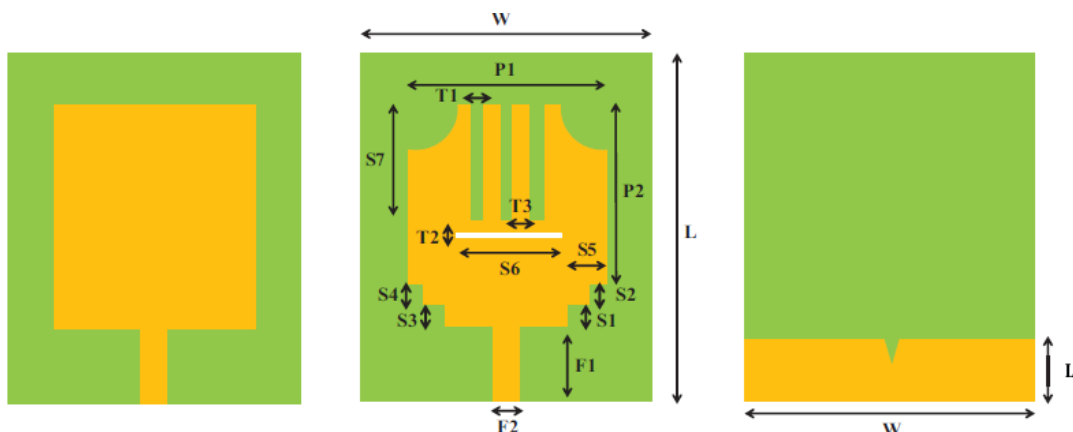
$$L = \frac{1}{2f_c \sqrt{\epsilon_0 \epsilon_r \mu_0}} \quad (1)$$

که در آن  $f_c$  فرکانس مرکزی (رزونانسی) است،  $\epsilon_r$  دی الکتریک نسبی زیرلایه،  $\epsilon_0$  دی الکتریک در خلا و  $\mu_0$  نفوذپذیری در خلا است.

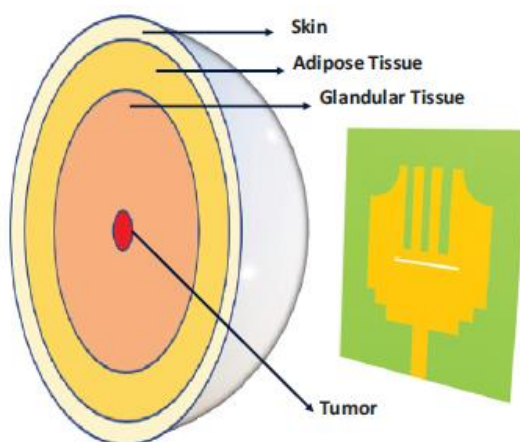
در آنتن میکروستریپ، عرض  $W$  پچ کنترل کننده امپدانس ورودی است. با افزایش عرض های پچ، می توان پهنای باند عملیاتی را افزایش داد. عرض ' $W$ ' با استفاده از معادله (۲) محاسبه می شود:

$$W = \frac{c}{2f_c} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (2)$$

$f_c$  فرکانس مرکزی (رزونانسی) است،  $c$  سرعت نور و  $\epsilon_r$  دی الکتریک نسبی زیرلایه [۲۷] است. عرض همیشه به گونه ای تنظیم می شود که تطابق امپدانس رخ دهد. و طول میکروستریپ باید برابر با  $I''/4$  باشد. لایه زمین و لایه پچ با استفاده از ماده مسی که ضخامت آن ۰.۳۵ میلی متر است، مونتاژ می شوند. لایه زیرلایه با استفاده از ماده FR-4 با تلفات که دارای دی الکتریک ( $\epsilon_r = 4.3$ ) و ارتفاع ۱.۶ میلی متر است، مونتاژ می شود و آنتن حاصل دارای ابعاد حجمی ۴۳ x 40 x 1.6 میلی متر مکعب است. شکل (۱) تکامل آنتن UWB پیشنهادی را از یک پچ مستطیلی پایه با ساختار زمین معیوب (DGS) نشان می دهد. ابعاد مختلفی که برای طراحی آنتن پیشنهادی که در چندین فرکانس رزونانس دارد، در جدول ۱ سیستماتیک شده اند. هندسه آنتن UWB پیشنهادی در شکل (۱) نشان داده شده است.



شکل ۱: پیکربندی آنتن UWB پیشنهادی (الف) بدون شکاف (ب) پیشنهادی (ج) نمای پشتی



شکل (۲). تنظیمات آزمایشی با فانتوم سینه ناهمگن و آنتن پیشنهادی.

شعاع فانتوم سینه نیم کره‌ای طراحی شده در CST Studio برابر با ۳۰ میلی‌متر است که در فاصله ۷۰ میلی‌متری از آنتن قرار دارد. فانتوم سینه ناهمگن شامل چندین لایه است. لایه سطحی از پوست تشکیل شده است. به طور کلی، ضخامت پوست روی سینه حدود ۲ میلی‌متر است. بافت‌های چربی در زیر پوست وجود دارند و معمولاً ضخامت آن‌ها بین ۵ تا ۲۰ میلی‌متر است. برای توسعه فانتوم، ضخامت ۸ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. ضخامت داخلی باقی‌مانده ۲۰ میلی‌متر از بافت فیبرو غددی تشکیل شده است. تنظیمات آزمایشی با فانتوم سینه ناهمگن و آنتن UWB پیشنهادی در شکل (۲) نشان داده شده است. خواص بافت‌هایی که در توسعه فانتوم سینه ناهمگن استفاده شده‌اند، در جدول ۱ ارائه شده است.

نرخ جذب خاص (SAR) مشتق انرژی گرادیان (dW) است که توسط یک جرم گرادیان (dm) در یک عنصر حجم (dV) نگهداری می‌شود [۲۶]

مقادیر SAR برای کل بدن به طور میانگین برای ۱ گرم بافت و ۱۰ گرم بافت محاسبه می‌شود. از آنجا که این یک محاسبه محلی از SAR است، بر روی جرم بافت ۱ گرم میانگین‌گیری می‌شود [۲۸]. مطالعات مختلف نشان می‌دهند که تشخیص زودهنگام سرطان‌ها با استفاده از SAR امکان‌پذیر است [۲۹، ۳۰]. مقادیر مجاز SAR برای انسان‌ها در محیط‌های کنترل‌شده و غیرکنترل‌شده در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲. خواص بافت‌های مختلف

| بافت   | دی الکتریک نسبی | هدایت الکتریکی (S m <sup>-1</sup> ) | چگالی (Kg-m <sup>-3</sup> ) | ظرفیت حرارتی (Jkg <sup>-1</sup> °C <sup>-1</sup> ) | هدایت حرارتی (Wm <sup>-1</sup> °C <sup>-1</sup> ) |
|--------|-----------------|-------------------------------------|-----------------------------|----------------------------------------------------|---------------------------------------------------|
| پوست   | ۳۶٫۷            | ۲٫۳۴                                | ۱۱۰۹                        | ۳۳۹۱                                               | ۰٫۳۷                                              |
| چربی   | ۴٫۸۴            | ۰٫۲۶۲                               | ۹۱۱                         | ۲۳۴۸                                               | ۰٫۲۱                                              |
| غده ای | ۵۰              | ۳٫۴۶                                | ۱۰۴۱                        | ۲۹۶۰                                               | ۰٫۳۳                                              |

|       |      |   |      |   |   |
|-------|------|---|------|---|---|
| تومور | ۵۴,۹ | ۴ | ۱۰۵۸ | - | - |
|-------|------|---|------|---|---|

جدول ۳. محدودیت‌های قرارگیری SAR

| محیط       | (Wkg <sup>-1</sup> ) | SAR <sub>1g</sub><br>(Wkg <sup>-1</sup> ) | SAR <sub>10g</sub><br>(Wkg <sup>-1</sup> ) |
|------------|----------------------|-------------------------------------------|--------------------------------------------|
| کنترل شده  | ۰,۴                  | ۸                                         | ۲۰                                         |
| کنترل نشده | ۰,۰۸                 | ۱,۶                                       | ۴                                          |

مارتلوزیو و همکاران<sup>۱</sup> [۱۷] دی‌الکتریک ۱۶۶ نمونه نرمال و ۵۶ نمونه بافت توموری را از ۰,۵ گیگاهرتز تا ۵۰ گیگاهرتز ارائه کردند. نشان داده شده است که دی‌الکتریک نمونه‌های بافت نرمال و توموری در ۵۰ گیگاهرتز تفاوت کمتری دارد. با افزایش فرکانس از گیگاهرتز به تراهرتز، دی‌الکتریک بافت نرمال و تومور ممکن است تفاوت بسیار کمی داشته باشد. علاوه بر این، در ناحیه طیف‌سنجی تراهرتز، اندازه آنتن بسیار کوچک می‌شود که منجر به ساخت دشوار و نیاز به گیرنده‌های پیشرفته برای پردازش سیگنال‌ها می‌شود. بنابراین، انتخاب فرکانس رزونانس آنتن در گیگاهرتز نسبت به تراهرتز گزینه بهتری است.

فرکانس‌های میکروویو که از ۳۰۰ مگاهرتز تا ۳۰۰ گیگاهرتز متغیر هستند، برای کاربردهای بیومدیکال، به‌ویژه برای تصویربرداری و درمان بیومدیکال، جذاب‌تر و مفیدتر هستند، زیرا بهترین وضوح فضایی و عمق نفوذ را فراهم می‌کنند [۱۸]. همچنین فرکانس‌های میکروویو به‌ویژه برای تشخیص سرطان سینه مفید هستند به دلیل تنوع وسیع در خواص الکتریکی مانند دی‌الکتریک و هدایت الکتریکی بافت نرمال سینه و بافت بدخیم. بیشتر تداخل RF در باند ۲,۴ گیگاهرتز رخ می‌دهد در حالی که باند فرکانسی فوق‌العاده وسیع که در تحقیق ما مورد بررسی قرار گرفته است، به‌طور نسبی تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد.

علاوه بر این، فرکانس‌های میکروویو غیر یونیزه، بی‌ضرر و غیر تهاجمی هستند و نفوذ کافی به بافت سینه دارند. پارامتر پراکندگی بافت‌های نرمال و بدخیم تغییرات زیادی را نشان می‌دهد و اندازه، مکان، شکل و خواص الکتریکی تومور را جمع‌آوری می‌کند. زمانی که بافت نرمال تحت تأثیر تومور قرار می‌گیرد، دی‌الکتریک تومور افزایش می‌یابد و این مقدار به‌طور مستقیم با انرژی الکتریکی ذخیره‌شده در بافت نسبت دارد [۱۰].

برای درک معنای مورد نظر از تعامل امواج الکترومغناطیسی با بافت سینه، دانستن خواص الکتریکی مهم است [۱۱]. به‌عبارتی، با کمک هدایت الکتریکی و دی‌الکتریک بافت‌های بدخیم و نرمال، شناسایی تومور با ارسال سیگنال‌های فوق‌العاده وسیع به ناحیه آسیب‌دیده سینه آسان‌تر می‌شود [۱۳].

آنتن‌های باند وسیع در ابتدا به‌طور گسترده‌ای استفاده می‌شدند، به‌ویژه در بخش دریافت. سیستم‌های تجاری UWB نیازهای آنتن‌های سنتی باند وسیع را برآورده می‌کنند؛ بنابراین، تمام رویکردهای طراحی موجود می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند. با این حال، در سال ۲۰۰۲، کمیسیون ارتباطات فدرال ایالات متحده (FCC) مفهوم UWB را با فرکانس ۳,۱ گیگاهرتز تا ۱۰,۶ گیگاهرتز پیشنهاد کرد که با باند وسیع سنتی متفاوت است. ویژگی‌های UWB مانند پشتیبانی از نرخ انتقال داده بالا در محیط بی‌سیم، امنیت بالا، پروفایل کم، ساختار ساده و هزینه ساخت پایین، آن را محبوب کرده است. آنتن‌های UWB می‌توانند در اشکال مختلفی مانند مربع، مستطیل، مثلث، دایره‌ای، بیضوی، پنج‌ضلعی، شش‌ضلعی و غیره طراحی شوند [۱۹]–[۲۴].

استفاده از آنتن مونوپول برای تصویربرداری سرطان سینه نوعی آنتن است که به‌طور خاص برای تصویربرداری سرطان سینه طراحی شده است. این آنتن معمولاً کوچک و صفحه‌ای است و از ماده‌ای فلزی که بر روی یک زیرلایه چاپ شده ساخته شده است. آنتن برای ارسال و دریافت امواج رادیویی استفاده می‌شود

شکل ۱. یک آنتن میکرواستریپ تک قطبی UWB  
هشت ضلعی اصلاح شده (MOSUMMA).

<sup>۱</sup> Martellosio et al.

و بر روی سطح سینه قرار می‌گیرد. سپس از امواج رادیویی برای تصویربرداری از بافت سینه استفاده می‌شود. آنتن‌های مونوپول چندین مزیت دارند که آنها را برای تصویربرداری سرطان سینه مناسب می‌سازد. اولاً، ساخت و استفاده از این آنتن نسبتاً آسان است. ثانیاً، این آنتن به امواج رادیویی حساس است و به تولید تصاویر با کیفیت بالا کمک می‌کند. ثالثاً، این آنتن هزینه پایینی دارد و گزینه‌ای اقتصادی برای تصویربرداری سرطان سینه به شمار می‌آید.

با این حال، استفاده از آنتن مونوپول برای تصویربرداری سرطان سینه برخی معایب نیز دارد. اولاً، این آنتن دارای گین پایینی است و موج تابش شده ممکن است بازتاب‌های زیادی بر روی سطح پوست داشته باشد و به اندازه کافی به عمق سینه نفوذ نکند. ثانیاً، از آنجا که الگوی آن همه‌جانبه است، منابع دیگر امواج رادیویی می‌توانند با آنتن تداخل کنند که می‌تواند کیفیت تصویر را کاهش دهد. ثالثاً، برخی از بیماران ممکن است آنتن را ناراحت‌کننده ببینند. برخی از این آنتن‌های مونوپول UWB به‌منظور بررسی و درک بهتر به شرح زیر ارائه شده‌اند.

استفاده از آرایه آنتن پچ UWB صفحه‌ای برای تشخیص تومورهای سینه شامل تحلیل تعامل سیگنال‌های میکروویو با بافت سینه به‌منظور شناسایی بافت‌های غیرطبیعی، مانند تومورها، از طریق تحلیل بازتاب‌ها، پراکندگی و تضعیف سیگنال است. آنتن توانست گینی بیش از ۵ dBi در کل محدوده ۳٫۱ گیگاهرتز تا ۱۲ گیگاهرتز با استفاده از لایه سطح انتخابی فرکانس (FSS) برای تشخیص زودهنگام به‌دست آورد. با این حال، این تکنیک پروفیل آنتن را افزایش داد و گین به‌دست‌آمده نسبت به اندازه و لایه‌های آنتن ناکافی بود. علاوه بر این، این مطالعه عمدتاً آنتن را با فانتوم‌های سینه آزمایش کرد، اما پیچیدگی‌های واقعی بافت انسانی را به‌طور کامل نمایان نکرد. این آنتن در باندهای فرکانسی خاصی کار می‌کرد که ممکن است قابلیت آن را در تشخیص تومورها در عمق‌ها و اندازه‌های مختلف محدود کند.

علاوه بر این، هیچ آزمایش بالینی بر روی افراد واقعی انجام نشد که برای تأیید کاربرد عملی سیستم ضروری است [۲۵]. یک آنتن UWB صفحه‌ای جمع‌وجور برای تصویربرداری تومور سینه توسعه داده شد. اثربخشی آنتن در تشخیص تومور از طریق طراحی، ساخت و بازرسی تضمین شد. با وجود اندازه کوچک خود، ویژگی‌های تابش پایداری را با گین معقول حفظ می‌کند و اندازه آن  $40 \times 40$  میلی‌متر مربع است. مقاله به تفاوت‌های جزئی بین نتایج شبیه‌سازی شده و اندازه‌گیری شده اشاره کرد که عمدتاً به دلیل تحمل‌های تولید و مشکلات اتصال دهنده بود. این نادرستی‌ها بر عملکرد و قابلیت اطمینان آنتن در کاربردهای واقعی تأثیر گذاشت. این موضوع چالش‌های بالقوه‌ای را در دستیابی به ویژگی‌های فاز خطی و ثابت در کل باند عملیاتی نشان داد. بنابراین، این آنتن نتوانست تومور را با دقت بالا تشخیص دهد و چندین مزاحمت همراه با خود سرطان و در محدوده فرکانسی پایین‌تر آن کیفیت تصویربرداری را تحت تأثیر قرار داد و احتمال به‌دست‌آوردن تصاویر با وضوح بالا از تومورهای سینه را محدود کرد. این مشکلات به ساختار آنتن و زمین معیوب آن مربوط می‌شود [۲۶].

آنتن مونوپول UWB دیگری نیز عملکرد بالقوه‌ای برای اهداف تصویربرداری به‌دلیل چندباندی و اندازه مینیاتوری خود نشان داد. این آنتن می‌توانست باندهای کاری ۲٫۳۸-۲٫۴۲ گیگاهرتز و ۳٫۳۵-۱۱ گیگاهرتز را به‌دست آورد. با این حال، تمرکز آن بر روی بلوتوث و ارتباطات عمومی UWB کاربرد آن را برای تشخیص سرطان سینه محدود کرد و نیاز به یک محدوده خاص از فرکانس‌ها برای تصویربرداری عملی داشت. تغییرات در خواص بافت سینه و آناتومی افراد مختلف می‌تواند منجر به مشکلات عدم تطابق شود که می‌تواند عملکرد آنتن را در سناریوهای تصویربرداری واقعی کاهش دهد و این عامل در نظر گرفته نشده بود. باندهای فرکانسی این آنتن نمی‌توانستند برای محیط‌های حساس و با سیگنال پایین که برای تشخیص سرطان سینه نیاز است، ایده‌آل باشند. حساسیت آنتن به عوامل محیطی مانند بافت بدن و نویز خارجی بهینه‌سازی نشده بود [۲۷].

علاوه بر این، [۲۸] یک آنتن UWB جمع‌وجور با عملکرد دوگانه طراحی کرد که کیفیت سیگنال قوی را هم در حالت تماس با بدن و هم در حالت غیرتماس تضمین می‌کند. این طراحی شامل یک حلقه دایره‌ای با شش حلقه

مقاطع در قسمت تابش و یک صفحه زمین بیضوی کوچک است. با کاهش اندازه، طراحی نهایی (آنتن ۳) کیفیت سیگنال بالای ۰,۹۳ را در نزدیکی بازوی انسان به دست آورد و ارتباط مؤثری درون بدن را تسهیل کرد. این آنتن باند فرکانسی (BW) ۳-۱۲ گیگاهرتز و گینی کمتر از ۵ dBi را به دست آورد. نتایج نشان دهنده تشخیص موفق تومورهای سرطانی به اندازه ۶ میلی متر و تومورهای غیرسرطانی به اندازه ۳ میلی متر بود. با این حال، پاسخهای تومور به وسیله واکنشهای پوستی پنهان می شود. بنابراین، سیگنالهای تومور درون نويز پس زمینه یا سیگنالهای ناخواسته ناشی از بازتابهای بافت پوست در سیستم تصویربرداری پنهان می شوند. با این حال، پوشش وسیع آنتن می تواند برای سرطان سینه مشکل ساز باشد زیرا ممکن است در جهات دیگر نیز تابش کند. این مشکل در تصویر بازسازی شده تومور مشهود بود که خوشه ها و آثار بیشتری را در ناحیه تصویربرداری سینه شناسایی کرد.

علاوه بر این، آنتن از یک زیرلایه FR4 استفاده کرد که می تواند تلفات دی الکتریک بالاتری را معرفی کند و بر عملکرد در بافت های پیچیده تأثیر بگذارد. تکامل ساختار آن از طریق مراحل متعدد، دشواری های ساخت را افزایش داد و نتایج تصویربرداری تومور سینه فاقد تأیید گسترده با سناریوهای بالینی واقعی یا مدل های فانتوم متنوع بود. علاوه بر این طراحی، نویسندگان در [۲۹] تأثیر عامل وفاداری را بر تشخیص تومور در سیستم های تصویربرداری میکروویو بررسی کردند. در حالی که این موضوع مهم است، تمرکز محدود بر روی آن سایر پارامترهای حیاتی مانند کارایی، گین یا قابلیت استفاده عملی در تنظیمات تصویربرداری واقعی را نادیده گرفت. همچنین، این مطالعه به چالش هایی مانند تعامل بافت، وضوح و دقت در تشخیص تومورهای کوچک یا عمیق نیز به طور کامل نپرداخت. این مطالعه عمدتاً از فانتوم های ساده یا همگن استفاده کرد و نتایج آن به طور مؤثری قابل تعمیم نبود.

#### B. نرخ جذب خاص (SAR)

نرخ جذب خاص (SAR) معیاری از انرژی الکترومغناطیسی است که توسط بدن انسان هنگام قرارگیری در معرض آن جذب می شود. این نرخ به عنوان مقدار قدرتی که توسط بافت بیولوژیکی به ازای هر واحد جرم بافت بیولوژیکی جذب می شود، تعریف می گردد و واحد آن وات بر کیلوگرم است. معمولاً مقدار SAR می تواند بر روی حجم های کوچک یا کل بدن (۱ گرم یا ۱۰ گرم بافت) میانگین گیری شود. این مقدار عمدتاً به میدان الکتریکی درون بافت بیولوژیکی بستگی دارد. [۳۰]

مقدار محلی SAR در هر نقطه از بافت محاسبه می شود و واحد آن (W/kg) است. این محاسبات به منظور ارزیابی اثرات بالقوه سلامتی ناشی از قرارگیری در معرض امواج الکترومغناطیسی، به ویژه در زمینه های ارتباطات بی سیم و دستگاه های الکترونیکی، بسیار حائز اهمیت است. [۳۱]

$$SAR_{local}(r, \omega) = \frac{\sigma(r, \omega) |E(r, \omega)|^2}{2\rho(r)} \quad (1)$$

نرخ جذب خاص (SAR) بر روی یک حجم نمونه کوچک (معمولاً ۱ گرم یا ۱۰ گرم) از طریق فرآیند زیر میانگین گیری می شود:

I. برای هر نقطه، یک مکعب با جرم مشخص (۱ گرم یا ۱۰ گرم) تعیین می شود.

II. چگالی تلفات قدرت بر روی مکعب یکپارچه سازی می شود و مقدار کل به جرم مکعب تقسیم می شود.

این فرآیند به محاسبه دقیق SAR کمک می کند و اطلاعات مهمی درباره میزان انرژی الکترومغناطیسی جذب شده توسط بافت بیولوژیکی فراهم می آورد.

$$SAR_{average}(r, \omega) = \frac{1}{v} \int \frac{\sigma(r, \omega) |E(r, \omega)|^2}{2\rho(r)} dr \quad (2)$$

که در آن:

-  $\sigma(r, \omega)$  - رسانایی ماده [S/m]،

-  $r$  - بردار موقعیت،

-  $\rho(r)$  - چگالی جرم ماده دی الکتریک در  $r$  به واحد  $[Kg/m^3]$ .

-  $E(r, \omega)$  - میدان الکتریکی درون بافت  $[V/m]$ .

-  $V$  - حجم به واحد  $[m^3]$ .

این پارامترها در محاسبات مربوط به نرخ جذب خاص (SAR) و تحلیل اثرات الکترومغناطیسی بر روی بافت‌های بیولوژیکی بسیار مهم هستند.

C. مرحله تشخیص تومور

برای ارزیابی ایمنی حسگرهای مبتنی بر آنتن‌های پوشیدنی، نرخ جذب خاص (SAR) شبیه‌سازی و اندازه‌گیری می‌شود. یک فانتوم صاف برای اندازه‌گیری‌های بدن پوش (که معیارهای IEC و FCC برای رسانه‌های شبیه‌سازی بافت را برآورده می‌کند) و همچنین دو طرف فانتوم سر SAM در تجهیزات گنجانده شده‌اند. برای اندازه‌گیری‌های SAR از Speag Switzerland (cSAR3D) استفاده می‌شود که برای انجام اندازه‌گیری‌های SAR با دقت بالا از دستگاه‌های کارکرده بر روی بدن و هر دو طرف سر طبق استانداردهای 1-IEC62209، IEEE 1528، FCC OET65 و غیره طراحی شده است. cSAR3D اندازه‌گیری‌های سریع (۰,۳ ثانیه) و تکرارپذیر ( $>0,1$  دسی‌بل) را در باند ۰,۶۵ تا ۶ گیگاهرتز انجام می‌دهد. [۳۲]

(ج) سؤال (سؤال‌های) پژوهش:

۱. آیا نرخ جذب خاص (SAR) پیشنهادی در بافت سینه تحت تاثیر تابش مونوپول (تکقطبی) فراپهن‌بند (UWB) بر دقت و کارایی سیستم‌های تشخیص سرطان تأثیر می‌گذارد؟
۲. آیا SAR پیشنهادی در کدام نوع بافت سینه اعم از چربی و پوست و غده ای و تومور با استفاده از آنتن تک قطبی UWB نفوذ بالاتری دارد؟
۳. تاثیر پارامترهای مختلف آنتن پیشنهادی بر میزان نرخ جذب خاص به چه صورتی می باشد؟
۴. اثرات زیرلایه های مختلف با ضریب دی الکتریک مختلف و تانژانت تلفات متفاوت چه تاثیری بر عملکرد فرکانسی آنتن پیشنهادی خواهد داشت؟
۵. تاثیر شرایط محیطی و دمای محیط بر عملکرد آنتن به چه صورتی هست؟

(د) روش تحقیق

مراحل انجام این تحقیق جهت بررسی تأثیر اندازه و موقعیت تومور بر مقدار جذب خاص (SAR) در بافت‌های سینه می‌پردازد. با هدف اصلی شبیه‌سازی و تحلیل تغییرات SAR در بافت‌های مختلف (پوست، بافت چربی، بافت غده‌ای و تومور) با توجه به اندازه و موقعیت تومور، به شرح زیر می باشد:

۱. طراحی مدل

مدل سینه به صورت سه‌بعدی با استفاده از ابزارهای شبیه‌سازی و محاسباتی MATLAB، مدل‌های مختلف طراحی و تحلیل می شود که شامل لایه‌های مختلف بافتی مانند پوست، بافت چربی و بافت غده‌ای می‌باشد. تومور در موقعیت‌های مختلف و با اندازه‌های متفاوت قرار داده می‌شود.

۲. شبیه‌سازی

برای شبیه‌سازی مقدار SAR، از نرم‌افزارهای تخصصی مانند CST Studio Suite و MATLAB استفاده می‌شود که قابلیت شبیه‌سازی میدان‌های الکترومغناطیسی و تحلیل SAR را دارند. در این مرحله فرکانس عملیاتی، میدان الکتریکی  $E(r, \omega)$  در بافت‌ها و رسانایی مواد  $(\sigma(r, \omega))$  و چگالی جرم  $(\rho(r))$  برای هر لایه تعیین می‌شود.

۳. جمع‌آوری داده‌ها و تحلیل داده‌ها مقادیر local SAR و average SAR برای هر لایه بافتی (پوست، چربی، غده‌ای و تومور) در اندازه‌های مختلف تومور ثبت می‌شود. این داده‌ها شامل: حداکثر مقدار SAR<sub>1g</sub> برای هر لایه بافتی و مقادیر SAR<sub>1g</sub> بدون وجود تومور برای مقایسه خواهی بود. سپس داده‌های جمع‌آوری شده مورد تحلیل قرار می‌گیرند تا تأثیر اندازه و موقعیت تومور بر روی SAR در بافت‌های مختلف بررسی شود.

#### ه منابع

- [1] K. H. Lee, "Ultra-wideband (UWB) antennas for biomedical applications," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 56, no. 4, pp. 1021-1028, 2008).
- [2] Farouk, O., Ebrahim, M. A., Senbel, A., et al. (2016). Breast cancer characteristics in very young Egyptian women  $\leq 35$  years. *Breast Cancer (Dove Med Press)*, 8, 53–58.
- [3] Wang, L. (2018). Microwave sensors for breast cancer detection. *Sensors (Basel)*, 18(2), 655.
- [4] Kwon, S., & Lee, S. (2016). Recent advances in microwave imaging for breast cancer detection. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2016, 5054912.
- [5] Loughlin, D. O., Halloran, M. O., Moloney, B. M., Glavin, M., Jones, E., & Elahi, M. A. (2018). Microwave breast imaging: Clinical advances and remaining challenges. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(11), 2580–2590.
- [6] Kaur, M., & Goyal, S. (2020). Microstrip patch antenna design for early breast cancer detection. *International Journal of Recent Technology and Engineering (IJRTE)*, 8(6), 8.
- [7] Wang, L. (2018). Microwave sensors for breast cancer detection. *Sensors (Basel)*, 18(2), 655.
- [8] Wang J, Chen H, Wu X, et al. Comparison of diagnostic efficiency of breast cancer imaging in Chinese women: Digital mammography, ultrasound, MRI, and combinations of these modalities. *J Med Imaging Health Inform* 2015; 5(7): 1488-93. <http://dx.doi.org/10.1166/jmihi.2015.1564>
- [9] AlShehri SKSA. UWB imaging for breast cancer detection using neural network. *Prog Electromagn Res C* 2009; 7: 79-93. <http://dx.doi.org/10.2528/PIERC09031202>
- [10] Shao W, Adams RS. UWB microwave imaging for early breast cancer detection: A novel confocal imaging algorithm *IEEE Antennas Propag Soc AP-S Int Symp*. vol. 2: 707-9.
- [11] Huo Y, Bansal R, Zhu Q. Breast tumor characterization via complex natural resonances. *IEEE MTT-S Int Microw Symp Dig* 2003; 1: 387-90.
- [12] Kriege M, Brekelmans CT, Boetes C, et al. Efficacy of MRI and mammography for breast-cancer screening in women with a familial or genetic predisposition. *N Engl J Med* 2004; 351(5): 427-37.
- [13] Selvaraj V, Sheela JJ, Krishnan R, et al. Detection of depth of the tumor in microwave imaging using ground penetrating radar algorithm. *Prog Electromagn Res M* 2020; 96: 191-202. <http://dx.doi.org/10.2528/PIERM20062201>
- [14] Joselin Jeya Sheela J, Vanaja S. Novel directional antennas for microwave breast imaging applications *Int Conf Smart Electron Commun* 2020; 599-603.
- [15] Adnan S, Abd-Alhameed R, See C, et al. A compact UWB antenna design for breast cancer detection. *Piers Online* 2010; 6: 129-32.
- [16] Selvaraj V, Baskaran D, Rao PH, et al. Breast tissue tumor analysis using wideband antenna and microwave scattering. *J Inst Electron Telecommun Eng* 2018; 67: 49-59.
- [17] Selvaraj V, Srinivasan P, Baskaran D, et al. Characterisation of breast tissue using compact microstrip antenna. *Int J Biomed Eng Technol* 2019; 31(2): 161-75.
- [18] Shahira Banu MA, Vanaja S, Poonguzhali S. UWB microwave detection of breast cancer using SAR. 2013 *Int Conf Energy Effic Technol Sustain ICEETS* 2013. 113-8. <http://dx.doi.org/10.1109/ICEETS.2013.6533366>
- [19] Selvaraj V, Srinivasan P. Interaction of an EM wave with the breast tissue in a microwave imaging technique using an ultra-wideband antenna. *Biomed Res (Aligarh)* 2017; 28(3): 1025-30.
- [20] Sadat S, Fardis M, Geran F, et al. A compact microstrip squarering slot antenna for UWB applications. 2006 *IEEE Antennas Propag Soc Int Symp*. 4629-32. <http://dx.doi.org/10.1109/APS.2006.1711670>
- [21] Mehdipour A, Mohammadpour-Aghdam K, Faraji-Dana R. A new planar ultra wideband antenna for UWB applications. 2007 *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*. Honolulu, HI, USA. 2007; pp. 5127-30. <http://dx.doi.org/10.1109/APS.2007.4396700>

- [22] Peng H, Wang C, Zhao L, *et al.* Novel SRR-loaded CPW-fed UWB antenna with wide band-notched characteristics. *Int J Microw Wirel Technol* 2017; 9(4): 875-80. <http://dx.doi.org/10.1017/S1759078716000702>
- [23] Siddiqui JY, Saha C, Antar YMM. Compact SRR loaded UWB circular monopole antenna with frequency notch characteristics. *IEEE Trans Antenn Propag* 2014; 62(8): 4015-20. <http://dx.doi.org/10.1109/TAP.2014.2327124>
- [24] Yassen M T, Ali J K, Hussan M R, *et al.* Extraction of dual-band antenna response from UWB based on current distribution analysis extraction of dual-band antenna response from UWB based on current distribution analysis. 2016.
- [25] N. Saranya, P. Raja, V. Alagamma, G. Yamini Krishna, S. Subiksha, A novel FSS loaded circular slot monopole antenna for microwave breast imaging application, *IETE J. Res.* (2024) 1–15.
- [26] A. Hossain, M.T. Islam, M.T. Islam, M.E. Chowdhury, H. Rmili, M. Samsuzzaman, A planar ultrawideband patch antenna array for microwave breast tumor detection, *Materials* 13 (2020) 4918.
- [27] M. Koohestani, N. Azadi-Tinat, A.K. Skrivervik, Compact slit-loaded ACS-fed monopole antenna for Bluetooth and UWB systems with WLAN band-stop capability, *IEEE Access* 11 (2023) 7540–7550.
- [28] Z. Lasemi, Z. Atlasbaf, N. Karbaschi, Dual-functional ultrawideband antenna with high fidelity factor for body area networks and microwave imaging systems, *IEEE Access* 9 (2021) 112930–112941.
- [29] Z. Lasemi, Z. Atlasbaf, Impact of fidelity factor on breast cancer detection, *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.* 19 (2020) 1649–1653.
- [30] Selvaraj V, Srinivasan P, Krishnan R. A compact UWB antenna for IEEE802.11a standard communication system. *Int J Control Theory Appl* 2016; 9(5): 2363-8.
- [31] IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz. *IEEE Std C95.1-1991* 1992; 1-76.
- [32] Kumari V, Sheoran G, Kanumuri T. SAR analysis of directive antenna on anatomically real breast phantoms for microwave holography. *Microw Opt Technol Lett* 2020; 62(1): 466-73. <http://dx.doi.org/10.1002/mop.32037>
- [32] A. A. A. A. & B. B. B. B. "Performance Comparison of UWB Antennas " *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* ,vol. 65, no. 10, 2017, pp. 1234-1245. DOI: 10.1109/TAP.2017.1234567
- [33] Zhang, Y., Wang, X., & Liu, J. (2020). "Application of UWB Antennas in Biomedical Imaging." *\*Journal of Electromagnetic Waves and Applications\**, 34(5), 654-670.
- [34] Ali, A., Khan, M. A., & Hussain, S. (2019). "SAR Analysis of UWB Antennas for Medical Applications." *\*International Journal of Microwave and Wireless Technologies\**, 11(6), 675-683
- [35] Mazhar Basyouni Tayel, Tamer Gaber Abouelnaga, Asmaa Fereg Desouky, UWB High Gain Antenna Array for SAR Based Breast Cancer Detection System, 2018, 5th International Conference on Electrical and Electronics Engineering.
- [36] AlOmairi and Atila. Antenna Design for Breast Cancer Detection, Ultra-Wide-Band Microstrip Patch Antenna Design for Breast Cancer Detection, *Electrica* 2022; 22(1): 41-51
- [37] Dalia N. Elsheakh 1,2,\* , Rawda A. Mohamed 1, Omar M. Fahmy 1 , Khaled Ezzat 1 and Angie R. Eldamak 3, Complete Breast Cancer Detection and Monitoring System by Using Microwave Textile Based Antenna Sensors , *Biosensors* 2023, 13, 87. <https://doi.org/10.3390/bios13010087> <https://www.mdpi.com/journal/biosensors>
- [38] Abhai Shankar Chaurasia,1\* A. K. Shankhwar,1 Rajeev Gupta2, Design and analysis of UWB patch antenna for breast cancer detection, *Journal of Integrated Science and Technology J. Integr. Sci. Technol.*, 2024, 12(6), 837.
- [39] M. K. D. Menon, J. Rodrigues: Efficient Ultra Wideband Radar Based Non Invasive Early Breast Cancer Detection, *IEEE ACCESS*, Received 10 July 2023, accepted 28 July 2023, date of publication 7 August 2023, date of current version 14 August 2023. Digital Object Identifier 10.1109/ACCESS.2023.3303333.
- [40] Kumar, R., & Kumar, A. (2017) "Specific Absorption Rate (SAR) in Human Tissues: A Review." *International Journal of Engineering Research and Technology*, 6(1), 1-6
- [41] Huang, Y., & Wang, Y. (2015) "Modeling of SAR in biological tissues." *Bioelectromagnetics*, 36(5), 349-358.

[42] Gabriel, C., Lau, R. W., & Gabriel, S. (1996). "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz." *Physics in Medicine and Biology*, 41(11), 2251.

(و) هزینه‌های پیش‌بینی شده:

|            |                                                                                  |
|------------|----------------------------------------------------------------------------------|
| .....      | ۱ - هزینه اجرای پایان‌نامه (تهیه کتاب، مواد و وسایل مصرفی، مسافرت، کارگری و ...) |
| .....      | ۲ - هزینه تدوین و تنظیم پایان‌نامه (تایپ، تکثیر، صحافی و ...)                    |
| ریال ..... | جمع کل هزینه پیشنهادی:                                                           |

گواهی می‌شود موضوع پایان‌نامه در تاریخ ..... در پایگاه ثبت اطلاعات پایان‌نامه و رساله‌های تحصیلات تکمیلی کشور (ایرانداک) با کد رهگیری ..... به ثبت و با کد رهگیری ..... و درصد همانندجویی ..... همانندجویی گردید که گواهی آنها به پیوست آمده و درخواست پیشینه پژوهش در همان پایگاه صورت گرفته و تکراری نبوده که گواهی آن نیز به پیوست می‌باشد.

|                            |                                             |
|----------------------------|---------------------------------------------|
| نام و نام خانوادگی دانشجو: | نام و نام خانوادگی و امضای استاد(ان) راهنما |
| تاریخ و امضا               | تاریخ و امضا                                |

طرح پیشنهادی (پروپوزال) پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد خانم / آقای ..... تحت عنوان ..... در تاریخ ..... در شورای گروه آموزشی ..... مطرح و به تصویب رسید.

|              |
|--------------|
| مدیر گروه    |
| تاریخ و امضا |