

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی برق و رباتیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مخابرات میدان و موج

طراحی و شبیه‌سازی یک سیستم تصویربرداری مایکروویو فراپهن

باند برای تشخیص سرطان سینه

نگارنده: بهزاد سالخورده

استاد راهنما:

دکتر جواد قالیبافان

بهمن ۱۳۹۹

شماره: ۷۸۷، ۰۱ -
تاریخ: ۹۹، ۱۱، ۲۷

باسمه تعالی



فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای مجتهدالحریری با شماره دانشجویی ۹۹۳۴۳۴۶ رشته معماریات گرایش (مدیریت) تحت عنوان:
که در تاریخ ۹۹، ۱۱، ۲۷ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

الف) درجه عالی: نمره ۱۹-۲۰ ☐ ب) درجه خیلی خوب: نمره ۱۸/۹۹ - ۱۸ ☒
ج) درجه خوب: نمره ۱۷/۹۹ - ۱۶ ☐ د) درجه متوسط: نمره ۱۵/۹۹ - ۱۴ ☐
ه) کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول و نیاز به دفاع مجدد دارد ☐
نوع تحقیق: نظری ☒ عملی ☐

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	حاجی بابایی	رئیس	
۲- استاد راهنمای دوم	—	—	—
۳- استاد مشاور	—	—	—
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	هادی کریمی	استاد	
۵- استاد ممتحن اول	نیکوآزیت	استاد	
۶- استاد ممتحن دوم	ولی اسفندی	استاد	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: عارفی پور

مهر دانشکده:



تصوه: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیل) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).

سپاس بی کران پروردگار یکتا را که، هستی مان بخشید و به طریق علم و دانش را، نمونه مان شد

و به هم نشینی رهروان علم و دانش مفتخر مان نمود و خوشه چینی از علم و معرفت را

روزی مان ساخت، به امید آنکه توفیق یابم جز خدمت به خلق او نکوشم.

تعهد نامه

اینجانب بهزاد سالخورده دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مخابرات میدان و موج دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه طراحی و شبیه سازی یک سیستم تصویربرداری مایکروویو فراپهن باند برای تشخیص سرطان سینه تحت راهنمایی دکتر جواد قالیبافان متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه صنعتی شاهرود» و یا «Shahrood University of Technology» به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آوردن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده:

در این پایان نامه به بررسی و شبیه سازی یک سیستم تصویربرداری مایکروویو جهت تشخیص سرطان سینه در بازه فرکانس ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز و استفاده از الگوریتم راداری کانفوکال یا تأخیر و جمع (Delay And Sum) پرداخته شده است. در قدم اول از این پژوهش به بررسی آنتن های مختلف استفاده شده در سیستم های تصویربرداری مایکروویو پرداخته و با بررسی های صورت گرفته به جمع بندی نهایی در خصوص ملزومات یک آنتن مناسب جهت استفاده در سیستم تصویربرداری مایکروویو رسیدیم به همین منظور آنتنی با پلاریزاسیون دایروی از نوع حلزونی لگاریتمی با محفظه پشتی را انتخاب و طراحی کردیم که عملکرد خوبی در حوزه فرکانس و زمان دارد. طراحی این آنتن با توجه به پهنای باند وسیع و حضور محفظه پشتی و استفاده از بالن جهت تغذیه آنتن با چالش هایی روبرو بوده است که با استفاده از جاذب ها در قسمت محفظه فلزی و طراحی مناسب ساختار آنتن و بالن مرتفع شده اند. آنتن حلزونی لگاریتمی طراحی شده پهنای باند امیدانسی و پهنای باند نسبت محوری وسیعی دارد و همچنین الگوی تشعشعی آنتن نیز در بازه فرکانسی ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز پایدار می باشد و در حوزه زمان اعوجاج کمی دارد. در گام بعدی با بررسی های صورت گرفته از الگوریتم تصویربرداری Delay And Sum استفاده کرده و شبیه سازی ساختار به صورت تک پایه با چیدمان صفحه ای می باشد. برای شروع از یک کره دی الکتریک در فضای آزاد استفاده کردیم. با ثابت ماندن موقعیت آنتن جهت اسکن در صفحه ی X و Y، مکان تومور را در پنج نقطه مختلف تغییر داده که تصاویر حاصل شده موفقیت آمیز بوده است. در ادامه فانتومی به شکل مکعب مستطیل و تومور کروی مطابق با مشخصات داده شده در مراجع مختلف جهت بررسی عملکرد آنتن طراحی شده و الگوریتم پیاده سازی شده مورد استفاده قرار گرفته است. عملکرد روش پیشنهادی با جابجایی تومور کروی شکل در مکان های مختلف به خصوص در نزدیکی لبه ها مورد ارزیابی قرار گرفته است. بررسی ها نشان می دهد در حالتی که مشخصات دی الکتریک فانتوم و تومور با مشخصات نزدیک به واقعیت انتخاب می شوند حتی با یک بار اسکن فانتوم تصاویر با دقت بالایی محل تومور را آشکار می کند. تصاویر حاصل شده در مقایسه با مقالات سرطان سینه به روش تصویربرداری مایکروویو، از نسبت سیگنال به کلاتر بالایی برخوردار مشابه در زمینه تشخیص می باشد.

کلمات کلیدی: تصویربرداری مایکروویو، الگوریتم راداری کانفوکال، پلاریزاسیون دایروی، آنتن حلزونی لگاریتمی، بالن، تک پایه، نسبت سیگنال به کلاتر

فهرست مطالب

فصل اول	۱
مقدمه	۱
۱-۱-پیش گفتار:	۲
۱-۲-۱ ماموگرافی	۳
۱-۲-۲-سونوگرافی	۴
۱-۲-۳-تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)	۶
۱-۳-۱-تصویربرداری به کمک امواج میکروویو (MWI)	۷
فصل دوم	۱۱
مروری بر سیستم‌های تصویربرداری میکروویو جهت تشخیص سرطان سینه	۱۱
۱-۲-مقدمه:	۱۲
۲-۲-بررسی سیستم تصویربرداری دانشگاه Calgary:	۱۳
۲-۳-سیستم تصویربرداری دانشگاه Dartmouth:	۱۵
۲-۴-سیستم تصویربرداری دانشگاه Bristol:	۱۸
۲-۵-سیستم تصویربرداری دانشگاه Denmark:	۲۲
۲-۶-سیستم تصویربرداری دانشگاه Hiroshima:	۲۴
فصل سوم	۲۷
طراحی و شبیه‌سازی آنتن	۲۷
۱-۳-مقدمه:	۲۸
۲-۳-ملزومات طراحی یک آنتن جهت استفاده در زمینه تصویربرداری میکروویو:	۲۸
۲-۳-۱-پهنای باند:	۲۸
۲-۳-۲-بهره و الگوی تشعشعی:	۲۹
۲-۳-۳-پارامترهای اعوجاج یا عملکرد حوزه زمان:	۳۰
۳-۳-طراحی آنتن حلزونی لگاریتمی با محفظه پشتی و ماده جاذب:	۳۲
۳-۳-۱-مقدمه‌ای بر آنتن های حلزونی:	۳۲
۳-۳-۲-تئوری آنتن‌های حلزونی لگاریتمی:	۳۴
۳-۳-۳-امپدانس ورودی آنتن حلزونی لگاریتمی:	۳۷
۳-۳-۴-طراحی بالن:	۴۰
۳-۳-۵-طراحی محفظه فلزی پشت آنتن:	۴۱
۳-۳-۶-طراحی و شبیه‌سازی آنتن حلزونی لگاریتمی به همراه بالن کواکسیال:	۴۲

۵۴	۳-۷- بررسی تأثیر شعاع آنتن حلزونی لگاریتمی بر ضریب همبستگی:-----
۵۵	۳-۸- طراحی آنتن حلزونی لگاریتمی به همراه بالن میکرواستریپ باریک شونده:-----
۶۳	فصل چهارم -----
۶۳	پیاده‌سازی الگوریتم تصویربرداری -----
۶۴	۴-۱- مقدمه:-----
۶۶	۴-۲- نحوه اندازه‌گیری و چینش آنتن‌ها در تصویربرداری میکروویو-----
۶۷	۴-۳- تئوری الگوریتم‌های کانفوکال:-----
۷۷	۴-۵- الگوریتم تأخیر و جمع بهبود یافته (IDAS)-----
۷۸	۴-۶- الگوریتم فاکتور همدوس برمبنای تأخیر و جمع (CF-DAS)-----
۷۸	۴-۷- آشکارسازی یک کره در فضای آزاد:-----
۸۲	۴-۸- آشکارسازی یک تومور PEC در داخل فانتوم:-----
۸۳	۴-۸-۱- محاسبه مرکز فاز آنتن طراحی شده:-----
۸۷	۴-۹- روش اول:-----
۸۹	۴-۱۰- روش دوم:-----
۹۱	۴-۱۱- بررسی کیفیت تصاویر بازسازی شده-----
۹۱	۴-۱۲- آشکارسازی تومور دی‌الکتریک در داخل فانتوم:-----
۹۵	فصل پنجم -----
۹۵	نتیجه‌گیری و ارائه پیشنهادها-----
۹۶	۵-۱- نتیجه‌گیری -----
۹۸	۵-۲- پیشنهادها -----
۹۹	منابع -----

فهرست شکل‌ها

- شکل (۱-۱) - دستگاه ماموگرافی [۲] ----- ۴
- شکل (۲-۱) - نمونه‌ای از دستگاه سونوگرافی [۳] ----- ۵
- شکل (۳-۱) - نمونه‌ای از دستگاه MRI [۱۲] ----- ۶
- شکل (۴-۱) - تغییرات ضریب گذردهی و رسانایی در بازه فرکانسی ۳ تا ۱۱ گیگاهرتز [۱۱] ----- ۸
- شکل (۱-۲) - سیستم تصویربرداری دانشگاه Calgary [۱] ----- ۱۴
- شکل (۲-۲) - نمونه‌ای از تصاویر بازسازی شده در سه صفحه مختلف از یک بیمار واقعی در دانشگاه
Calgary [۱] ----- ۱۴
- شکل (۳-۲) - سیستم تصویربرداری دانشگاه Dartmouth به همراه نحوه قرارگیری آنتن‌ها [۱] ----- ۱۵
- شکل (۴-۲) - قرارگیری آنتن‌های مونوپل سیستم ETRI در درون مایع کوپلینگ [۳] ----- ۱۶
- شکل (۵-۲) - سیستم توسعه یافته دانشگاه Dartmouth (ETRI) [۳] ----- ۱۷
- شکل (۶-۲) - بازسازی تصویر فانتوم سینه با تومور استوانه‌ای به قطر ۱۰ میلی‌متر در فرکانس ۱۷۰۰ مگاهرتز
(a) فانتوم بدون حضور تومور (b) تومور در مرکز (c) تومور به اندازه ۳۰ میلی‌متر در طرف راست مرکز.
- دایره‌های مشکی بیرونی مرز واقعی فانتوم و دایره مشکی درونی محل تومور واقعی [۳] ----- ۱۸
- شکل (۷-۲) - آرایه آنتن‌های ساخته شده توسط دانشگاه Bristol (الف) آرایه مسطح (ب) آرایه نیم کروی [۳] ----- ۱۹
- شکل (۸-۲) - نمای کلی از سیستم تصویربرداری مرجع [۳] ----- ۲۰
- شکل (۹-۲) - تصویربرداری مایکروویو برای تومور در مرکز [۳] ----- ۲۰
- شکل (۱۰-۲) - نمایی از آنتن‌های سیستم تصویربرداری کلینیکی دانشگاه Bristol. (الف) آنتن جدید طراحی
شده. (ب) ۶۰ عنصر آرایه آنتن (ج) رابط سوئیچ الکترومکانیکی [۳] ----- ۲۱
- شکل (۱۱-۲) - نمای کلی از سیستم تصویربرداری مرجع [۳] (الف) سیستم تست شده در آزمایشگاه. (ب) سیستم
ساخته شده برای تست‌های کلینیکی ----- ۲۱
- شکل (۱۲-۲) - سیستم تصویری برداری دانشگاه دانمارک [۴] ----- ۲۳
- شکل (۱۳-۲) - معماری سیستم تصویربرداری مایکروویو دانشگاه دانمارک [۴] ----- ۲۳
- شکل (۱۴-۲) - تصویر سه بعدی از یک جسم استوانه‌ای به روش الگوریتم توموگرافی. (الف) رسانایی (ب)
گذردهی نسبی [۴] ----- ۲۴
- شکل (۱۶-۲) - سیستم تصویربرداری دانشگاه Hiroshima به همراه مازول فرستنده گیرنده و سوئیچ [۴] -- ۲۵
- شکل (۱۶-۲) - نتایج تصویربرداری مرجع [۴] ----- ۲۵
- شکل (۱۷-۲) - تصویر بازسازی شده از تومور در دو صفحه $x-y$ و $y-z$ با اعمال روش میانگین‌گیری [۴] ---- ۲۶
- شکل (۱-۳) - هندسه آنتن حلزونی - (الف) یک مارپیچ (ب) دو مارپیچ ----- ۳۶
- شکل (۲-۳) - آنتن حلزونی لگاریتمی دو بازویی ----- ۳۷

- شکل (۳-۳)-امپدانس ورودی آنتن حلزونی ارشمیدس [۵]----- ۳۸
- شکل (۴-۳)-چند نما از بالن باریک شونده کواکسیالی [۳۰]----- ۴۰
- شکل (۵-۳)-بالن مایکرواستریپ باریک شونده طراحی شده (الف)نمای پشت ب)نمای جلو ----- ۴۱
- شکل (۶-۳)- بازوهای آنتن حلزونی طراحی شده ----- ۴۳
- شکل (۷-۳)-آنتن حلزونی لگاریتمی طراحی شده ----- ۴۴
- شکل (۸-۳)-نحوه قرارگیری آنتن ها جهت محاسبه ضریب همبستگی ----- ۴۴
- شکل (۹-۳)-سیگنال گوسی ارسالی (نرمالیزه شده) ----- ۴۵
- شکل (۱۰-۳)-سیگنال دریافتی آنتن در فاصله ۴۰ سانتی متر ----- ۴۵
- شکل (۱۱-۳)-بالن مایکرواستریپ طراحی شده ----- ۴۶
- شکل (۱۲-۳)-میزان تلفات بازگشتی و عبوری بالن کواکسیال باریک شونده شبیه سازی شده ----- ۴۶
- شکل (۱۳-۳)-مقادیر امپدانس در قسمت پورت ورودی و خروجی بالن کواکسیال باریک شونده طراحی شده ----- ۴۶
- شکل (۱۴-۳)-تلفات برگشتی آنتن حلزونی لگاریتمی با بالن کواکسیال باریک شونده ----- ۴۷
- شکل (۱۵-۳)-نتیجه شبیه سازی VSWR آنتن حلزونی با بالن کواکسیال باریک شونده ----- ۴۸
- شکل (۱۶-۳)-نسبت تشعشع در جلوی آنتن به پشت آنتن در کل پهنای باند ----- ۴۸
- شکل (۱۷-۳)-پترن آنتن در فرکانس ۳ گیگاهرتز ----- ۴۹
- شکل (۱۸-۳)-پترن آنتن در فرکانس ۹ گیگاهرتز ----- ۵۰
- شکل (۱۹-۳)-پترن آنتن در فرکانس ۱۵ گیگاهرتز ----- ۵۱
- شکل (۲۰-۳)-ماکزیمم بهره در کل پهنای باند آنتن حلزونی به همراه بالن کواکسیال طراحی شده ----- ۵۲
- شکل (۲۱-۳)- فاز S_{21} ----- ۵۲
- شکل (۲۲-۳)- تأخیر گروه آنتن حلزونی به همراه بالن کواکسیال ----- ۵۳
- شکل (۲۳-۳)-نسبت محوری آنتن حلزونی با بالن کواکسیال باریک شونده طراحی شده ----- ۵۴
- شکل (۲۴-۳)-بالن مایکرواستریپ طراحی شده ----- ۵۵
- شکل (۲۵-۳)- مقادیر امپدانس در قسمت پورت ورودی و خروجی بالن مایکرواستریپ باریک شونده ----- ۵۶
- شکل (۲۶-۳)- میزان تلفات بازگشتی و عبوری بالن کواکسیال باریک شونده شبیه سازی شده ----- ۵۶
- شکل (۲۷-۳)-نماهای مختلف از آنتن طراحی شده به همراه بالن مایکرواستریپ باریک شونده ----- ۵۷
- شکل (۲۸-۳)- تلفات برگشتی آنتن حلزونی لگاریتمی دوم با بالن مایکرواستریپ باریک شونده در فضای آزاد ----- ۵۷
- شکل (۲۹-۳)- نتیجه شبیه سازی VSWR آنتن حلزونی لگاریتمی دوم با بالن مایکرواستریپ باریک شونده ----- ۵۷

- شکل (۳-۳۰) - پترن آنتن حلزونی لگاریتمی دوم با بالن میکرواستریپ باریک شونده در سه فرکانس ۹.۳ و ۱۵ گیگاهرتز در دو صفحه E و H ----- ۵۸
- شکل (۳-۳۱) - نسبت محوری آنتن حلزونی لگاریتمی دوم با بالن میکرواستریپ باریک شونده طراحی شده ----- ۵۹
- شکل (۳-۳۲) - نسبت تشعشع در جلوی آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به پشت آنتن در کل پهنای باند ----- ۵۹
- شکل (۳-۳۳) - ماکزیمم بهره در کل پهنای باند آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به همراه بالن میکرواستریپ طراحی شده ----- ۵۹
- شکل (۳-۳۴) - فاز S_{21} آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به همراه بالن میکرواستریپ ----- ۶۰
- شکل (۳-۳۵) - تأخیر گروه آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به همراه بالن میکرواستریپ ----- ۶۰
- شکل (۴-۱) - تقسیم‌بندی روش‌های مختلف تصویربرداری میکروویو ----- ۶۴
- شکل (۴-۲) - (الف) اسکن دایروی [۶]، (ب) اسکن صفحه‌ای [۷]، (ج) اسکن استوانه‌ای [۸]، (د) اسکن نیم کروی [۹] ----- ۶۷
- شکل (۴-۳) - فلوچارت الگوریتم کانفوکال یا DAS جهت تصویربرداری میکروویو ----- ۶۹
- شکل (۴-۴) - طرح شماتیک سیستم تصویربرداری مونواستاتیک با فانتوم به شکل مکعب در این پایان‌نامه - ۷۰
- شکل (۴-۵) - نحوه قرارگیری و جاروب آنتن در اسکن صفحه‌ای برای کالیبراسیون نوع e ----- ۷۲
- شکل (۴-۶) - عملکرد الگوریتم تأخیر و جمع [۴۴] ----- ۷۶
- شکل (۴-۷) - بلوک دیاگرام الگوریتم تأخیر ضرب و جمع (DMAS) [۵۰] ----- ۷۷
- شکل (۴-۸) - ترتیب حرکتی آنتن‌ها به منظور اسکن در این پایان‌نامه ----- ۷۹
- شکل (۴-۹) - سیگنال‌های دریافتی توسط آنتن در حضور کره با $\epsilon=10$ ----- ۸۰
- شکل (۴-۱۰) - بازسازی تصویر با الگوریتم DAS بدون حضور پراکنده ساز در محیط ----- ۸۱
- شکل (۴-۱۱) - بازسازی تصویر از یک کره با $\epsilon=10$ در پنج مکان مختلف با الگوریتم DAS ----- ۸۱
- شکل (۴-۱۲) - نحوه قرارگیری آنتن طراحی شده و فانتوم همگن مکعب شکل با حضور تومور PEC ----- ۸۳
- شکل (۴-۱۳) - سیگنال‌های ارسالی و دریافتی از صفحه PEC که در فاصله‌ی ۱۳ سانتی‌متری از آنتن واقع شده با استفاده از سیگنال گوسی ----- ۸۴
- شکل (۴-۱۴) - سیگنال‌های ارسالی و دریافتی از صفحه PEC که در فاصله‌ی ۱۳ سانتی‌متری از آنتن با استفاده از سیگنال Impulse ----- ۸۴
- شکل (۴-۱۵) - شکل حاصل از تصویربرداری با تومور PEC و فانتوم با مشخصات $\sigma = 0.2sm$ و $\epsilon_f=4.5$ (الف) تومور در مکان (0,0) قرار دارد، (ب) تومور در مکان (60,60) قرار دارد، (ج) تومور در مکان (-40,-40) قرار دارد ----- ۸۵
- شکل (۴-۱۶) - تصاویر با توان ۲۰۰ ----- ۸۶

شکل (۴-۱۷) - شماره گذاری مکان ها در حالت فرضی اسکن 5×5 برای روش اول ----- ۸۸
 شکل (۴-۱۸) - شکل حاصل از تصویربرداری با تومور PEC و فانتوم با مشخصات $\sigma = 0.2sm$ و $\epsilon_r = 4.5$ با
 استفاده از روش دوم. (الف) تومور در مکان (0,0) قرار دارد. (ب) تومور در مکان (60,60) قرار دارد. (ج) تومور در
 مکان (-40,-40). (د) تومور در مکان (0,40). (ه) تومور در مکان (40,0) ----- ۹۰
 شکل (۴-۱۹) - اندازه سیگنال دریافتی در حالت تومور با مشخصات $\epsilon_r = 50$ و $\sigma = 4(sm)$ و فانتوم با
 مشخصات $\sigma = 0.2sm$ و $\epsilon_r = 4.5$ ----- ۹۲
 شکل (۴-۲۰) - شکل حاصل از تصویربرداری با تومور $\epsilon_r = 50$ و $\sigma = 4(sm)$ و فانتوم با مشخصات $\sigma =$
 $0.2sm$ و $\epsilon_r = 4.5$ با استفاده از روش دوم. (الف) تومور در مکان (-40,-40) قرار دارد. (ب) تومور در مکان
 (60,60) قرار دارد. (ج) تومور در مکان (0,0). (د) تومور در مکان (0,40). (ه) تومور در مکان (40,0) ----- ۹۳

فهرست جداول

جدول (۱-۲)- مشخصات دی الکتریک برای فانتوم، تومور و مایع کوپلینگ بکار رفته در سیستم ETRI [۳]-	۱۷
جدول (۱-۳)- امپدانس ورودی آنتن حلزونی در فضای آزاد [۲۸]-	۳۹
جدول (۲-۳)- مشخصات آنتن حلزونی طراحی شده	۴۳
جدول (۳-۳)- بررسی تغییرات قطر آنتن حلزونی لگاریتمی	۵۴
جدول (۴-۳)- بررسی آنتن های مقالات مختلف-	۶۱
جدول (۵-۳)- نتایج دو آنتن طراحی شده-	۶۲
جدول (۱-۴)- بررسی نسبت سیگنال به کلاتر (dB) در تصاویر بازسازی شده الگوریتم کانفوکال در برخی از	
مقالات	۹۴

اختصارات

Group delay	تأخیر گروه
Fidelity Factor	ضریب همبستگی
Absorber	جاذب
Resolution	تفکیک پذیری
Monostatic	تک پایه
Bistatic	چند پایه
Calibration	کالیبراسیون
Signal to clutter ratio	نسبت سیگنال به کلاتر

فصل اول

مقدمه

۱-۱- پیش گفتار:

متأسفانه باوجود پیشرفت چشمگیر علم و فناوری، طبق آمار سازمان جهانی بهداشت، یکی از شایع‌ترین بیماری‌ها و دومین عامل مرگ‌ومیر در بین زنان، در ایران و حتی در دنیا سرطان سینه می‌باشد. طبق گزارش‌ها مرکز تحقیقات سرطان دانشگاه علوم پزشکی تهران در کشور سالانه ۶ درصد به آمار مبتلایان سرطان پستان اضافه می‌شود و سالانه حدود ۱۳ هزار نفر از زنان به این بیماری مبتلا می‌شوند و شیب بالایی در ابتلا به سرطان پستان در ایران وجود دارد. این در حالی است که کمتر از یک درصد مردان نیز به سرطان سینه دچار می‌شوند. سرطان سینه برحسب اندازه تومور، میزان نفوذ آن در بافت بدن و میزان گسترش آن در سایر اعضای بدن به چهار سطح تقسیم می‌شود. در سطح یک سرطان سینه اندازه تومور ۲ سانتی‌متر و یا کوچک می‌باشد در سطح دوم اندازه تومور بین ۲ تا ۵ سانتی‌متر و سطح‌های بعدی تومور از نظر ابعاد بزرگ‌تر و میزان نفوذ و گسترش آن در بافت بدن بیشتر می‌شود. طبق تحقیقات و بررسی‌های صورت گرفته در خصوص سرطان سینه، نشان‌دهنده احتمال درمان و زنده ماندن بیماران که در سطح یک بیماری قرار دارند برابر ۹۹ درصد می‌باشد [۱]. این در حالی است که اگر سطح این بیماری فراتر رود به دلیل گسترش و پخش سلول‌های سرطانی در سایر نقاط بدن فرد مبتلا شده از شانس بسیار کمتری جهت بهبود و درمان برخوردار است و با توجه به آمار پایین افراد تشخیص داده شده در کشورهای پیشرفته از جهت سطح‌بندی این بیماری به این نتیجه می‌رسیم که هنوز نیاز به بررسی و تحقیق بیشتر در زمینه تصویربرداری از سرطان سینه برای تشخیص بیماری در مراحل اولیه می‌باشد زیرا تشخیص اولیه و زودهنگام این بیماری کلید اصلی برای درمان و غلبه بر آن می‌باشد. چنانچه سرطان سینه در مراحل اولیه خود تشخیص داده شود، به‌سادگی قابل درمان بوده و می‌توان از گسترش آن در بدن جلوگیری نمود که این امر نیاز به تصویربرداری از بافت سینه در مدت زمان‌های مشخص و منظمی دارد که با توجه به اثرات مضر که ممکن است دستگاه تصویربرداری برای فرد بیمار داشته باشد و با توجه به سن مخاطب معمولاً هر دو سال یک‌بار

برای غربالگری باید اقدام شود. از این رو محققان در تلاش‌اند تا یک سیستم تصویربرداری سرطان سینه پیاده‌سازی کنند که بتواند در بازه‌های زمانی کوتاه‌تری غربالگری را به روش سالم و بدون ضرر و با دقت بالا انجام دهد که روش تصویربرداری مایکروویو از سرطان سینه^۱، یک روش امیدوارکننده برای رسیدن به این هدف می‌باشد. با توجه به اهمیت این موضوع روش‌های تشخیص متفاوتی نظیر ماموگرافی^۱، سونوگرافی^۲، تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)^۳ وجود دارد که در ادامه به‌اختصار مزایا و معایب آن‌ها بررسی می‌شود.

۱-۲-۱ ماموگرافی

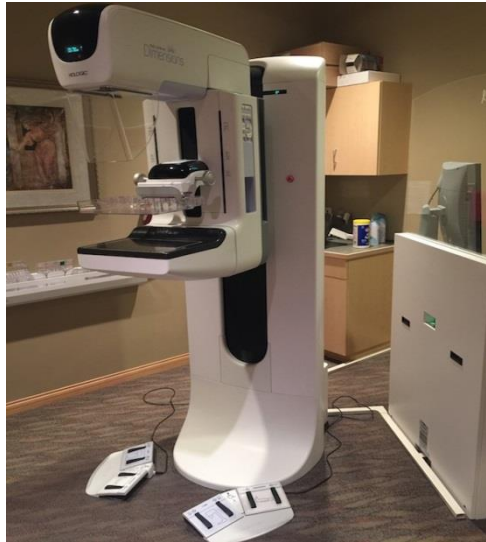
امروزه یکی از رایج‌ترین و مؤثرترین روش‌های تشخیص سرطان سینه استفاده از روش ماموگرافی است. ماموگرافی گونه‌ای از روش پرتونگاری است که در علوم تصویربرداری پزشکی به خصوص تشخیص سرطان پستان در زنان کاربرد فراوان دارد. اساس کار این روش تفاوت در جذب پرتو ایکس^۴ توسط بافت‌های مختلف بدن می‌باشد. در این روش بافت سینه بین دو صفحه فشرده شده تا همه قسمت‌ها ضخامت مشابهی داشته باشند و همه‌ی قسمت‌ها به‌اندازه کافی مورد تابش قرار گیرند و با عبور پرتو ایکس با دوز پایین از بافت سینه، پرتوهای عبوری را به‌صورت یک تصویر بر روی یک فیلم ضبط می‌کنند. در شکل (۱-۱) نمایی از این سیستم تصویربرداری را مشاهده می‌کنید [۲]. این روش همچنین جهت پیگیری سرطان پستان درمان شده که قسمتی از پستان برداشته شده استفاده می‌شود.

^۱ Mammography

^۲ Ultrasound

^۳ Magnetic Resonance Imaging

^۴ Rayon X : نوعی از تابش الکترومغناطیسی با طول موج ۰/۰۱ تا ۱۰ نانومتر و انرژی بین ۱۰۰ الکترون ولت تا ۱۰۰ کیلو الکترون ولت است



شکل (۱-۱) - دستگاه ماموگرافی [۲]

از مهم‌ترین مزایای این روش می‌توان به موارد ذیل اشاره کرد:

- وضوح تصویر و تشخیص بالا
- حساسیت بالا
- زمان کوتاه برای تصویربرداری

از مهم‌ترین معایب این روش نیز می‌توان به موارد ذیل اشاره کرد:

- استفاده از پرتوهای یونیزه که خود سرطان‌زا می‌باشند.
- لزوم فشرده‌سازی بافت سینه که برای بیمار دردناک و ناخوشایند است.
- برای بیماران با بافت متراکم پستان حساسیت تشخیص پایینی دارد
- در این روش پروتئهای پستانی گاهی سبب کاهش دقت تشخیص می‌شوند.

۱-۲-۲- سونوگرافی

این روش بر مبنای امواج فراصوت و برای بررسی سرطان سینه، بافت‌های درونی بدن، عضلات و مفاصل پی‌ریزی شده است. بازه فرکانسی امواج بکار رفته ۱ MHz تا ۱۵ MHz بوده و هیچ ضرری

برای بدن ندارد. در این روش از طریق یک مبدل اولتراسوند که روی بدن قرار داده و آن را حرکت می‌دهد امواج صوتی را به سمت بدن ارسال و سپس پژواک امواج را جذب می‌کند. از طریق پژواک امواج دریافتی و با استفاده کامپیوتر تصویر ارگان‌ها و بافت‌های داخلی بدن به دست می‌آید. شکل (۱-۲) یک نمونه از دستگاه تصویربرداری با اشعه مافوق صوت را نشان می‌دهد [۳]



شکل (۱-۲) - نمونه‌ای از دستگاه سونوگرافی [۳]

از مهم‌ترین مزایای این روش می‌توان به موارد ذیل اشاره کرد

- تفکیک‌پذیری و وضوح تصویر بالا
- قابل به‌کارگیری در مورد بیماران با بافت متراکم پستان
- روشی ایمن به دلیل عدم استفاده از پرتوهای یونیزه.

از مهم‌ترین معایب این روش نیز می‌توان به موارد ذیل اشاره کرد:

- عملکرد این سیستم بستگی به مهارت و تجربه تکنسین دارد
- -بعضی توده‌های جامد ممکن است قابل شناسایی نباشند.
- تومورهایی با عمق زیاد به‌سختی تشخیص داده می‌شوند.

۱-۲-۳- تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)

در این روش از امواج رادیویی و مغناطیسی که مستقیماً وارد بدن بیمار می‌شود و تصاویر دقیقی از اندام‌های داخلی بدن ایجاد می‌کنند استفاده می‌شود. اساس این روش رزونانس مغناطیسی هسته است. این روش از حساسیت مناسبی برخوردار است و ابزار نسبتاً کامل‌تری برای کشف و تشخیص درجه‌بندی سرطان سینه به حساب می‌آید، اما تهیه نتایج نسبتاً زمان‌بر بوده و همچنین هزینه بالایی را به همراه دارد. شکل (۳-۱) نمونه‌ای از این دستگاه را نشان می‌دهد [۱۲].



شکل (۳-۱) - نمونه‌ای از دستگاه MRI [۱۲]

از مهم‌ترین مزایای این روش می‌توان به موارد ذیل اشاره کرد:

- حساسیت بالا در تشخیص بیماران با بافت متراکم پستان.
- عدم استفاده از تشعشع یونیزه.
- تصویربرداری از جهات و زوایای مختلف.
- حساسیت مناسب برای تشخیص تومورهای کوچک.
- قابلیت تشخیص تومورهایی که به قفسه سینه چسبیده‌اند و عمق زیادی دارند.

از مهم‌ترین معایب این روش نیز می‌توان به موارد ذیل اشاره کرد:

- هزینه بسیار بالای تصویربرداری.
- بی‌حرکت و ثابت بودن دستگاه.
- در طول تصویربرداری بیمار نباید تحرکی داشته باشد و باید ثابت بماند.
- نیاز به تزریق ماده‌ای پیش از انجام آزمایش.
- عدم تشخیص رسوبات کلسیمی^۱
- به دلیل محفظه سربسته و فضای کوچک ممکن است بیمار احساس ترس کند.
- زمان تصویربرداری زیاد (حدود چهل دقیقه) در مقایسه با روش ماموگرافی و سونوگرافی.

۱-۳- تصویربرداری به کمک امواج مایکروویو (MWI^۲)

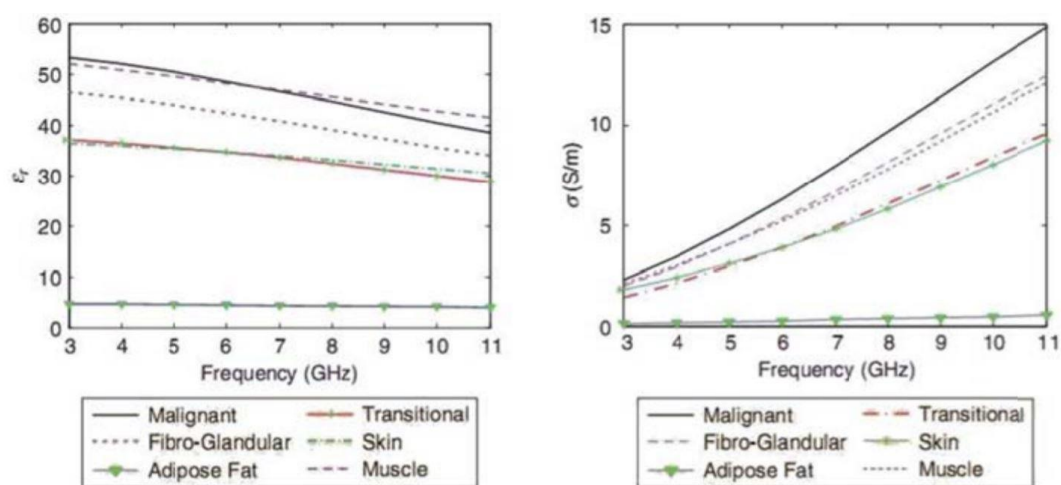
تصویربرداری با امواج مایکروویو جهت تشخیص تومور بیش از دو دهه است که موردتوجه قرار گرفته تا به‌عنوان یک روش جدید تصویربرداری برای غلبه بر محدودیت‌ها و مشکلات روش‌های موجود استفاده شود. با رشد چشمگیر تجهیزات مایکروویو، ظهور پردازنده‌های بسیار سریع، الگوریتم‌های تصویربرداری و تشخیص ویژگی‌های الکترومغناطیسی بافت‌های مختلف بدن و تحقیقات صورت گرفته در این زمینه استفاده از این روش پیشرفت قابل ملاحظه‌ای کرده است. در این روش تصویربرداری، اساس کار اختلاف میان مشخصات دی‌الکتریک بافت سالم سینه با تومور است که سبب پراکندگی امواج از آن می‌شود و با جمع‌آوری این امواج پراکنده شده و استفاده از الگوریتم‌های پردازشی می‌توان حضور و موقعیت تومور را تشخیص داد [۹].

از آنجاکه امواج مایکروویو غیر یونیزه و ایمن می‌باشند، برخلاف روش ماموگرافی و MRI امکان غربالگری حتی در بازه‌های کمتر از دو سال را برای افراد مهیا می‌کند. بر اساس بررسی‌های صورت

¹ Microcalcification

² Microwave Imaging

گرفته، ضریب دی الکتریکی^۱ تومورهای سرطانی به علت بیشتر بودن محتوای مایعات درون آن بزرگتر از بافت چربی سینه می باشد به طوری که کنتراست ضریب دی الکتریک بافت نرمال و سرطانی ۱۰٪ تا ۲۰٪ است [۱۱] و می توانیم تومورهای بسیار کوچک را نیز تشخیص بدهیم درحالی که در سایر روش ها مثل ماموگرافی، تصویر از کنتراست دو درصدی حاصل می شود یا در روش سونوگرافی زیر ده درصد کنتراست را داریم بنابراین روش تصویربرداری مایکروویو یک روش امیدوارکننده جهت تشخیص تومور در مراحل ابتدائی آن می باشد. تحقیقات و اندازه گیری های زیادی در زمینه اندازه گیری مشخصات دی الکتریک بافت سالم و بافت سرطانی انجام شده در این تحقیقات به طور کلی بافت سینه را با دو مشخصه ی ضریب گذردهی الکتریکی (ϵ) و رسانایی^۲ (σ) مشخص می کنند. در شکل (۴-۱) تغییرات ضریب گذردهی الکتریکی و رسانایی برای بافت های مختلف سینه در بازه ۳ تا ۱۱ گیگاهرتز به دست آمده و به وضوح تفاوت بین بافت سرطانی و بافت چربی مانند سینه مشخص است.



شکل (۴-۱)-تغییرات ضریب گذردهی و رسانایی در بازه فرکانسی ۳ تا ۱۱ گیگاهرتز [۱۱]

در این روش توان ارسالی به سمت بافت بدن در مقایسه با روش ماموگرافی اشعه ایکس بسیار پایین تر بوده و با توجه به گزارش ها، تضعیف امواج مایکروویو در داخل بافت سینه در فرکانس ۱۰ گیگاهرتز

¹ Permittivity

² Conductivity

حدود ۴ دسی‌بل بر سانتی‌متر می‌باشد که این مقدار با توجه به حساسیت ادوات مایکروویو، امکان تصویربرداری از کل بافت سینه را فراهم می‌کند [۱۳]

چالش اصلی در روش تصویربرداری مایکروویو در مقایسه با روش‌هایی مثل ماموگرافی و MRI قدرت تفکیک‌پذیری^۱ پایین‌تر می‌باشد از این جهت محققان در تلاش‌اند تا با بررسی الگوریتم‌ها و روش‌های مختلف در زمینه تصویربرداری مایکروویو این پارامتر را بهبود ببخشند.

از کاربردهای دیگر این روش تصویربرداری، می‌توان به مواردی همچون تست‌های غیر مخرب^۲ بر روی زمین [۱۴]، کاربردهای نظامی از قبیل هولوگرافی داده‌های رادار [۱۵]، بیوپزشکی، کاربرد حوزه ساختمان شامل کنترل ساختارهای فلزی عمیق به منظور آشکارسازی عیوب، تغییرات یا شکاف‌های ایجادشده در این ساختارها، آشکارسازی مین‌های زمینی و تشخیص ساختار کریستال اشاره کرد. همچنین امواج مایکروویو به دلیل توانایی نفوذ در شاخ و برگ درختان می‌توانند جهت تصویربرداری از وسایل نقلیه و افراد و تجهیزات و ساختارهای نظامی استتار شده در درون جنگل مورد استفاده قرار بگیرد علاوه بر این تصویربرداری از پشت دیوار به منظور شناسایی تعداد افراد داخل اتاق و یا تشخیص داروها، مواد قاچاق و مواد پلاستیکی قابل احتراق از دیگر کاربردهای این سیستم می‌باشد [۱۶]

^۱ منظور از قدرت تفکیک‌پذیری (Resolution)، حداقل فاصله بین دو هدف بطوریکه در تصویر حاصل شده این دو هدف کاملاً از هم تفکیک باشند.

^۲ Noninvasive Testing

فصل دوم

مروری بر سیستم‌های
تصویربرداری مایکروویو جهت
تشخیص سرطان سینه

در این فصل به بررسی و مرور برخی از مقالات و تحقیقات در زمینه‌ی سیستم‌های تصویربرداری مایکروویو جهت تشخیص سرطان سینه می‌پردازیم و نتایج آن را شرح می‌دهیم.

در پروژه‌های تحقیقاتی که به صورت عملی ساخته و مورد بررسی قرار می‌گیرد با توجه به عدم امکان تست‌های اولیه بر روی انسان، ساخت فانتوم‌های فیزیکی با مشخصات نزدیک به بافت بدن یا کنتراست نزدیک به آن اهمیت بسیاری دارد چراکه با توجه به مشخصات دی‌الکتریک هر ماده‌ای جهت ساخت فانتوم می‌توانیم با ترکیب مواد مختلف، فانتومی شبیه به بافت سینه بسازیم که قابلیت تغییر موقعیت، شکل و اندازه‌های مختلف تومور جهت بررسی عملکرد سیستم پیاده‌سازی شده با قابلیت تکرارپذیری آزمایش را خواهد داشت و حتی می‌توانیم با موادی که کنتراست کمتری نسبت به هم دارند و سخت‌گیرانه‌تر از واقعیت هستند فانتوم را بسازیم. عموماً یکی از چالش‌های تصویربرداری مایکروویو از سینه، تشخیص غدد نرمال از غدد سرطانی در داخل بافت سینه می‌باشد. چراکه کنتراست و فاصله کمی نسبت به هم دارند و معمولاً تمایز این دو از هم دشوار است در صورتیکه ساخت فانتومی با این مقدار کنتراست می‌تواند کمک زیادی در جهت افزایش دقت و تفکیک‌پذیری سیستم تصویربرداری مایکروویو داشته باشد. از لحاظ شکل فانتوم، معمولاً نمونه‌های ساخته شده به شکل‌های واقعی، استوانه‌ای، نیم کره‌ای، مکعب مستطیل می‌باشد که در حین مرور سیستم‌های تصویربرداری به برخی از آن‌ها اشاره خواهد شد.

۲-۲- بررسی سیستم تصویربرداری دانشگاه Calgary:

در این سیستم که پیاده‌سازی شده توسط دانشگاه Calgary و معروف به ^۱ TSAR می‌باشد [۱]، یک آنتن BAVA-D^۲ بر روی یک بازوی مکانیکی متصل به یک استپر موتور قابلیت جهت حرکت به دور بافت را دارد. در این سیستم از الگوریتم TSAR جهت تصویربرداری استفاده می‌شود. آنتن طراحی شده در این سیستم دارای پهنای باند ۲,۴ تا ۱۵ گیگاهرتز و در فاصله‌ی ۴,۲ سانتی‌متری دارای ضریب همبستگی^۳ (در بخش ۳-۲-۳ توضیح داده می‌شود) ۹۶ درصد می‌باشد. مطابق شکل (۱-۲) محفظه‌ای استوانه‌ای حاوی روغن کانولا با مشخصات $\sigma < 0.04$, $\epsilon_r = 2.5$ جهت کوپلینگ^۴ در زیر تخت طراحی شده که بافت درون آن قرار می‌گیرد. بازوی مکانیکی توانایی حرکت در دو جهت عمودی و افقی با گام حرکتی ۵-۱۰ میلی‌متر جهت اسکن کل استوانه را دارد و در تمامی موقعیت‌ها فاصله‌ی بین آنتن تا مرکز محفظه ثابت می‌باشد. در این سیستم جهت اندازه‌گیری فاصله‌ی بین آنتن تا سطح سینه از یک لیزر فاصله‌سنج که بر روی بازوی مکانیکی نصب شده استفاده می‌شود. برای هر بیمار مجموعاً در ۲۰۰ مکان مختلف با استفاده از یک VNA^۵ پارامتر S_{11} را در ۱۶۰۱ نقطه فرکانسی در بازه فرکانسی آنتن، به صورت تک‌پایه اندازه‌گیری می‌کند همچنین از یک الگوریتم تطبیقی جهت حذف اثر پوست استفاده می‌شود. برای کالیبراسیون سیستم، در شرایط بدون حضور بیمار، محفظه مایع تطبیق در تمامی ۲۰۰ نقطه قبلی اسکن توسط آنتن مجدداً انجام می‌شود. با تفاضل داده‌های این دو مرحله از هم کالیبراسیون انجام می‌شود. کل زمان تصویربرداری برای یک بیمار توسط این سیستم ۳۰ دقیقه می‌باشد که دلیل آن استفاده از سیستم مکانیکی در فرآیند تصویربرداری می‌باشد؛ و نتایج گزارش شده این روش بر روی هشت بیمار موفقیت‌آمیز بوده است

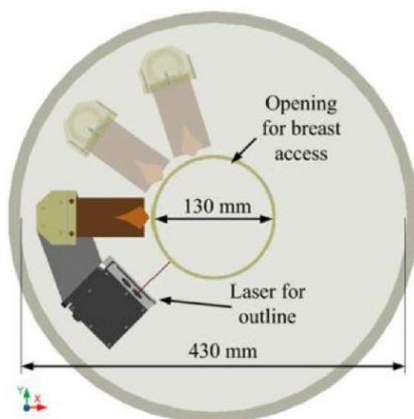
¹ Tissue Sensing Adaptive Radar

² Balanced Antipodal Vivaldi Antenna with Director

³ Fidelity factor

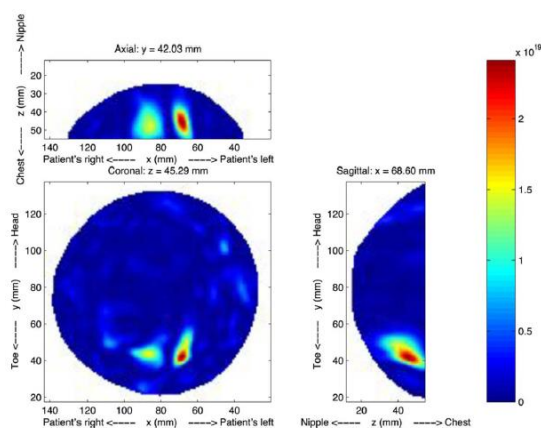
⁴ Coupling

⁵ Vector Network Analyzer



شکل (۲-۱) - سیستم تصویربرداری دانشگاه Calgary [۱]

در تصاویر بازسازی شده برای فیلتر کردن سیگنال‌های دریافتی از پوست از آستانه‌های^۱ متفاوتی استفاده می‌کند که استفاده از آستانه با سطح پایین، بازتاب‌هایی که از ناحیه تومورهای خوش خیم دریافت می‌شود را پس از فیلتر کردن حفظ می‌کند درحالی‌که استفاده از آستانه با سطح بالاتر منجر به شناسایی سیگنال‌های دریافتی از پوست می‌شود. در شکل (۲-۲) نمونه‌ای از تصاویر گرفته شده این سیستم تصویربرداری میکروویو از بیمار واقعی را مشاهده می‌کنید. تصاویر بازسازی شده از سه صفحه مختلف می‌باشد.

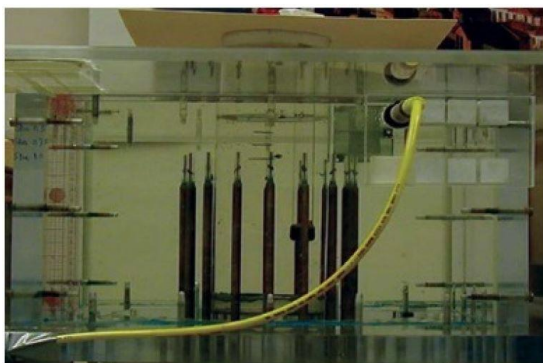


شکل (۲-۲) - نمونه‌ای از تصاویر بازسازی شده در سه صفحه مختلف از یک بیمار واقعی در دانشگاه Calgary [۱]

¹ threshold

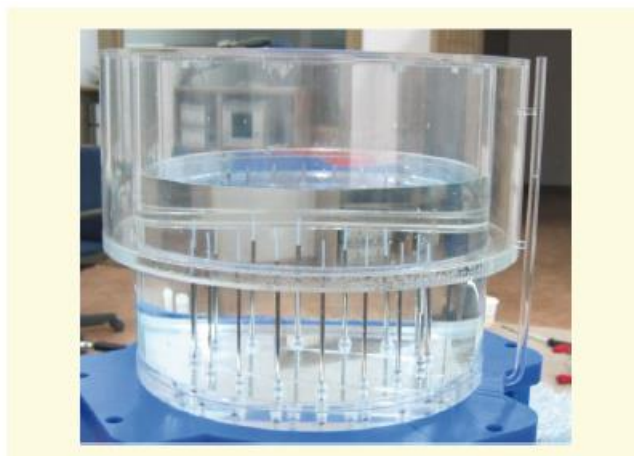
۳-۲- سیستم تصویربرداری دانشگاه Dartmouth:

در یکی از سیستم‌های تصویربرداری ساخته شده‌ی این دانشگاه که در شکل (۳-۲) مشاهده می‌کنید از ۱۶ آنتن مونوپل که به‌صورت آرایه دایره‌ای قرار گرفته‌اند و در بازه فرکانسی ۵۰۰ مگاهرتز تا ۲/۳ گیگاهرتز استفاده شده است. بافت سینه درون محفظه‌ای که در زیر تخت تعبیه شده قرار می‌گیرد. محفظه از مایع کوپلینگ حاوی گلیسرین و آب با مشخصات نزدیک به پوست سینه پر شده که این کار سبب کاهش میزان برگشتی از سطح پوست، کاهش کلاتر و افزایش انتقال انرژی به داخل بافت سینه می‌شود. اندازه‌گیری به‌گونه‌ای است که آرایه آنتن در ۷ صفحه عمودی با فاصله‌های ۱ سانتی‌متری جسم موردنظر را اسکن می‌کند و در هر صفحه اسکن، یک آنتن به عنوان فرستنده و ۱۵ آنتن دیگر به عنوان گیرنده عمل کرده و میدان‌های پراکنده‌شده از جسم را به‌صورت چندپایه اندازه‌گیری می‌کنند. البته در تصویربرداری به این روش از تقریب مسئله سه‌بعدی به دوبعدی استفاده کرده‌اند که باعث ایجاد خطا می‌شود اما خطای به وجود آمده به دلیل کوچک بودن محدوده تصویربرداری چندان مهم نمی‌باشد [۱]. فانتوم استفاده شده در این سیستم به‌صورت استوانه‌ای به قطر ۱۰/۵ سانتی‌متر حاوی محلول ذرت با سدیم کلرید بوده و به‌صورت ناهمگن تشکیل شده است. الگوریتم استفاده شده در این سیستم از نوع توموگرافی بوده و با حل یک مسئله پراکندگی معکوس تصاویری از، توزیع گذردهی نسبی و رسانایی جسم مجهول به دست می‌آید.



شکل (۳-۲) - سیستم تصویربرداری دانشگاه Dartmouth به همراه نحوه قرارگیری آنتن‌ها [۱]

در پروژه بعدی ساخته شده توسط این دانشگاه که آن را سیستم^۱ ETRI می‌نامند [۳]، محفظه‌ای در زیر تخت تعبیه شده که شامل ۱۶ آنتن مونوپل به صورت آرایه‌ای دایره‌ای شکل می‌باشد و دارای پهنای باند ۵۰۰ مگاهرتز تا ۳ گیگاهرتز می‌باشد و ابعاد هر آنتن برابر ۲۴ میلی‌متر می‌باشد. آنتن‌ها در یک محفظه کوپلینگ شامل پروپیلن گلیکول و آب مقطر قرار می‌باشد تا انعکاسات از سطح سینه را کاهش دهد، نمایی از نحوه قرارگیری آنتن‌ها در درون مایع کوپلینگ را در شکل (۲-۴) مشاهده می‌کنید. آنتن‌های استفاده شده توسط یک سیستم کنترلر توانایی حرکت در جهت عمود با پله‌های ۲۰ میلی‌متر را دارند تا امکان اسکن از کل محفظه تعبیه شده در زیر تخت با قطری به اندازه ۱۴ سانتی‌متر را فراهم سازد. این سیستم مشابه پروژه‌ی قبلی ساخته شده توسط دانشگاه Dartmouth عمل نموده و از الگوریتم‌های توموگرافی و روش گوس نیوتون^۲ استفاده می‌کند. میزان ایزولاسیون سوئیچ‌های بکار رفته در این سیستم ۱۱۰ dB و مینیمم سطح سیگنال قابل آشکارسازی ۱۱۰dB- می‌باشد. نمایی کلی از این سیستم را در شکل (۲-۴) مشاهده می‌کنید.



شکل (۲-۴)- قرارگیری آنتن‌های مونوپل سیستم ETRI در درون مایع کوپلینگ [۳]

¹ Electronics

² Gauss Newton Algorithm

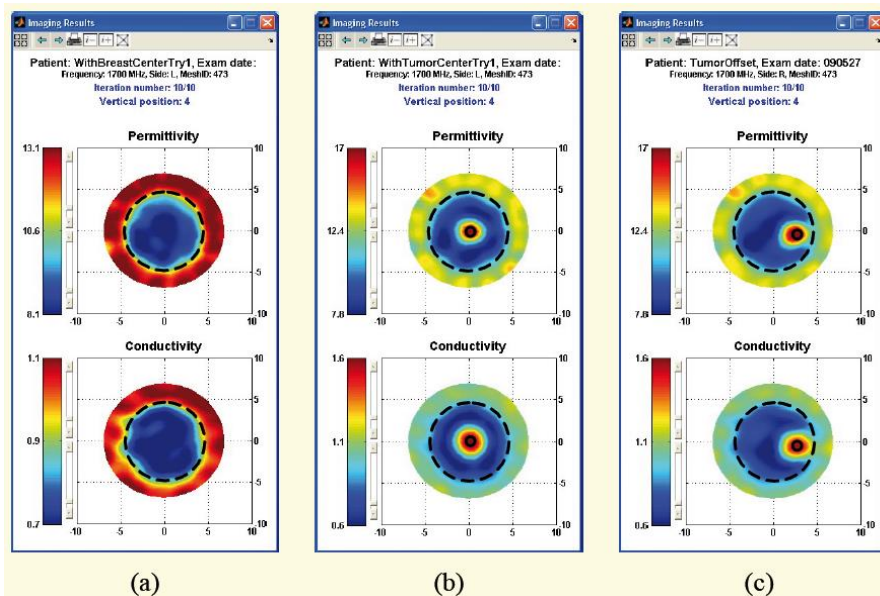


شکل (۲-۵)- سیستم توسعه یافته دانشگاه Dartmouth (ETRI) [۳]

در آزمایش صورت گرفته توسط این سیستم از یک لوله پلاستیکی با مشخصات دی الکتریک نزدیک به تومور واقعی مطابق جدول (۲-۱) استفاده کرده‌اند و نتایج تصویربرداری را در شکل (۲-۶) مشاهده می‌کنید.

جدول (۲-۱)- مشخصات دی الکتریک برای فانتوم، تومور و مایع کوپلینگ بکار رفته در سیستم ETRI [۳]

Frequency (MHz)	Bath (PG 85%)		Breast (PG 100%)		Tumor (Distilled water)	
	ϵ_r	σ (S/m)	ϵ_r	σ (S/m)	ϵ_r	σ (S/m)
900	24.9	0.75	11.7	0.49	78.6	0.2
1,100	22.0	0.93	10.3	0.54	78.7	0.3
1,300	19.9	1.08	9.4	0.58	78.2	0.41
1,500	17.9	1.21	8.6	0.62	78.5	0.54
1,700	16.4	1.32	8.1	0.65	77.9	0.69



شکل (۲-۶)- بازسازی تصویر فانتوم سینه با تومور استوانه‌ای به قطر ۱۰ میلی‌متر در فرکانس ۱۷۰۰ مگاهرتز (a) فانتوم بدون حضور تومور (b) تومور در مرکز (c) تومور به اندازه ۳۰ میلی‌متر در طرف راست مرکز. دایره‌های مشکی بیرونی مرز واقعی فانتوم و دایره مشکی درونی محل تومور واقعی [۳]

از مزایای این سیستم نسبت به سیستم قبلی کاهش زمان محاسبات و بهبود کیفیت تصاویر بازسازی شده، کاهش ایزولاسیون بین کانال‌ها و کاهش نویز است. در سیستم ETRI از دو پردازنده^۱ GPU با معماری موازی استفاده شده است و وظیفه آن پردازش اطلاعات مرتبط با تصاویر می‌باشد و این پردازنده‌ها نسبت به CPU^۲ ها در خلق تصاویر بر صفحه نمایشگر بسیار سریع‌تر عمل می‌کنند.

۲-۴- سیستم تصویربرداری دانشگاه Bristol:

آنتن طراحی شده توسط این دانشگاه به صورت یک آرایه پچ روی هم و مسطح^۳ 4×4 با پهنای باند ۴-۱۰ گیگاهرتز بود که در شکل (۲-۷-الف) نشان داده شده اما به دلیل ساختار مسطحی که دارد برای تصویربرداری فانتوم کروی با مشکل روبرو می‌شد به همین دلیل بعد از آن آرایه‌ای با همان تعداد عناصر ولی به شکل نیم کروی ساختند که به دلیل شکلی نیم کروی آرایه، انطباق خوبی با بافت سینه

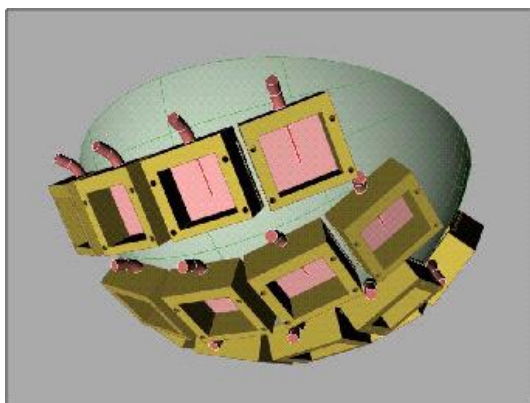
^۱ Graphics Processing Unit

^۲ Central Processing Unit

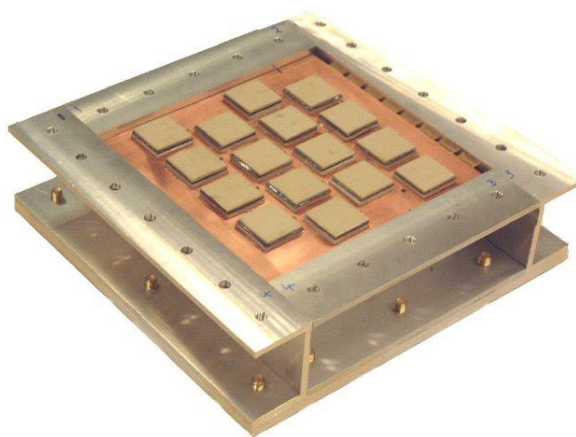
^۳ Planar stacked patch array

داشت و مناسب تست‌های کلینیکی است و در شکل (۲-۷-ب) نشان داده شده است. این آرایه تقریباً در یک‌سوم پایینی فانتوم و به شعاع ۷۸ میلی‌متر واقع شده است. در تصویربرداری این سیستم مجموعه آنتن و فانتوم در یک محیط کوپلینگ مشابه مشخصات بافت سینه قرار داده شده و فاصله بین آرایه آنتن با پوست ۲ سانتی‌متر می‌باشد. الگوریتم استفاده شده در این سیستم، الگوریتم راداری تأخیر و جمع^۱ می‌باشد. تغذیه عناصر آرایه به وسیله کابل‌های کوکسیال ۵۰ اهمی به شبکه‌ای از سوئیچ‌های الکترومکانیکی متصل می‌شود. اندازه‌گیری به صورت چندپایه و از طریق یک VNA انجام می‌شود و ۱۲۰ داده‌ی S_{21} در مدت زمان ۳ دقیقه اندازه‌گیری می‌شوند و سپس داده‌های حوزه فرکانس را به حوزه زمان منتقل می‌کند. در شکل (۲-۸) نمای کلی از سیستم تصویربرداری میکروویو آزمایشگاهی مشاهده می‌کنید. برای کالیبراسیون داده‌ها نیز داده‌های اندازه‌گیری شده در حضور تومور را از داده‌های اندازه‌گیری بدون حضور تومور در فانتوم کم می‌کنند و با این کار القای متقابل بین عناصر را نیز حذف می‌کند [۱۷]

(ب)



(الف)



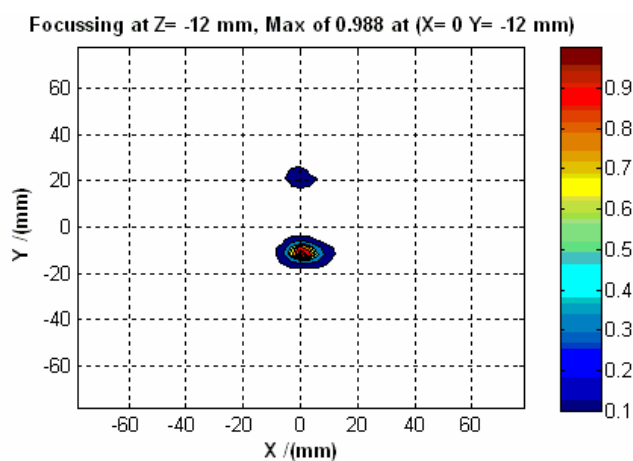
شکل (۲-۷)-آرایه آنتن‌های ساخته شده توسط دانشگاه Bristol (الف) آرایه مسطح (ب) آرایه نیم کره‌ای [۳]

¹ Delay and Sum(DAS)



شکل (۸-۲) - نمای کلی از سیستم تصویربرداری مرجع [۳]

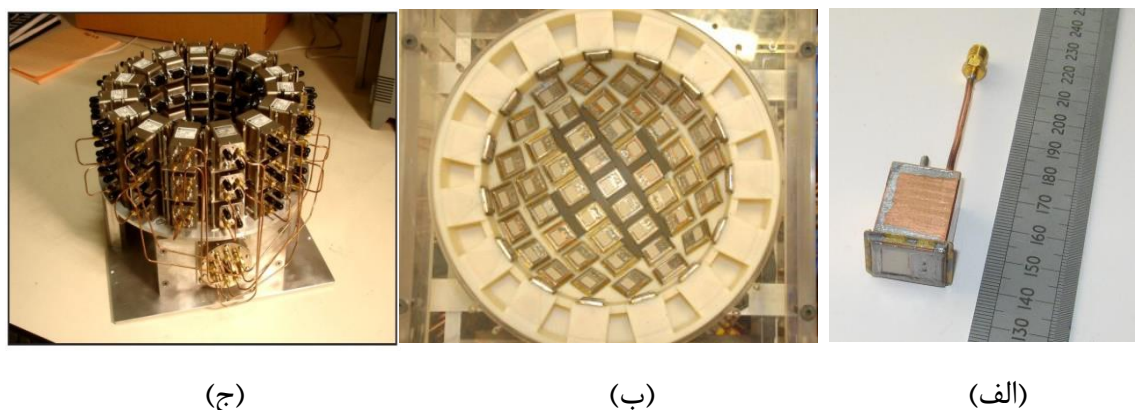
در تصویر بازسازی شده شکل (۹-۲) که بدون حضور پوست می باشد توموری به قطر یک سانتی متر در مختصات $(x,y,z)=(0,0,-10)$ واقع شده است. در تصویر حاصل شده علاوه بر مرکز در فاصله ۱۰ میلی متری در جهت مثبت y نیز هدفی تشخیص داده می شود.



شکل (۹-۲) - تصویربرداری مایکروویو برای تومور در مرکز [۳]

در یکی دیگر از پژوهش های انجام شده توسط این دانشگاه، از یک آرایه ۶۰ عنصری پهن باند با چیدمان نیم کروی استفاده شده است. در این سیستم نسبت به کارهای گذشته از آنتن های جدید، تغذیه و کانکتور همراه با یک شبکه سوئیچ جدید استفاده شده است و اندازه گیری به صورت چندپایه

توسط سوئیچ و یک VNA ۸ پورته باهدف بهبود کلاتر و کاهش زمان اندازه‌گیری انجام می‌شود. در شکل (۲-۱۰) نمایی از یک عنصر آرایه و نمایی از ۶۰ عنصر آرایه آنتن‌ها و شبکه سوئیچ مشاهده می‌کنید. این سیستم در باند ۴-۸ گیگاهرتز می‌باشد و قادر است ۱۷۷۰ داده‌ی S_{21} در مدت زمان ۱۰ ثانیه اندازه‌گیری کند. در شکل (۲-۱۱) نمای کلی از این سیستم تصویربرداری را مشاهده می‌کنید که آنتن‌های آرایه در این سیستم قابلیت چرخش به‌اندازه ۹۰ درجه را دارند تا جهت حذف اثر پوست از زوایای مختلف داده‌های بیشتری جمع‌آوری کنند. الگوریتم استفاده شده در این سیستم کانفوکال و به‌صورت تأخیر و جمع^۱ می‌باشد.



شکل (۲-۱۰)-نمایی از آنتن‌های سیستم تصویربرداری کلینیکی دانشگاه Bristol. (الف) آنتن جدید طراحی شده. (ب) ۶۰ عنصر آرایه آنتن (ج) رابط سوئیچ الکترومکانیکی [۳]



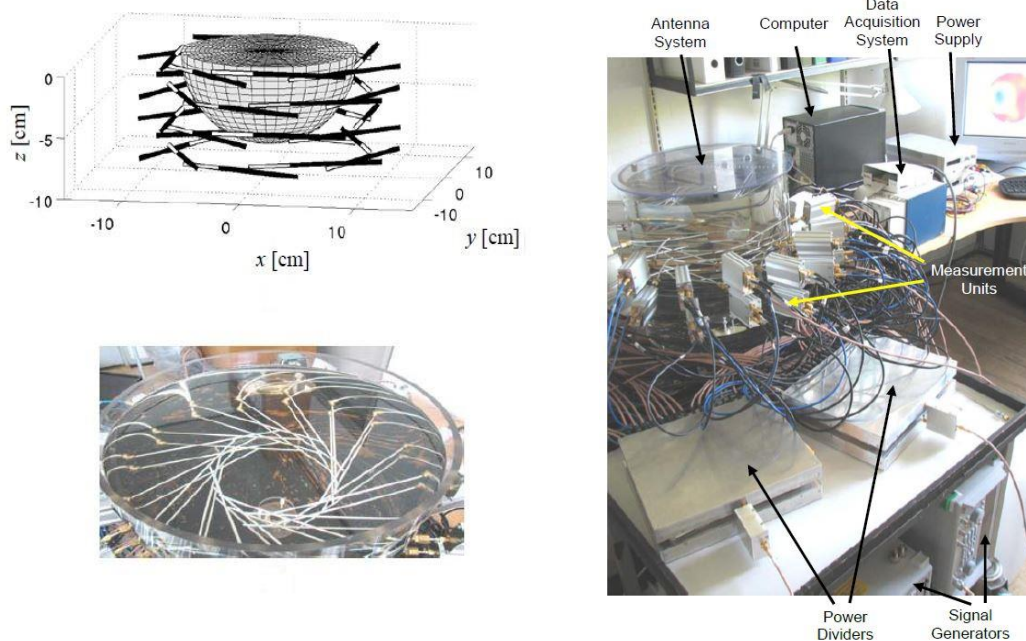
شکل (۲-۱۱)-نمای کلی از سیستم تصویربرداری مرجع [۳] (الف) سیستم تست شده در آزمایشگاه. (ب) سیستم ساخته شده برای تست‌های کلینیکی

¹ Delay And Sum (DAS)

از جمله مزیت‌های این سیستم، بهبود حاصل شده روی کلاتر، افزایش سرعت تصویربرداری و کاهش حرکت بافت سینه در حین تصویربرداری می‌باشد که در دستگاه‌های قبلی باعث عدم قطعیت در سیگنال‌های دریافتی می‌شود [۱۸].

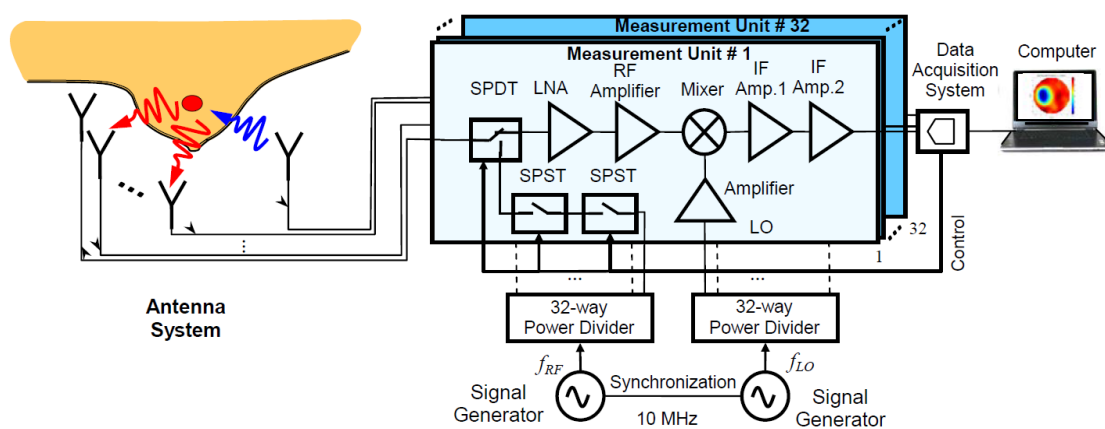
۲-۵- سیستم تصویربرداری دانشگاه Denmark :

سیستم تصویربرداری این دانشگاه از ۳۲ آنتن آرایه‌ای مونوپل با پهنای باند ۰/۳ تا ۳ گیگاهرتز ساخته شده و دامنه و فاز میدان‌های پراکنده شده به صورت چندپایه انجام می‌گیرد به معنای دیگر زمانی که یک آنتن موجی را به سمت بافت سینه ارسال می‌کند ۳۱ آنتن دیگر وظیفه دریافت امواج برگشتی را دارند و از طرق حل یک مسئله پراکندگی معکوس در سه بعد، تصویری از محل توزیع گذردهی الکتریکی به صورت مختلط به نمایش درمی‌آید. با توجه به پیچیدگی‌های بازسازی تصویر از حل یک مسئله معکوس میدان‌های پراکنده شده در سه بعد، زمان زیادی حدود ۲ ساعت تا حاصل شدن نتیجه نیاز دارد. آرایه آنتن‌ها به صورت افقی در یک محفظه پر شده از مواد تطبیق گلیسیرین و آب می‌باشد. قرارگیری آنتن‌های آرایه به صورت چهار ردیف هشت تایی و به شکل آرایه استوانه‌ای می‌باشد. برای تولید سیگنال از یک مبدل A/D استفاده می‌کند و سیگنال‌های دریافتی را درون کامپیوتر ذخیره و توسط نرم‌افزار Labview پردازش می‌کند. در شکل زیر (۲-۱۲) نمای کلی سیستم ساخته شده توسط این دانشگاه را مشاهده می‌کنید [۴].



شکل (۲-۱۲)-سیستم تصویری برداری دانشگاه دانمارک [۴]

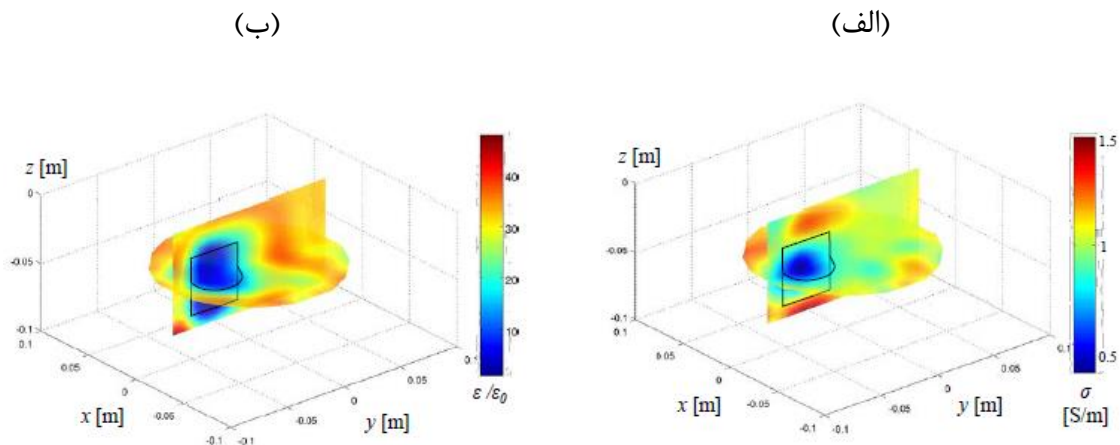
معماری سیستم تصویربرداری میکروویو این دانشگاه را در شکل (۲-۱۳) مشاهده می کنید.



شکل (۲-۱۳)-معماری سیستم تصویربرداری میکروویو دانشگاه دانمارک [۴]

این سیستم شامل ۳۲ کانال اندازه گیری یکسان می باشد که یک واحد آن را در شکل فوق مشاهده می کنید. در شکل فوق دو منبع تولید کننده سیگنال و یک سیستم جمع آوری داده چند کاناله به کامپیوتر متصل شده همچنین از دو تقسیم کننده توان پهن باند برای توزیع سیگنال های RF و LF به ۳۲ کانال اندازه گیری استفاده می کند. با استفاده از الگوریتم های توموگرافی و حل یک مسئله

پراکندگی معکوس با استفاده از روش نیوتن و الگوریتم گرادیان حداقل مربعات تصویری سه بعدی از توزیع گذردهی الکتریکی نسبی و هدایت پذیری جسم به دست می‌آورد. شکل (۲-۱۴) تصویری از توزیع گذردهی نسبی و رسانایی جسمی از جنس تفلون به شعاع ۲۰ میلی‌متر و به ارتفاع ۴۰ میلی‌متر با گذردهی نسبی ۲,۱ و هدایت صفر را نشان می‌دهد.



شکل (۲-۱۴)-تصویر سه بعدی از یک جسم استوانه‌ای به روش الگوریتم توموگرافی. (الف) رسانایی (ب) گذردهی نسبی [۴]

۲-۶-سیستم تصویربرداری دانشگاه Hiroshima:

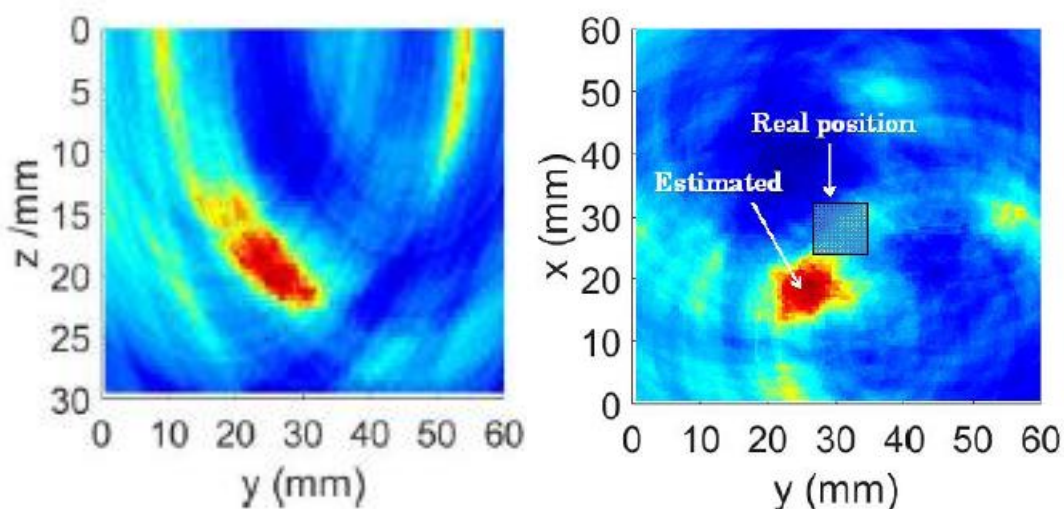
در سیستم تصویربرداری این دانشگاه از تکنولوژی مدارهای CMOS^۱ جهت ساخت تمام قطعات سخت‌افزاری سیستم تصویربرداری بهره برده‌اند که شامل مدار تولیدکننده پالس گوسی شکل، مدارهای سوئیچینگ، مدار هم‌زمان‌سازی نمونه‌برداری‌ها و آرایه‌ی فشرده آنتن‌های پهن باند می‌باشد. نتیجه حاصل شده از استفاده این فناوری CMOS، کاهش قیمت و ابعاد و افزایش سرعت سیستم تصویربرداری می‌باشد. در شکل (۲-۱۵) سیستم تصویربرداری این دانشگاه را مشاهده می‌کنید که از فانتومی همگن به شکل مکعب استفاده شده است. ابعاد نهایی سیستم تصویربرداری ۴۵×۳۰×۱۴/۵ سانتی‌متر مکعب می‌باشد و با استفاده از الگوریتم کانفوکال توانایی آشکارسازی توموری به قطر یک سانتی‌متر را دارد. در این سیستم از ۱۶ آنتن آرایه استفاده شده به‌طوری که ۸ آنتن وظیفه ارسال موج

¹ Complementary Metal-Oxide-Semiconductor

و ۸ آنتن دیگر نقش گیرنده را دارند که به وسیله‌ی مدارهای طراحی شده این هماهنگی صورت می‌پذیرد. ابعاد فانتوم مکعب شکل برابر $15 \times 15 \times 4$ سانتی‌متر مکعب و ابعاد تومور برابر $1 \times 1 \times 1$ سانتی‌متر مکعب می‌باشد و تومور در فاصله ۲ سانتی‌متری نسبت به سطح آرایه آنتن واقع شده است. جهت کالیبراسیون داده‌های اندازه‌گیری از روش اندازه‌گیری در دو حالت حضور تومور و عدم حضور تومور و تفاضل این دو داده از هم استفاده کرده است که در روش کلینیکی قابل استفاده نبوده اما برای شروع و بررسی عملکرد الگوریتم از آن بهره برده است و نتایج آن را در شکل (۲-۱۶) مشاهده می‌کنید و تصویربرداری در دو صفحه‌ی $x-y$ و $y-z$ انجام شده است برای ساخت فانتوم و تومور نیز به ترتیب از لاستیک و گوشت استفاده کردند [۱۹].

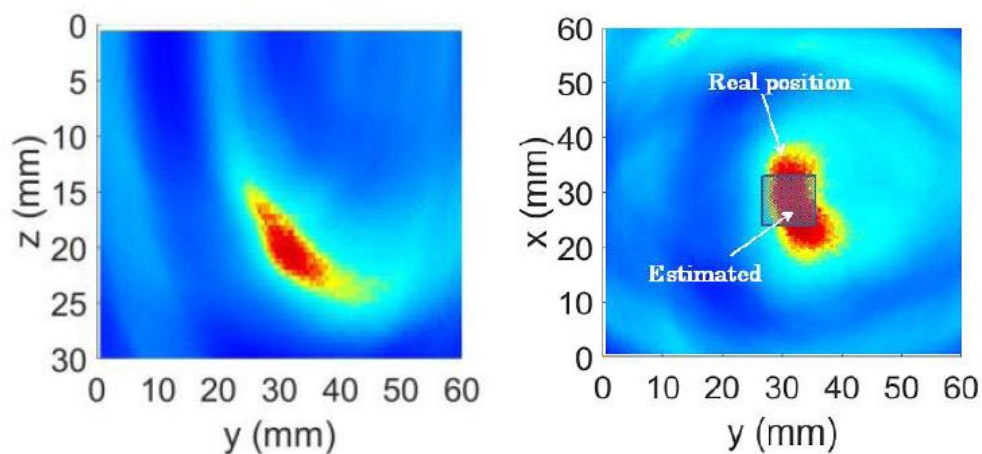


شکل (۲-۱۶)- سیستم تصویربرداری دانشگاه Hiroshima به همراه مازول فرستنده گیرنده و سوئیچ [۴]



شکل (۲-۱۶)- نتایج تصویربرداری مرجع [۴]

از آنجایی که از یک مبدل ۴ ADC بیتی استفاده می‌شود گاهی اوقات بازیابی تومور به‌صورت دقیق حاصل نمی‌شود؛ اما با استفاده از میانگین‌گیری سیگنال‌ها و تغییر در موقعیت آنتن ارسال و دریافت کننده، به سیگنال‌های دقیق‌تری می‌رسد. در شکل (۲-۱۷) تصویر تومور بازسازی شده پس از بهبود سیگنال‌ها و استفاده از روش میانگین‌گیری را مشاهده می‌کنید.



شکل (۲-۱۷)-تصویر بازسازی شده از تومور در دو صفحه X-Y و Y-Z با اعمال روش میانگین‌گیری [۴]

در فصل سوم از این پایان‌نامه با توجه به اهمیت آنتن در سیستم تصویربرداری میکروویو به‌طور مستقل به بررسی مشخصات یک آنتن مناسب جهت استفاده در سیستم تصویربرداری میکروویو پرداخته و بر همین اساس آنتن خود را معرفی و طراحی می‌کنیم و در فصل چهارم از این پایان‌نامه به بررسی الگوریتم‌های مختلف تصویربرداری و تشریح آن‌ها و در نهایت بازسازی تصویر از طریق الگوریتم انتخابی می‌پردازیم و نتایج نهایی ارائه می‌گردد.

فصل سوم

طراحی و شبیه‌سازی آنتن

۳-۱- مقدمه:

یکی از مهم‌ترین قسمت‌های سیستم تصویربرداری مایکروویو، بخش آنتن است. در سیستم‌های تصویربرداری مایکروویو از انواع مختلفی از آنتن‌ها از جمله ویوالدی، مونوپل، موجبری، چندلایه‌ای پچ و چندین نوع آنتن دیگر استفاده شده است. معمولاً در زمینه تصویربرداری مایکروویو از آنتن‌های با پلاریزاسیون خطی برای تصویربرداری استفاده می‌شود ولی در این پایان‌نامه از آنتنی با پلاریزاسیون دایروی^۱ استفاده کردیم به این دلیل که آنتن‌های با قطبش خطی فقط میدان الکتریکی با همان جهت قطبش را دریافت می‌کنند؛ بنابراین در این آنتن‌ها با چرخش قطبش موج برگشتی، مقدار انرژی دریافتی توسط آنتن کاهش می‌یابد، بنابراین برای جبران کاهش تلفات حاصل از چرخش قطبش موج دریافتی که ناشی از برگشتی بافت بدن می‌باشد، باید توان بیشتری به بافت ارسال شود که نامطلوب می‌باشد. همچنین پلاریزاسیون دایروی دارای تلفات کم و انتقال بهتری می‌باشد. [۲۰]

۳-۲- ملزومات طراحی یک آنتن جهت استفاده در زمینه تصویربرداری

مایکروویو:

۳-۲-۱- پهنای باند:

در حالت کلی سیستم‌های UWB سیستمی است که دارای پهنای باند بزرگ‌تر از ۵۰۰ MHz و یا دارای پهنای باند بزرگ‌تر از ۲۰٪ فرکانس مرکزی باشد. در سال ۲۰۰۲ سازمان FCC^۲ مجوز استفاده از سیستم‌های UWB در باند فرکانسی ۳/۱ تا ۱۰/۶ گیگاهرتز با حداکثر توان 41dBm/MHz- در

^۱ Circular Polarization(CP)

^۲ Federal Communication Commission

محیط بسته را صادر کرد. در سیستم‌های راداری قدرت تفکیک‌پذیری^۱ متناسب است با عکس پهنای باند بنابراین با افزایش پهنای باند رادار، اشیا نزدیک به هم را بهتر می‌توان از یکدیگر تشخیص دهد.

استفاده از فناوری UWB در زمینه‌ی تصویربرداری مایکروویو، چالش بین قدرت تفکیک زیاد و عمق نفوذ را مرتفع می‌سازد، زیرا با افزایش فرکانس قدرت تفکیک بیشتر می‌شود اما عمق نفوذ نیز کاهش می‌یابد همچنین در فرکانس‌های پایین عمق نفوذ افزایش می‌یابد ولی قدرت تفکیک کاهش می‌یابد بنابراین استفاده از این فناوری سبب تعادل این دو پارامتر می‌گردد؛ بنابراین داشتن پهنای باند وسیع یکی از پارامترهایی است که باید هنگام طراحی آنتن در نظر گرفته شود. منظور از پهنای باند، پهنای باند امپدانسی^۲ است. بازه‌ای از طیف فرکانسی که در آن مقدار تلفات برگشتی^۳ کمتر از 10 dB- باشد و آنتن تطبیق امپدانسی خوبی داشته باشد. با توجه به توضیحات فوق و مطالعه مقالات مختلف بازه‌ی ۳-۱۵ گیگاهرتز را به‌عنوان پهنای باند آنتن برای طراحی و شبیه‌سازی در نظر گرفتیم [۴].

۳-۲-۲- بهره و الگوی تشعشعی:

یکی از ویژگی‌هایی که در طراحی آنتن‌های UWB باید در نظر گرفت، ثابت ماندن بهره در سراسر باند فرکانسی است. در آنتن‌های باند باریک که فرکانس کاری و طول‌موج معینی دارند، بهره متناسب با سمت‌گرایی بوده و سمت‌گرایی نیز با سطح مقطع مؤثر (A_e) آنتن متناسب است. در مورد آنتن‌های UWB این قضیه صادق نیست و A_e در بزرگ‌ترین فرکانس تقریباً سه و نیم برابر بزرگ‌تر از A_e در کوچک‌ترین فرکانس است [۲۱]، پس رسیدن به یک بهره ثابت در کل باند فرکانسی کار دشواری است؛ اما باید سعی شود آنتن را طوری انتخاب و طراحی کنیم که بهره در کل فرکانس تغییرات زیادی نداشته باشد و تغییرات آن را به حداقل برسانیم.

¹ Range Resolution

² Impedance Bandwidth

³ Return Loss

فاکتور دیگری که باید در نظر گرفته شود الگوی تشعشی آنتن است که بایستی با تغییر فرکانس، الگوی تشعشی تغییرات کمی در طول پهنای باند داشته باشد یا به عبارتی پترن پایدار و به صورت یک جهته داشته باشیم. همچنین باید نسبت تشعشع در جلوی آنتن به پشت آن (Front to Back Ratio) بزرگ باشد.

۳-۲-۳- پارامترهای اعوجاج یا عملکرد حوزه زمان:

تابع انتقال، تأخیر گروه و ضریب همبستگی^۱ پارامترهای اعوجاج آنتن هستند [۲۲]. برای داشتن کمترین اعوجاج باید تابع انتقال آنتن (S_{21}) در سراسر بازه فرکانسی تغییرات هموار داشته باشد زیرا در این صورت به دلیل اینکه مشخصه‌ی فاز تابع انتقال خطی می‌شود، تأخیر گروه نیز تقریباً ثابت می‌ماند و اعوجاج ناشی از آنتن بر روی سیگنال ارسالی کمینه می‌شود [۲۳]. تأخیر گروه به صورت مشتق فاز تابع انتقال به فرکانس زاویه‌ای بیان می‌شود که به صورت رابطه (۱-۳) است:

$$\text{Group delay} = - \frac{d\theta(w)}{dw} \quad (1-3)$$

یکی از مشکلاتی که در هنگام پراکندگی موج تابیده شده روی سیگنال‌ها به وجود می‌آید مسئله پاشندگی در محیط و آنتن است که سبب تغییر زمان شروع پیک سیگنال می‌شود. دلیل این امر هم به خاطر ثابت نبودن تأخیر گروه یا خطی نبودن مشخصه‌ی فاز بین آنتن گیرنده و فرستنده است. ثابت نبودن تأخیر گروه به این معنا است که مؤلفه‌های فرکانسی مختلف از آنتن فرستنده با تأخیر زمانی متفاوتی به آنتن گیرنده می‌رسد؛ و این خود عامل خطا در سیستم‌های تصویربرداری میکروویو می‌شود. دو پارامتر تابع انتقال و تأخیر گروه از طریق نرم‌افزار CST قابل محاسبه است.

پارامتر ضریب همبستگی، رفتار آنتن را هم‌زمان در حوزه زمان و مکان تحلیل می‌کند. این پارامتر بیان‌کننده میزان شباهت بین سیگنال ورودی در آنتن فرستنده با سیگنال دریافتی در آنتن

¹ Fidelity Factor

گیرنده است یا به بیان دیگر بیانگر میزان اعوجاج ایجاد شده توسط آنتن در ارسال و دریافت پالس‌های زمانی است. در محاسبه‌ی این پارامتر تنها شکل پالس‌های ارسالی و دریافتی باید مقایسه شود و دامنه‌ی دو سیگنال نباید تأثیری در محاسبه‌ی این پارامتر داشته باشد و به صورت معادله (۲-۳) تعریف می‌شود. از آنجایی که در سیستم تصویربرداری عملکرد به گونه‌ای است که از روی سیگنال برگشتی به حضور و موقعیت تومور پی می‌بریم، برای ما مطلوب آن است که فقط جسم هدف باعث تغییر سیگنال برگشتی شود و این تغییر را آنتن ایجاد نکند بنابراین داشتن آنتنی با عملکرد خوب و ضریب همبستگی بالا در ارسال و دریافت سیگنال، خطای تصویربرداری را کاهش می‌دهد. در مرجع [۲۴] نشان می‌دهد که داشتن آنتنی با ضریب همبستگی بالا در بهبود دقت و عملکرد تصویربرداری می‌تواند مؤثر واقع شود. ضریب همبستگی قابل قبول جهت استفاده آنتن در زمینه تصویربرداری میکروویو برای تشخیص تومور معمولاً باید بالاتر از ۸۵ الی ۹۰ درصد باشد.

$$FF = \max_{\tau} \left[\frac{\int_{-\infty}^{+\infty} T_s(t) R_s(t+\tau) dt}{\sqrt{\int_{-\infty}^{+\infty} T_s^2(t) dt \times \int_{-\infty}^{+\infty} R_s^2(t) dt}} \right] \quad (2-3)$$

در این رابطه T_s سیگنال ارسالی توسط آنتن فرستنده و R_s سیگنال دریافتی توسط آنتن گیرنده است. تأخیر τ به اندازه‌ای است که رابطه بالا بیشینه شود [۲۵].

علاوه بر موارد ذکر شده در بالا از دیگر ویژگی‌های آنتن‌های استفاده شده در زمینه‌ی تصویربرداری میکروویو می‌توان به موارد زیر نیز اشاره کرد:

- پلاریزاسیون متقابل در سراسر باند فرکانسی باید کم باشد، زیرا در صورت بزرگ بودن مؤلفه پلاریزاسیون متقابل، اعوجاج در سیگنال دریافتی خواهیم داشت.
- در صورت استفاده از آنتن‌ها به صورت آرایه‌ای باید اثر کوپلینگ بین آنتن‌ها کم باشد

- ابعاد آنتن باید تا حد ممکن کوچک و فشرده و به صورت مسطح باشد تا بتوان آن را در اطراف بافت سینه به راحتی حرکت داد و اسکن کرد و یا امکان آرایه کردن در اطراف بافت از لحاظ فیزیکی مقدور باشد.
 - میزان سمت گرایی آنتن^۱ بالا باشد زیرا در این صورت پهنای بیم باریک تر شده و توان انتقالی از آنتن به هدف افزایش می یابد
 - میزان تغییرات VSWR در ناحیه ی زیر دو، کم باشد که این خود سبب توزیع جریان یکنواخت خواهد شد و اعوجاج سیگنال تشعشی کاهش می یابد.
- طراحی آنتن هایی با الگوی تشعشی پایدار و یک جهته با کمترین میزان اعوجاج در حوزه زمان و همچنین با ابعاد کوچک مشکل است؛ اما ما تا حد قابل قبولی توانستیم آنتنی طراحی کنیم که اکثر ویژگی های یک آنتن خوب برای تصویربرداری را داشته باشد. با توجه به توضیحاتی که در خصوص پلاریزاسیون دایروی در بخش اول این فصل داده شد ما از بین تمام آنتن های استفاده شده در این زمینه، آنتن مایکرواستریپ حلزونی ارشمیدس با محفظه پشتی و ماده جاذب^۲ انتخاب کردیم.

۳-۳- طراحی آنتن حلزونی لگاریتمی با محفظه پشتی و ماده جاذب:

۳-۳-۱- مقدمه ای بر آنتن های حلزونی:

آنتن های حلزونی یا مارپیچ ساختاری متشکل از تعدادی عنصر تشعشی حلزونی شکل (بازوها) که توسط منبع تغذیه مناسب تحریک می شوند. ساختار منحنی شکل بازوهای آنتن باعث تشعشع و بلند بودن طول بازوها سبب تضعیف جریان می شود و موج بازگشتی را کاهش می دهد. این آنتن ها ذاتاً دارای پلاریزاسیون دایروی با جهت چرخش تشعشع منحصربه فرد در سراسر پهنای باند هستند و فقط می توانند یکی از قطبش ها یعنی راست گرد یا چپ گرد را ایجاد کنند و در دسته آنتن های پهن باند به

¹ Directivity

² Archimedes spiral with absorber and cavity back

شمار می‌آیند. طبق اصل مقیاس بندی، اگر هندسه آنتن کاملاً با زاویه تعریف شود عملکرد آنتن مستقل از فرکانس خواهد بود رابطه زیر فرمول کلی آنتن‌های مستقل از فرکانس است و برای هر آنتنی که بخواهیم به صورت مستقل از فرکانس عمل کند، سطح آن باید با روابط زیر تعریف شود.

$$r = F(\theta, \phi) = e^{a\phi} f(\theta) \quad (3-3)$$

$$a = \frac{1}{k} \frac{dK}{dC} = \frac{1}{r} \frac{dr}{d\phi} \quad (4-3)$$

مختصات کروی به صورت (r, θ, ϕ) است، r فاصله در طول سطح و a مقداری ثابت می‌باشد و $f(\theta)$ تابعی دلخواه است [۲۱]. آنتن‌های مستقل از فرکانس، با تغییر طول موج (فرکانس) در طول پهنای باند مشخصات آنتن نظیر امپدانس، پلاریزاسیون، پترن تشعشعی و ... تغییر نمی‌کند و عیب آن‌ها کم بودن بهره بوده که در برخی از کاربردهایی که نیاز به بهره‌ی بالایی است به صورت آرایه استفاده می‌شود [۲۶]. از نمونه آنتن‌های مستقل از فرکانس می‌توان؛ آنتن سینوسی^۱، آنتن متناوب لگاریتمی^۲، آنتن دو مخروطی^۳ و آنتن حلزونی را نام برد.

آنتن‌های حلزونی امروزه در کاربردهای مختلفی از جمله جنگ الکترونیک^۴، سیستم‌های جهت‌یابی^۵، برنامه‌های مخابراتی و راداری مورد استفاده قرار گرفته است. این آنتن‌ها به شکل‌های مختلفی مانند مسطح استوانه‌ای مخروطی و کروی طراحی می‌شوند. از لحاظ پیچش بازوها آنتن‌های حلزونی به دو ساختار متداول، آنتن حلزونی با فاصله برابر بین بازوها یا ارشمیدسی و آنتن حلزونی زاویه برابر^۶ یا لگاریتمی دسته‌بندی می‌شوند. در آنتن‌های حلزونی تعداد بازوها، دامنه و فاز تحریک بازوها تعیین کننده مد ایجاد شده است. به دلیل اینکه آنتن‌های حلزونی لگاریتمی در فرکانس‌های پایین تلفات کمتر و در فرکانس‌های بالاتر تحریک مدهای کمتری را خواهند داشت بنابراین گزینه اصلی ما در این

¹ Sinuous Antenna

² Log-Periodic Antenna

³ Biconical Antenna

⁴ Electronic Warfare

⁵ Finding Direction System

⁶ Equiangular Sprial Antenna

پایان نامه بوده است. به غیر از ساختارهای ارشمیدسی و لگاریتمی، بازوها می توانند به شکل مربعی، ستاره ای، چند گوشه و یا ترکیب این ها قرار بگیرند که هر کدام مزایا و معایبی دارند.

۳-۲-۳- تئوری آنتن های حلزونی لگاریتمی:

آنتن های حلزونی لگاریتمی اولین بار در سال ۱۹۵۷ معرفی و روابط ریاضی حاکم بر آن محاسبه شد [۲۷]. یکی از چالش های طراحی آنتن های حلزونی بخش تغذیه است زیرا امپدانس ورودی بالایی دارند و باید به وسیله ی یک بالن پهن باند این مسئله رفع شود و استفاده از بالن اغلب باعث محدودیت در عملکرد آنتن می شود، که در ادامه به آن می پردازیم. آنتن های حلزونی مسطح دارای پترن دو جهته هستند و برای تبدیل این پترن به یک پرتو تک جهته لازم است که در پشت آنتن صفحه زمین، محفظه فلزی^۱ یا ساختار زمین شکاف دار^۲ (EBG) قرار بدهیم همچنین در عمل مقداری کجی و چرخش در پترن دیده می شود که باید ساختار به گونه ای طراحی شود که این عیب به حداقل برسد. یکی از ویژگی های آنتن طراحی شده، انحراف کم پترن از جهت اصلی تشعشع در کل پهنای باند می باشد و همان طور که ذکر شد در سیستم تصویربرداری حائز اهمیت است.

به طور خلاصه، از مزایای آنتن های حلزونی؛ مسطح، کم حجم بودن، سادگی، پهنای باند بالا و پلاریزاسیون دایروی می باشد و همچنین از معایب این آنتن؛ امپدانس ورودی بالا می باشد، که لزوم استفاده از بالن را به همراه دارد. از جمله معایب دیگر، دارا بودن پرتو دو جهته عمود بر صفحه آنتن، بهره ی پایین و الگوی تشعشعی آنتن میزانی انحراف دارد که در این پایان نامه به شکلی طراحی شده که این انحراف به حداقل برسد.

¹ Cavity

² Electromagnetic Band Gap

در آنتن حلزونی لگاریتمی، پهنای بازوها و فاصله‌ی بین آن‌ها با دور شدن از مرکز افزایش می‌یابد. شکل هندسی این آنتن‌ها توسط زاویه و به‌صورت رابطه‌ی زیر تعریف می‌شود. با قرار دادن مشتق $f(\theta)$ در رابطه (۳-۳) هندسه‌ی منحنی این آنتن حاصل می‌شود:

$$df/d\theta = f'(\theta) = A\delta(\pi/2 - \theta) \quad (۵-۳)$$

که A یک ثابت و δ تابع دلتای دیراک^۱ می‌باشد. با استفاده از معادله بالا و قرار دادن آن در رابطه (۳-۳) به معادله زیر می‌رسیم:

$$r|_{\theta=\pi/2} = \rho = \begin{cases} Ae^{a\phi} = \rho_0 e^{a(\phi-\phi_0)} & \theta = \pi/2 \\ 0 & elsewhere \end{cases} \quad (۶-۳)$$

$$A = \rho_0 e^{-a\phi_0} \quad (۷-۳)$$

اگر رابطه بالا را بر حسب طول موج بنویسیم خواهیم داشت:

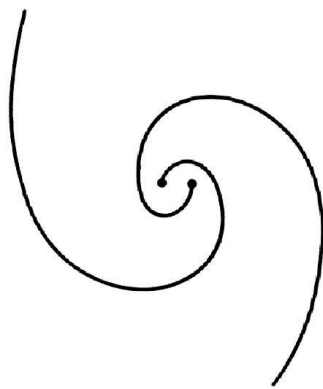
$$\rho_\lambda = \frac{\rho}{\lambda} = \frac{A}{\lambda} = e^{a\phi} \quad (۸-۳)$$

$$\phi = \frac{1}{a} \ln\left(\frac{\rho}{A}\right) = \tan\psi \ln\left(\frac{\rho}{A}\right) = \tan\psi (\ln\rho - \ln A) \quad (۹-۳)$$

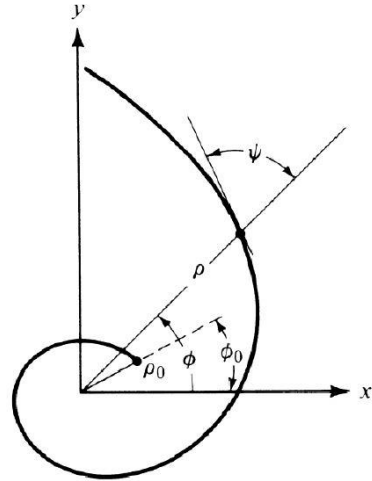
$$L = \int_{\rho_0}^{\rho_1} \sqrt{\left(\rho^2 \left(\frac{d\phi}{d\rho}\right)^2 + 1\right)} d\rho = (\rho_1 - \rho_0) \sqrt{1 + \frac{1}{a^2}} \quad (۱۰-۳)$$

در این روابط $1/a$ نرخ رشد بازوی مارپیچ و ψ زاویه‌ی مماس بر بازوی مارپیچ و فاصله شعاعی ρ است. P_0 شعاع داخلی و P_1 شعاع خارجی مارپیچ و L طول کلی مارپیچ می‌باشد. مارپیچ دوم، با چرخش ۱۸۰° در جه بازوی اول حول مرکز ایجاد می‌شود.

^۱ Dirac Delta Function



(ب)



(الف)

شکل (۱-۳)-هندسه آنتن حلزونی-الف) یک مارپیچ ب) دو مارپیچ

در رابطه (۶-۳) اگر $\emptyset_0$ برابر با صفر و π باشد به آنتن دو مارپیچی به شکل (ب) می‌رسیم. حال برای هر قسمت از لبه‌ی بازوی آنتن حلزونی ارشمیدس که از منحنی‌هایی تشکیل شده می‌توانیم روابط زیر را داشته:

$$\rho_2 = \rho'_2 e^{a\emptyset} \quad (۱۱-۳)$$

$$\rho_3 = \rho'_3 e^{a\emptyset} = \rho'_2 e^{a(\emptyset-\delta)} \quad (۱۲-۳)$$

$$\rho'_3 = \rho'_2 e^{-a\delta} \quad (۱۳-۳)$$

$$K = \frac{\rho_3}{\rho_2} = e^{-a\delta} < 1 \quad (۱۴-۳)$$

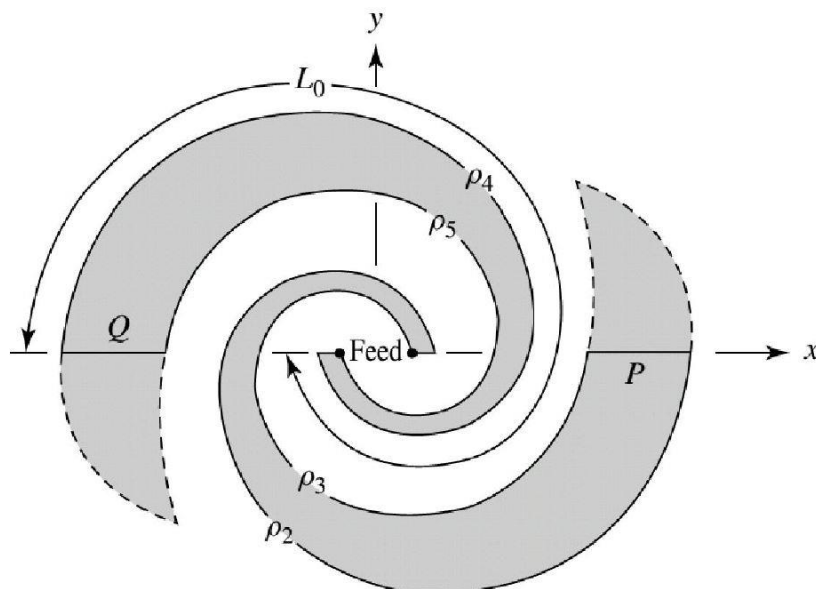
لبه‌های یک بازوی آنتن حلزونی از دو منحنی تشکیل شده روابط مشابهی دارند و درواقع یکی چرخانده شده دیگری به مقدار زاویه δ یا به بیان ساده‌تر یکی بزرگ‌تر شده‌ی دیگری است. برای بازوی دوم همین معادلات را π درجه می‌چرخانیم و روابط منحنی‌های بازوی دوم به‌صورت زیر است.

$$\rho_4 = \rho'_4 e^{a\emptyset} = \rho'_2 e^{a(\emptyset-\pi)} \quad (۱۵-۳)$$

$$\rho'_4 = \rho'_2 e^{-a\emptyset} \quad (۱۶-۳)$$

$$\rho_5 = \rho'_5 e^{a\varnothing} = \rho'_4 e^{a(\varnothing-\delta)} = \rho'_2 e^{a(\varnothing-\pi-\delta)} \quad (۱۷-۳)$$

$$\rho'_5 = \rho'_4 e^{a\delta} = \rho'_2 e^{-a(\pi+\delta)} \quad (۱۸-۳)$$

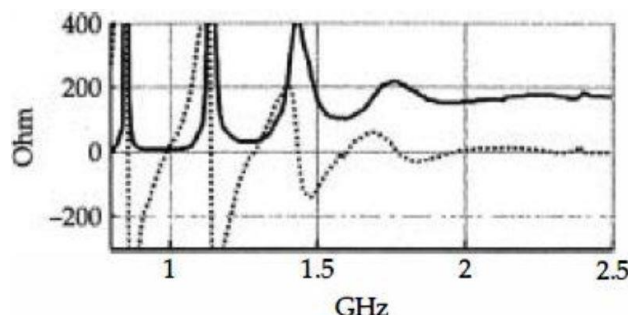


شکل (۲-۳)-آنتن حلزونی لگاریتمی دو بازویی

انتهای آنتن را هم معمولاً باریک می کنند تا تطبیق بهتری داشته باشد. در هر فرکانسی آن قسمتی از آنتن حلزونی تشعشع می کند که محیط آن برابر یک طول موج باشد.

۳-۳-۳-امپدانس ورودی آنتن حلزونی لگاریتمی:

رفتار امپدانس آنتن، به صورت مختلط در کل باند فرکانسی است که در شکل (۳-۳) مشاهده می کنید. در این شکل رفتار نوسانی در فرکانس های پایین به این دلیل است که در انتهای بازوها تشعشع ضعیفی داریم و به دلیل نبود ناحیه فعال انرژی به سمت مرکز آنتن برمی گردد. با افزایش فرکانس، امپدانس به یک مقدار ثابتی همگرا می شود زیرا در این حالت بیشینه محیط آنتن بزرگ تر از 1.25λ است.



شکل (۳-۳)-امپدانس ورودی آنتن حلزونی ارشمیدس [۵]

در آنتن‌های حلزونی لگاریتمی نسبت پهنای هادی به پهنای شکاف، امپدانس مشخصه آنتن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. همان‌طور که ذکر شد، در این دسته از آنتن‌ها تمام جریان موج متحرک در ناحیه فعال تشعشع نمی‌کند و مقداری از این جریان در بازوها باقی‌مانده و پس از رسیدن به انتهای بازو به سمت مرکز آنتن منعکس می‌شوند و باعث تغییر در امپدانس و مشخصات میدان دور آنتن و ایجاد مدهای بالاتر می‌شود که در عملکرد مد غالب آنتن اختلال ایجاد می‌کند. یکی از راه‌های رفع این مشکل استفاده از مقاومت‌هایی در انتهای بازوها است. ساختار این آنتن خود مکمل^۱ است زیرا اگر جای فلز و غیرفلز را عوض کنیم شکل آنتن تغییری نمی‌کند و طبق بابینه [۲۱] امپدانس ورودی برای یک ساختار خود مکمل بی‌نهایت برابر $Z_s = Z_c = 60\pi \Omega \approx 188.5 \Omega$ می‌باشد. اما در عمل این مقدار کمتر بوده و دلیل این اختلاف هم به خاطر ابعاد و ضخامت محدود بازوها و شرایط تغذیه غیر ایده آل می‌باشد. امپدانس ورودی در حالت کلی برای یک ساختار N بازویی و خود مکمل در فضای آزاد و با اعمال اثرات دی‌الکتریک به صورت زیر است:

$$Z_m^{fs,comp} = \frac{\eta_0/4}{\sin(\frac{m\pi}{N})} \quad m=1,2,3,\dots,N-1 \quad (۱۹-۳)$$

$$Z_m^{comp} = \frac{Z_m^{fs,comp}}{\sqrt{e_{eff}^{comp}}} \quad (۲۰-۳)$$

^۱ Self-Complementary Antenna(SCA)

در رابطه بالا، $\eta_0 = 120\pi \Omega$ امپدانس فضای آزاد، m عددی صحیح و معرف مود مشخصه (مقدار ویژه)، N تعداد بازوهای آنتن و e_{eff}^{comp} ثابت دی‌الکتریک مؤثر برای ساختار خود مکمل می‌باشد. در حالت کلی، آنتن حلزونی با N بازو $N-1$ مود تشعشعی دارد. در جدول زیر با توجه به تعداد بازوها و مود آنتن میزان امپدانس ورودی آنتن را مشاهده می‌کنید. تغذیه مستقیم توسط یک کابل کوکسیال باعث عدم تطبیق خواهد شد. بنابراین لازم است که از ساختارهای بالن جهت تغذیه استفاده شود. برای آنتن دو بازویی مود نرمال وقتی ایجاد می‌گردد که دو بازو با 180° اختلاف فاز تحریک شوند و اگر هم‌فاز تحریک شوند مود دو ایجاد خواهد شد.

جدول (۳-۱) - امپدانس ورودی آنتن حلزونی در فضای آزاد [۲۸]

مود آنتن حلزون							تعداد بازوها
۷	۶	۵	۴	۳	۲	۱	
						۹۴.۲	۲
					۱۰۸.۸	۱۰۸.۸	۳
					۹۴.۲	۱۳۳.۳	۴
			۱۶۰.۳	۹۹.۱	۹۹.۱	۱۶۰.۳	۵
		۱۸۸.۵	۱۰۸.۸	۹۴.۲	۱۰۸.۸	۱۸۸.۵	۶
	۲۱۷.۲	۱۲۰.۵	۹۶.۷	۹۶.۷	۱۲۰.۵	۲۱۷.۲	۷
۲۴۶.۳	۱۳۳.۳	۱۰۲	۹۴.۲	۱۰۲.۲	۱۳۳.۳	۲۴۶.۳	۸

در هر مود، آنتن دارای الگوی تشعشع متفاوتی است و فقط در مود یک، آنتن الگوی تشعشعی به صورت تک گلبیگ^۱ دارد و در تصویربرداری فقط همین الگوی تشعشعی را نیاز داریم. بالن‌های مختلفی جهت تغذیه آنتن‌های حلزونی استفاده شده از جمله بالن میکرواستریپ باریک شونده^۲ [۲۹]، هایبرید 180° درجه با تغذیه هم‌محور جهت تغذیه دو بازو و بالن مارچانت^۳ از پرکاربردترین‌ها است.

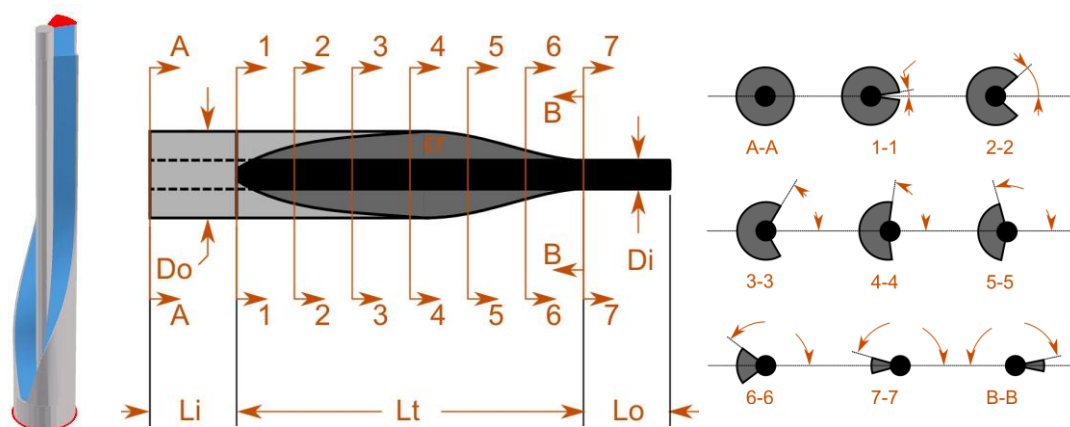
^۱ boresight

^۲ Balanced Structure

^۳ Marchant

۳-۳-۴- طراحی بالن:

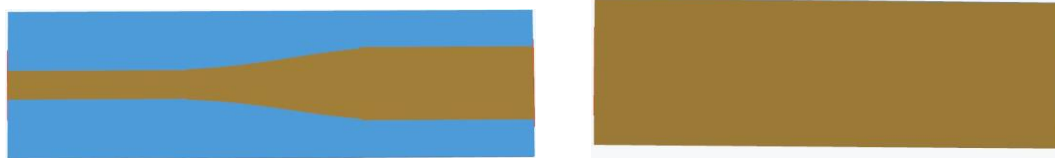
در این پایان‌نامه ما از مدل بالن باریک شونده در دو نوع کواکسیالی و مایکرواستریپی استفاده کردیم. در نوع بالن کواکسیال باریک شونده، برای تطبیق از خط کواکسیال به امپدانس ورودی آنتن، برشی در دیواره خارجی کابل کواکسیال صورت می‌پذیرد و در طول بالن هرچه به سمت انتهای آن پیش می‌رویم بخش شکافدار بالن از صفر تا 2π تغییر می‌کند. این کار سبب می‌شود تا امپدانس مشخصه بالن در امتداد طول کابل تغییر کند تا ضریب بازگشت ورودی یک پاسخ چپی شف در باند عبوری را دنبال کند. نمونه‌ای از این بالن را در شکل (۳-۴) مشاهده می‌کنید. این بالن‌ها قابلیت تطبیق امپدانس‌های ورودی در بازه‌ی ۲۵ تا ۱۰۰ اهم به امپدانس خروجی در بازه‌ی ۷۵ تا ۲۰۰ اهم را دارند.



شکل (۳-۴)-چند نما از بالن باریک شونده کواکسیالی [۳۰]

از نکات قابل توجه در این بالن، جهت افزایش امپدانس خروجی بالن، باید مقدار برش انتهای کابل با زاویه‌ی بیشتری باشد و جهت کاهش مقدار پایین‌ترین فرکانس کاری می‌توان طول بالن را افزایش داد. با توجه به اینکه ساختار این بالن برشی به‌صورت پیوسته با زاویه‌های مشخص و معینی دارد ساخت آن در عمل با چالش روبرو است. ابعاد و نتایج شبیه‌سازی این بالن در ادامه گفته می‌شود.

بالن دیگری که در این پژوهش شبیه‌سازی شد، بالن میکرواستریپ باریک شونده به شکل زیر (۵-۳) است. این بالن‌ها توانایی تطبیق امپدانس ورودی و خروجی در محدوده ۲۵ تا ۳۰۰ اهم را دارند. در قسمت پشت این بالن صفحه زمین قرار دارد.



شکل (۵-۳) - بالن میکرواستریپ باریک شونده طراحی شده (الف) نمای پشت (ب) نمای جلو

زمانی که هندسه بالن مانند شکل بالا باریک می‌شود تطبیق بهتر در پهنای باند وسیع‌تری در مقایسه با حالت‌هایی که نوار به شکل مثلث یا خطی است ایجاد می‌کند [۳۱]. در این بالن با افزایش عرض نوار، امپدانس کاهش می‌یابد و ساخت آن نسبت به بالن کواکسیال باریک شونده راحت‌تر می‌باشد.

۳-۵-۳- طراحی محفظه فلزی پشت آنتن:

در آنتن‌های حلزونی مسطح برای تبدیل پرتو دو جهته به یک جهته ضروری است که یک صفحه زمین یا محفظه‌ای^۱ فلزی در پشت آنتن و یا یک صفحه زمین شکافدار^۲ (EBG) استفاده شود، اهمیت این موضوع از آن جهت است که ما می‌خواهیم در هنگام اسکن جسم قرار گرفته در جلوی آنتن تا جایی که امکان دارد تأثیر امواج پیرامون را کاهش دهیم و بیشتر تمرکز موج ارسالی و دریافتی در جلوی آنتن باشد که برای این منظور استفاده از محفظه فلزی سبب می‌شود پرتویی تک جهته داشته باشیم. برای کاهش فرکانس تشدید معمولاً از زیرلایه‌هایی با ضریب دی‌الکتریک بالا و ضخیم استفاده می‌کنند. محفظه پشتی و دیواره‌ها در این آنتن نقش سیستم زمین را ایفا می‌کند و امواج سطحی توسط دیواره‌ها حذف می‌گردند. از لحاظ ابعاد، عمق محفظه فلزی باید طوری انتخاب شود که اختلاف

^۱ Cavity

^۲ Electromagnetic Band Gap

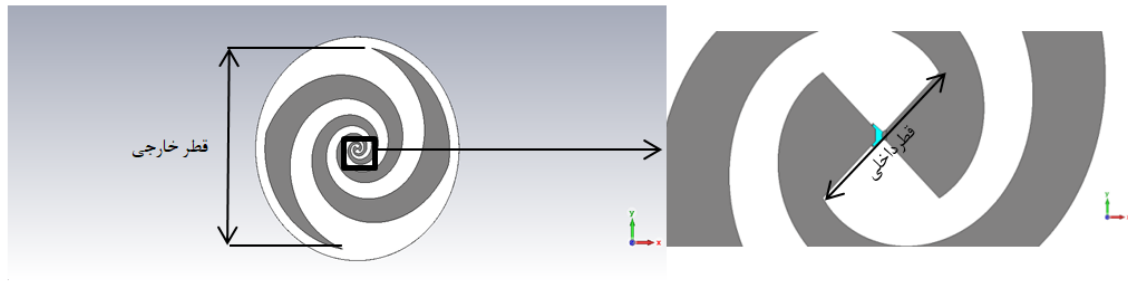
فاز موج برگشتی از انتهای محفظه فلزی در محل آنتن با خود آنتن صفر بوده تا در پترن خللی ایجاد نشود از این جهت این فاصله را حدوداً برابر یک-چهارم طول موج کمترین فرکانس کاری در نظر می‌گیرند. افزایش بیشتر عمق محفظه سبب محدود شدن پهنای باند آنتن می‌شود [۳۲]. از چالش‌هایی که با اضافه کردن محفظه فلزی در پشت آنتن به وجود می‌آید، افزایش تغییرات بهره و افزایش تلفات برگشتی می‌باشد. برای رفع این مشکل معمولاً از ماده جاذب مایکروویوی در داخل محفظه استفاده می‌کنند که استفاده از آن حداکثر تا ۵۰٪ بازدهی آنتن را کاهش می‌دهد اما سبب یکنواختی الگوی تشعشعی در سراسر باند فرکانسی می‌گردد [۳۳].

۳-۳-۶- طراحی و شبیه‌سازی آنتن حلزونی لگاریتمی به همراه بالن کواکسیال:

در این بخش ابتدا به سراغ طراحی آنتن حلزونی لگاریتمی با محفظه پشتی و ماده جاذب به همراه بالن کواکسیال باریک شونده می‌رویم و در ادامه برای همان ساختار آنتن طراحی شده بالن مایکرواستریپ باریک شونده طراحی می‌شود. فرکانس کاری آنتن برای استفاده در سیستم تصویربرداری مایکروویو را باند ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز انتخاب کردیم. تمام شبیه‌سازی‌ها در نرم‌افزار CST studio suite 2019 انجام شده است. هدف از طراحی و شبیه‌سازی آنتن، رسیدن به یک آنتنی است که تمام ملزومات و پارامترهایی که در ابتدای این فصل ارائه شد را داشته باشد تا بتوان از آن در سیستم تصویربرداری مایکروویو استفاده کرد. روند طراحی آنتن حلزونی لگاریتمی به این صورت است از طریق بهینه‌سازی مقادیر اولیه ابعاد و تعداد دور بازوها، به آنتن نهایی مورد نظر رسیدیم. یکی از پارامترهایی که در روند شبیه‌سازی آنتن و بهینه‌سازی ساختار آنتن در هر مرحله محاسبه شد، ضریب همبستگی آنتن بود. با توجه به روابط تئوری ارائه شده در بخش قبلی و بر مبنای بهینه‌سازی ساختار آنتن مشخصات آنتن حلزونی لگاریتمی به صورت جدول (۳-۲) و در شکل (۳-۶) نشان داده شده است.

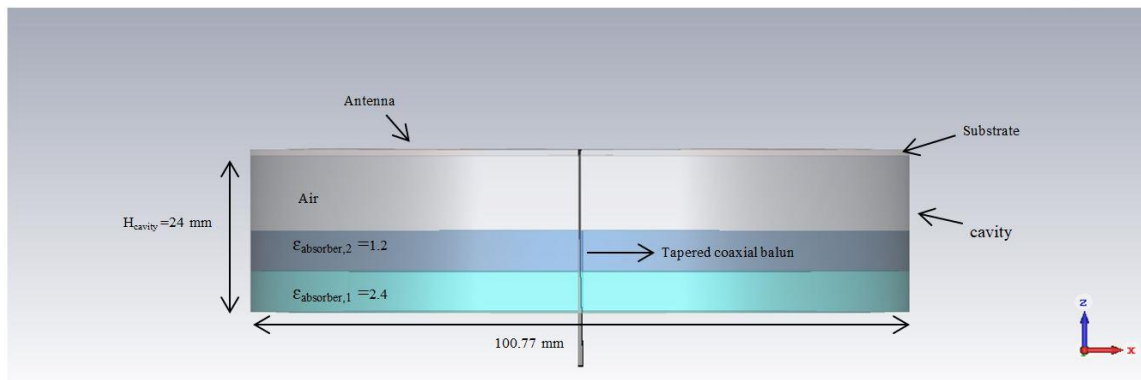
جدول (۳-۲)- مشخصات آنتن حلزونی طراحی شده

تعداد دور بازوها	قطر داخلی حلزون	قطر خارجی حلزون
۲,۱	۳,۵ میلی‌متر	۹۱,۶۱ میلی‌متر



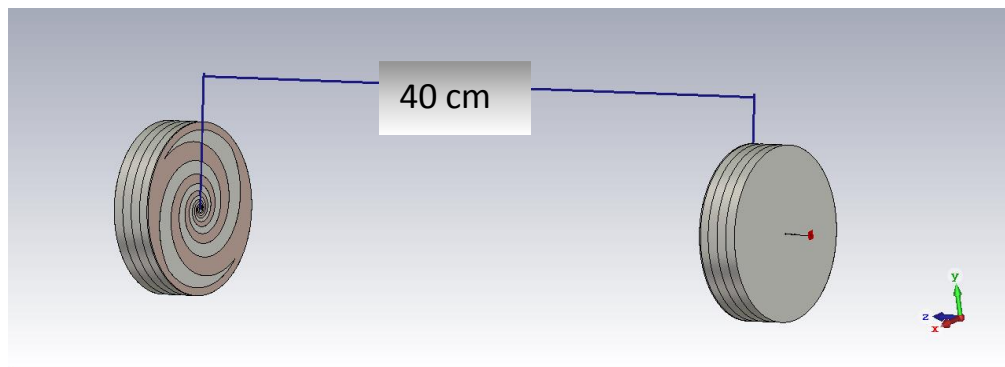
شکل (۳-۶)- بازوهای آنتن حلزونی طراحی شده

با توجه به تأثیر مستقیم تعداد دور بازوهای آنتن حلزونی و مشخصات الکتریکی جاذب استفاده شده در محفظه فلزی بر میزان ضریب همبستگی مقادیر انتخابی برای این پارامترها از روی شبیه‌سازی‌های متعدد بین مقادیر مختلف به دست آمده است. امپدانس ورودی حاصل شده برای این آنتن برابر ۱۱۰ اهم می‌باشد پس نیاز به یک بالن می‌باشد که تطبیق ۵۰ به ۱۱۰ اهم را فراهم سازد. همان‌طور که قبلاً گفته شد، ارتفاع محفظه فلزی باید حدوداً یک-چهارم طول موج کمترین فرکانس کاری باشد بنابراین ارتفاع محفظه حدوداً ۲,۵ سانتی‌متر در نظر گرفته می‌شود. فاصله از قسمت انتهای محفظه فلزی تا زیرلایه برابر ۲,۴ سانتی‌متر به دست آمد. ارتفاع زیر لایه برابر یک میلی‌متر و از جنس Rogers RT 5880 با $\epsilon_r = 2.2$ می‌باشد. جاذب از دو زیر لایه با مشخصات $\epsilon_{r,1} = 2.4$ و $\text{loss-tangent}_1 = 0.5$ و $\epsilon_{r,2} = 1.2$ و $\text{loss-tangent}_2 = 0.25$ با $\mu_{1,2} = 1$ در کنار محفظه فلزی استفاده شده است. در شکل (۳-۷) طرح نهایی آنتن شبیه‌سازی شده را مشاهده می‌کنید.

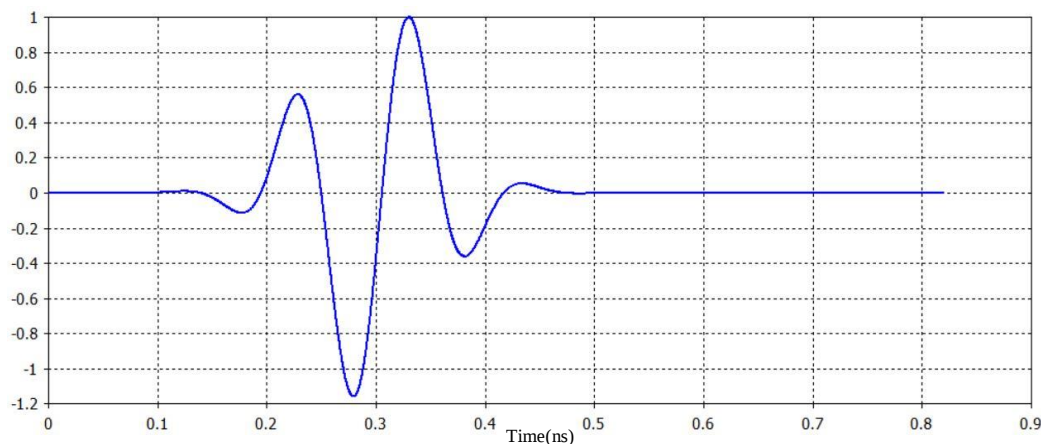


شکل (۷-۳)- آنتن حلزونی لگاریتمی طراحی شده

برای اندازه‌گیری پارامتر ضریب همبستگی آنتن مطابق شکل (۸-۳) دو آنتن مشابه به هم را روبروی همدیگر و در فاصله ۴۰ سانتی‌متری از هم قرار داده و در بازه‌ی فرکانسی ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز پارامتر S_{21} محاسبه می‌شود. سیگنال ارسالی از نوع پالس گوسی شکل (۹-۳) می‌باشد که در نرم‌افزار CST در قسمت Excitation Signals قابل تعریف است. سپس با تبدیل فوریه معکوس گرفتن از پارامتر S_{21} و ضرب آن در سیگنال ارسالی به سیگنال دریافتی در حوزه زمان می‌رسیم همچنین در نرم‌افزار CST نیز در بخش port signal سیگنال‌های ارسالی و دریافتی قابل رؤیت هستند. با داشتن سیگنال ارسالی و دریافتی در حوزه زمان و استفاده از رابطه (۲-۳) و کد نویسی در متلب می‌توان ضریب همبستگی آنتن را محاسبه نمود. در طول این پایان‌نامه مقدار ضریب همبستگی در تمامی موارد به همین صورت محاسبه شده است.

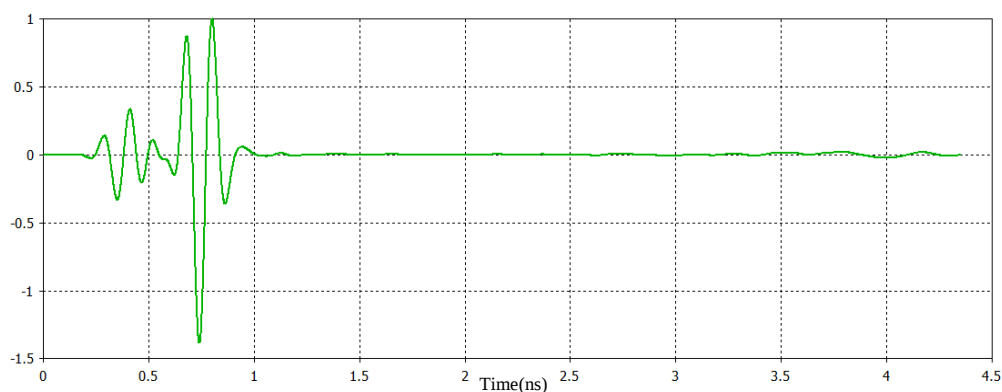


شکل (۸-۳)- نحوه قرارگیری آنتن‌ها جهت محاسبه ضریب همبستگی



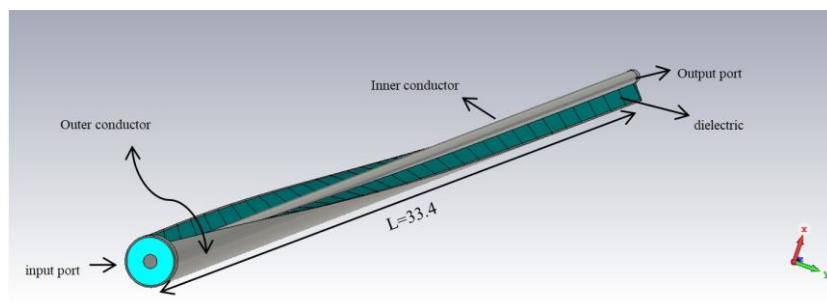
شکل (۹-۳)-سیگنال گوسی ارسالی (نرمالیزه شده)

سیگنال دریافتی را در شکل (۱۰-۳) مشاهده می‌کنید. در فاصله ۴۰ سانتی‌متری، مقدار ضریب همبستگی آنتن طراحی شده به همراه بالن کواکسیال باریک شده، برابر ۹۳٫۷۷ شد و برای استفاده در سیستم تصویربرداری مقدار خوب و قابل قبولی است.

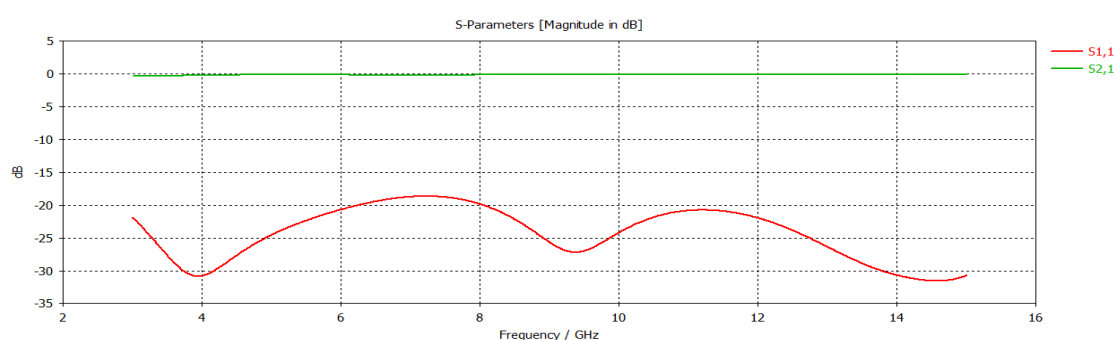


شکل (۱۰-۳)-سیگنال دریافتی آنتن در فاصله ۴۰ سانتی‌متر

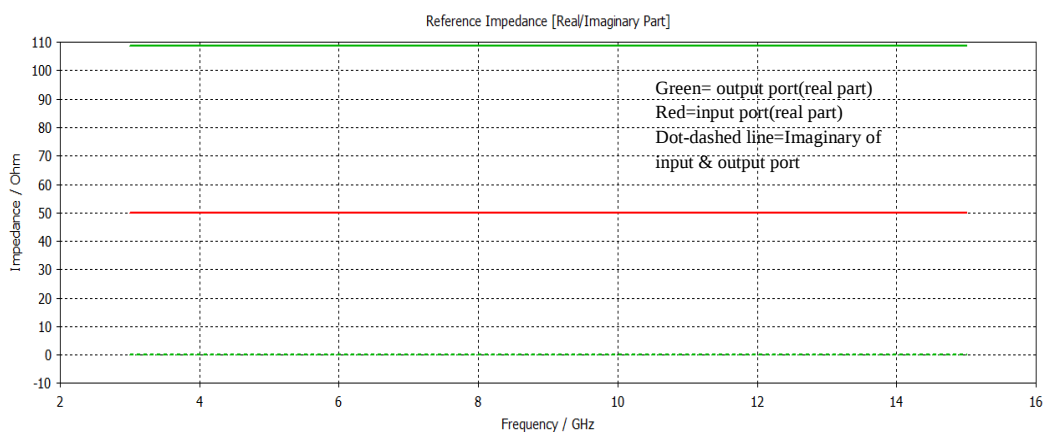
در شکل (۱۱-۳) بالن کواکسیال باریک شونده طراحی شده را مشاهده می‌کنید. در شبیه‌سازی صورت گرفته تحریک در دو طرف بالن را به صورت waveguide port قرار داریم. نتایج شبیه‌سازی پارامترهای S را در شکل (۱۲-۳) و نتایج امپدانس ورودی و خروجی بالن طراحی شده در شکل (۱۳-۳) نشان داده شده است.



شکل (۱۱-۳)-بالن مایکرواستریپ طراحی شده



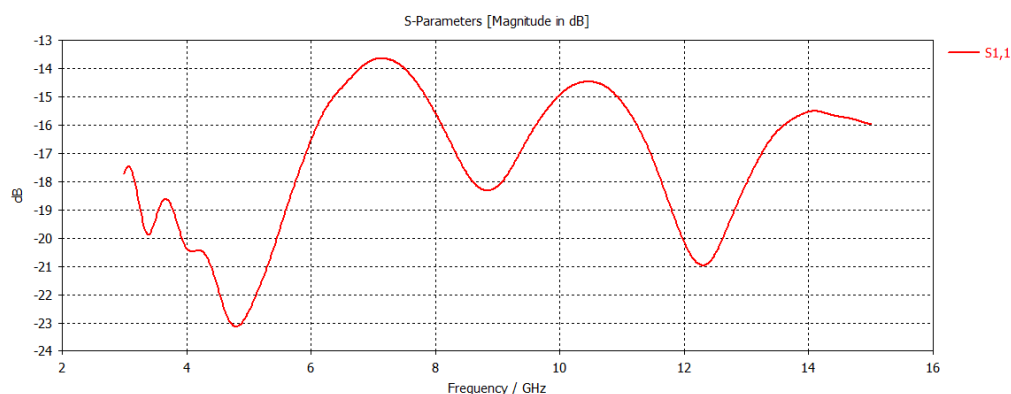
شکل (۱۲-۳)-میزان تلفات بازگشتی و عبوری بالن کواکسیال باریک شونده شبیه‌سازی شده



شکل (۱۳-۳)-مقادیر امپدانس در قسمت پورت ورودی و خروجی بالن کواکسیال باریک شونده طراحی شده

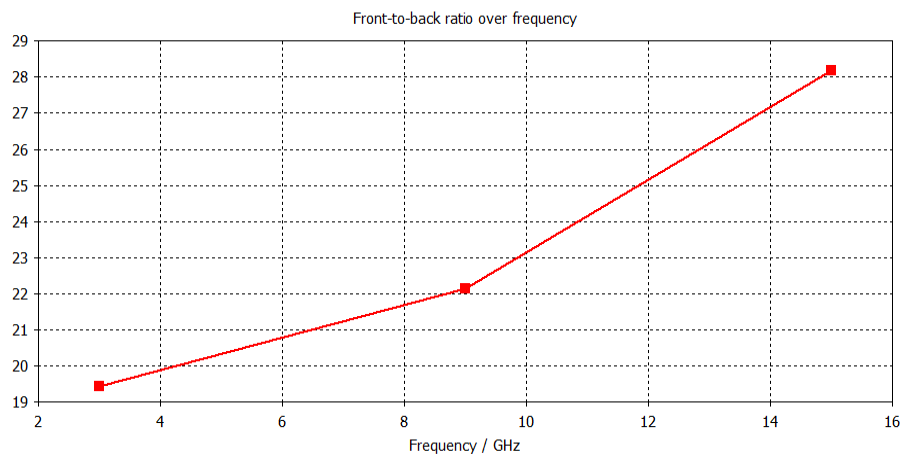
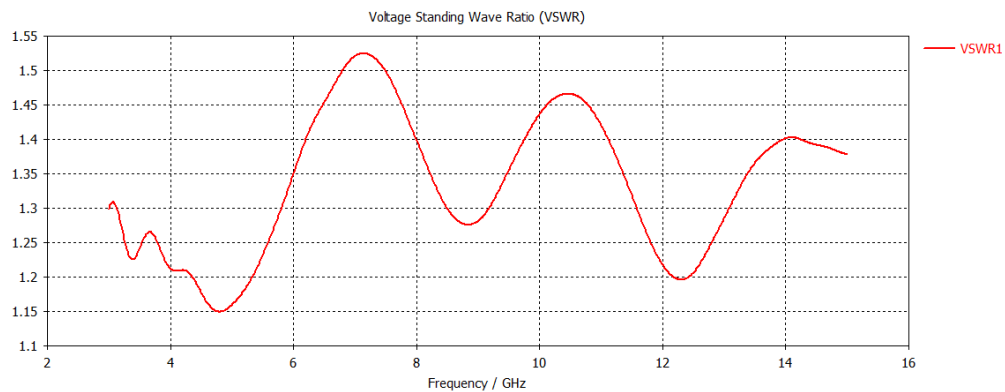
با توجه به نتایج حاصل شده در شکل (۱۲-۳) و شکل (۱۳-۳)، تلفات برگشتی و عبوری بالن کواکسیال طراحی شده در پهنای باند امپدانس ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز به ترتیب زیر ۱۰ dB- و نزدیک به صفر است که مناسب استفاده در ساختار آنتن حلزونی طراحی شده می‌باشد همچنین مقدار امپدانس ورودی و خروجی که هدف ما رسیدن به امپدانس ورودی ۵۰ اهم و امپدانس خروجی ۱۱۰

اهم (قسمت حقیقی امپدانس) می باشد و نیز صفر شدن قسمت موهومی امپدانس در پورت ورودی و خروجی می باشد و بالن کواکسیال مناسب استفاده در ساختار آنتن حلزونی طراحی شده می باشد. نتایج حاصل از شبیه سازی آنتن حلزونی لگاریتمی به همراه محفظه پشتی و ماده جاذب شبیه سازی شده به همراه بالن کواکسیال باریک شونده در شکل های (۳-۱۴) تا (۳-۲۳) آورده شده است.



شکل (۳-۱۴)- تلفات برگشتی آنتن حلزونی لگاریتمی با بالن کواکسیال باریک شونده

در شکل (۳-۱۴) با توجه به اینکه تلفات برگشتی آنتن در سراسر بازه فرکانسی ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز کمتر از -10 dB می باشد می توان نتیجه گرفت پهنای باند امپدانسی آنتن طراحی شده بین بازه فرکانسی ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز می باشد. در شکل (۳-۱۵) نتیجه VSWR آنتن حلزونی با بالن کواکسیال آورده شده است. همان طور که در بخش دوم این فصل نیز به آن اشاره شد جهت کاهش اعوجاج سیگنال ارسالی و دریافتی میزان تغییرات VSWR در ناحیه ی زیر دو، می بایست کم باشد که در این آنتن شبیه سازی شده حداقل و حداکثر تغییرات VSWR بین $1/15$ تا $1/5$ می باشد.

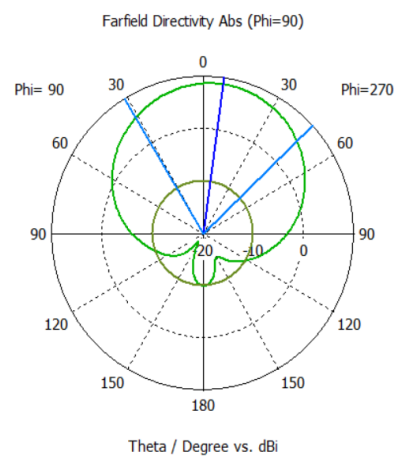


شکل (۳-۱۶)-نسبت تشعشع در جلوی آنتن به پشت آنتن در کل پهنای باند

در شکل (۳-۱۶) نتیجه شبیه‌سازی نسبت تشعشع در جلوی آنتن به پشت آنتن حلزونی با کابل کوآکسیال می‌باشد. با توجه به اینکه جهت طراحی آنتن در این پایان‌نامه یکی از اهداف بزرگ بودن این نسبت می‌باشد و با توجه به قرار دادن محفظه فلزی در پشت آنتن مقادیر به دست آمده برای آنتن طراحی شده مناسب می‌باشد.

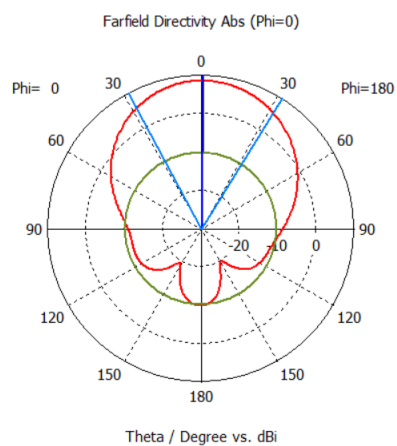
نتایج الگوی تشعشعی آنتن در راه دور^۱ در سه فرکانس ۱۵،۹،۳ گیگاهرتز در دو صفحه‌ی E (x-y) و صفحه‌ی H (x-z) در شکل‌های (۳-۱۷) تا (۳-۱۹) آورده شده است.

¹ Far field



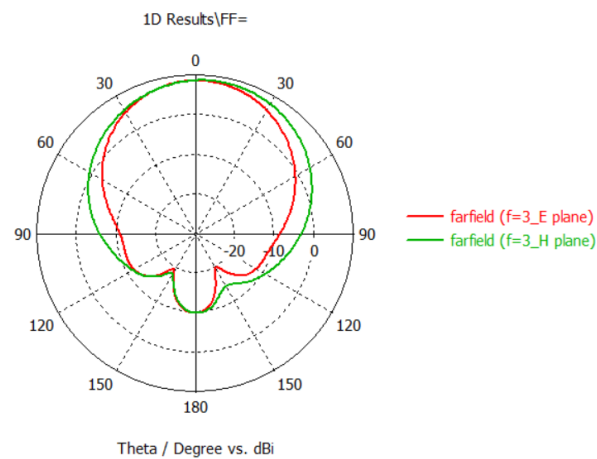
صفحه E:

Frequency = 3 GHz
Main lobe magnitude = 8.7 dBi
Main lobe direction = 8.0 deg.
Angular width (3 dB) = 77.9 deg.
Side lobe level = -18.7 dB



صفحه H:

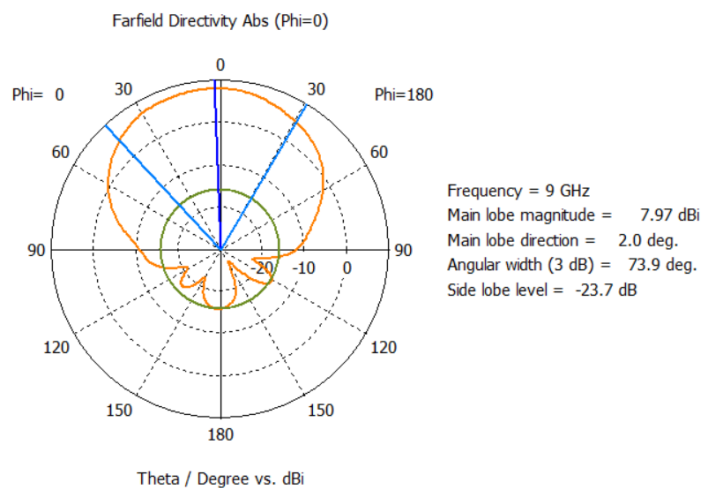
Frequency = 3 GHz
Main lobe magnitude = 8.57 dBi
Main lobe direction = 1.0 deg.
Angular width (3 dB) = 60.2 deg.
Side lobe level = -18.6 dB



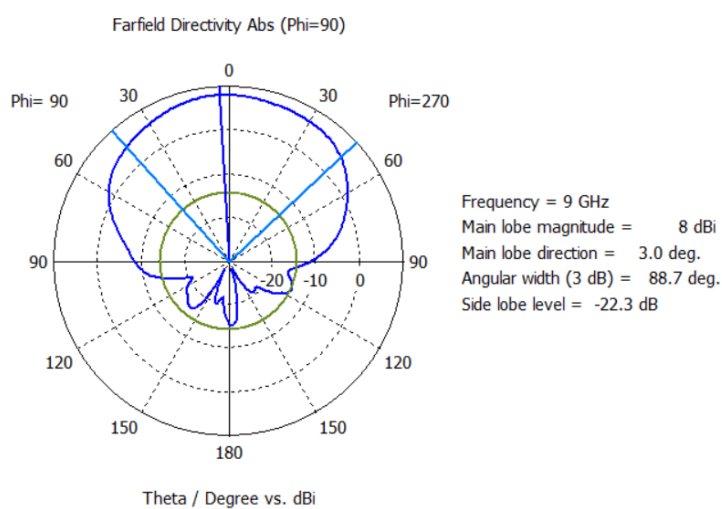
صفحه E و H:

شکل (۳-۱۷)- پترن آنتن در فرکانس ۳ گیگاهرتز

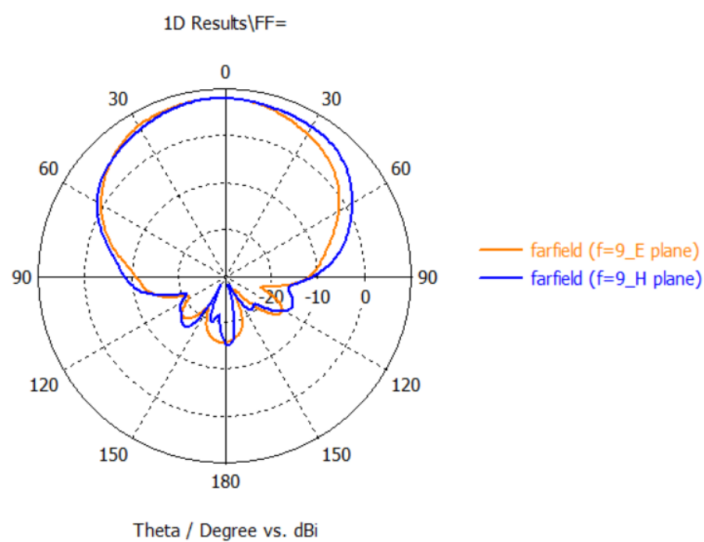
صفحه E:



صفحه H:

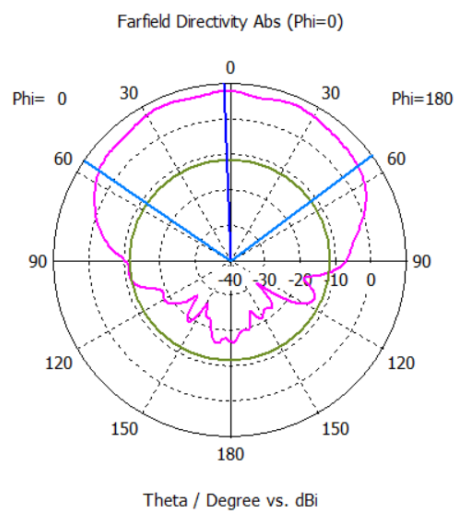


صفحه E و H:

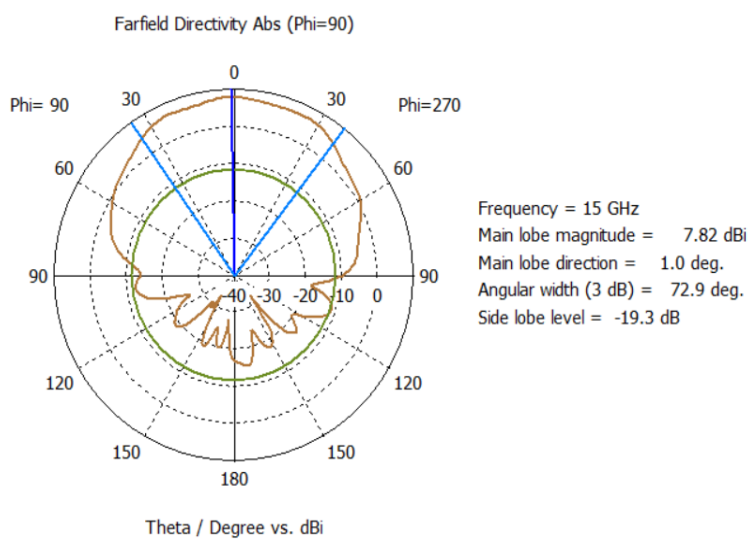


شکل (۳-۱۸)- پترن آنتن در فرکانس ۹ گیگاهرتز

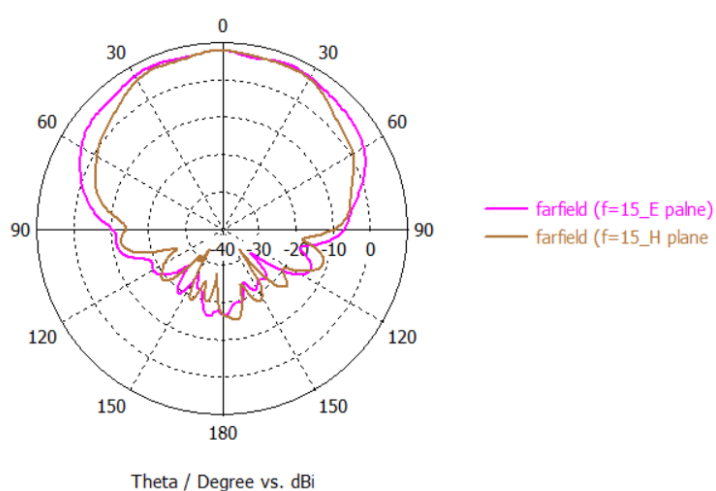
صفحه E:



صفحه H:

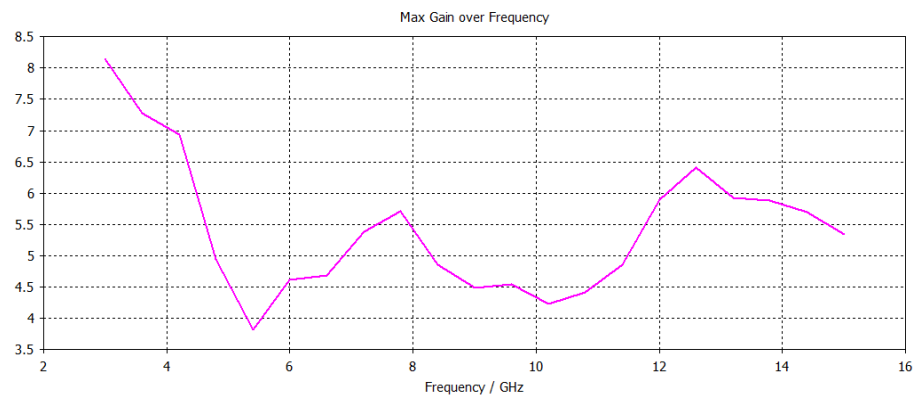


صفحه E و H



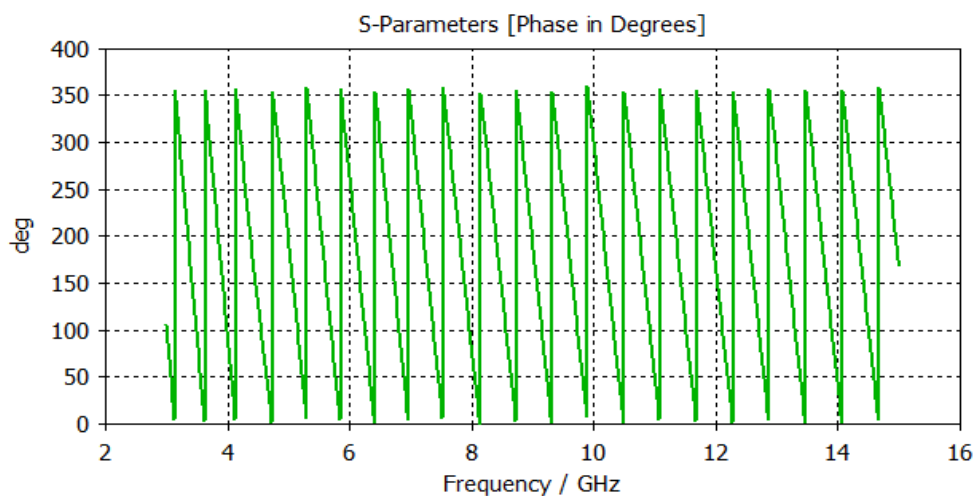
شکل (۳-۱۹)- پترن آنتن در فرکانس ۱۵ گیگاهرتز

با توجه به مطالب اشاره شده در بخش دوم این فصل، بهتر است آنتن در طول پهنای باند فرکانسی با تغییر فرکانس الگوی تشعشعی پایداری با تغییرات کم و الگوی یک جهته داشته باشد که نتایج نشان دهنده این است که آنتن طراحی شده در هر دو صفحه‌ی E و H، الگوی تشعشعی پایدار و به صورت یک جهته می‌باشد در ضمن آنتن طراحی شده به صورت پلاریزاسیون دایروی راست گرد می‌باشد.

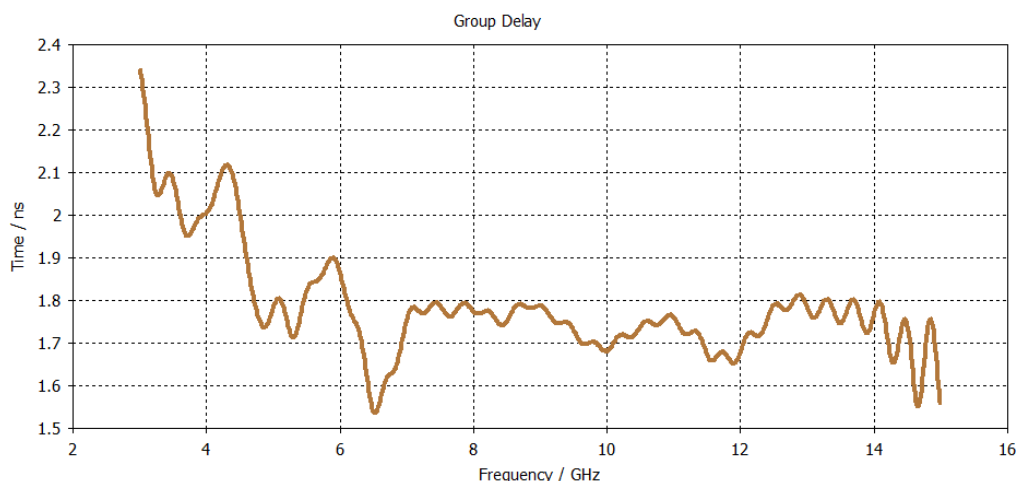


شکل (۳-۲۰)- ماکزیمم بهره در کل پهنای باند آنتن حلزونی به همراه بالن کواکسیال طراحی شده

با توجه به شکل (۳-۲۰)، بهره آنتن در کل پهنای باند فرکانسی بیشتر از ۴ dB می‌باشد. البته نرخ تغییرات بهره در بازه ۳ تا ۵ گیگاهرتز نسبتاً زیاد می‌باشد که علت آن استفاده از محفظه فلزی می‌باشد.



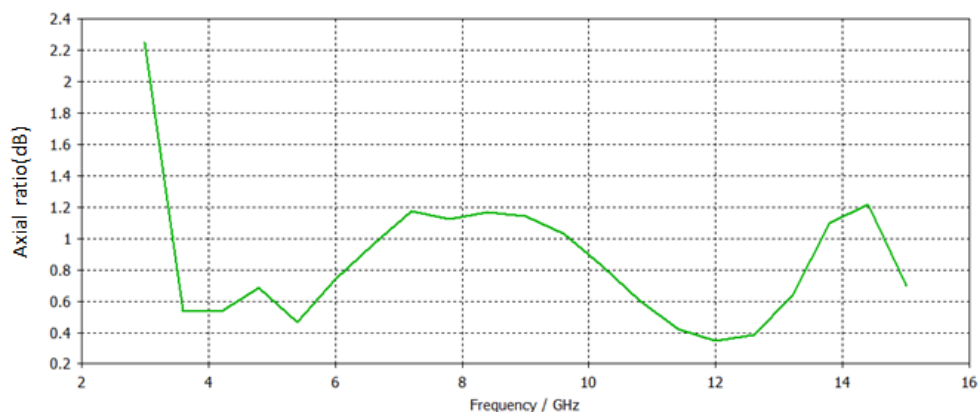
شکل (۳-۲۱)- فاز S_{21}



شکل (۳-۲۲) - تأخیر گروه آنتن حلزونی به همراه بالن کواکسیال

در شکل (۳-۲۱) برای دو آنتن حلزونی با بالن کواکسیال که در فاصله ۴۰ سانتی متری روبروی هم قرار دارند همانند شکل (۳-۸) فاز S_{21} به دست آمده است و با توجه به خطی بودن مشخصه فاز بین آنتن‌های فرستنده و گیرنده انتظار می‌رود تأخیر گروه آنتن نیز نسبتاً ثابت بماند. شکل (۳-۲۲) تأخیر گروه آنتن طراحی شده را نشان می‌دهد که از فرکانس ۳ تا ۴/۵ گیگاهرتز تقریباً ۰/۴۵ نانوثانیه تغییرات تأخیر گروه می‌باشد ولی از فرکانس ۴/۵ تا ۱۵ گیگاهرتز نوسانات کمتری دارد و برابر ۰/۳۵ نانوثانیه می‌باشد

در آنتن‌های با پلاریزاسیون دایروی، محاسبه پهنای باند نسبت محوری ضروری می‌باشد. در شکل (۳-۲۳) نسبت محوری آنتن طراحی شده به همراه بالن کواکسیال در سراسر بازه فرکانسی ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز آورده شده است و با توجه به مقادیر حاصل شده کمتر از ۳ dB بین فرکانس ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز نشان دهنده وسیع بودن پهنای باند نسبت محوری آنتن طراحی شده می‌باشد.



شکل (۳-۲۳)-نسبت محوری آنتن حلزونی با بالن کواکسیال باریک شونده طراحی شده

۳-۳-۷- بررسی تأثیر شعاع آنتن حلزونی لگاریتمی بر ضریب همبستگی:

در این بخش با تغییر قطر بازوهای آنتن حلزونی به بررسی تأثیر آن بر ضریب همبستگی آنتن حلزونی به همراه بالن کواکسیال می‌پردازیم. در جدول (۳-۳) به ازای مقادیر مختلف شعاع آنتن، مقادیر ضریب همبستگی آنتن در فاصله ۴۰ سانتی‌متری اندازه‌گیری شده است. مشخص است که با کاهش شعاع آنتن مقدار ضریب همبستگی کاهش می‌یابد.

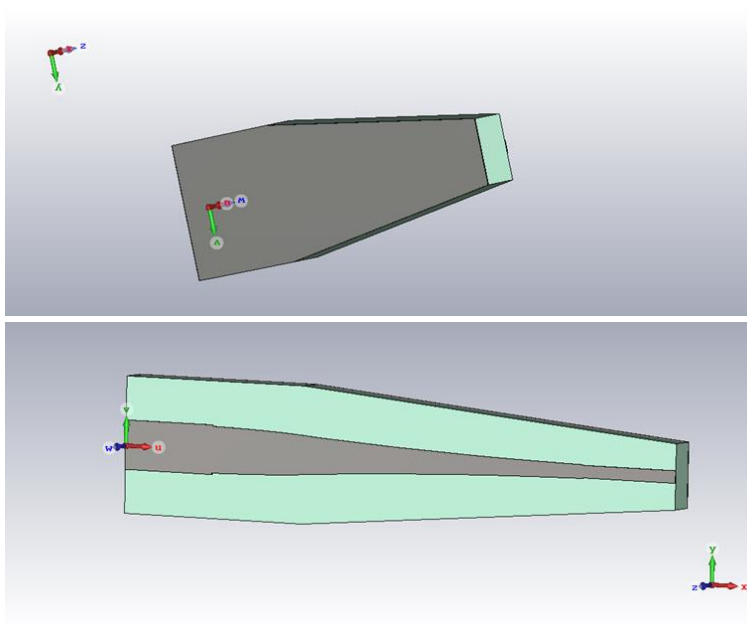
جدول (۳-۳)-بررسی تغییرات قطر آنتن حلزونی لگاریتمی

قطر آنتن حلزونی	۱۰۰/۷ میلی‌متر	۸۰ میلی‌متر	۶۰ میلی‌متر	۵۰ میلی‌متر
ضریب همبستگی (%)	۹۳/۷۷	۹۳/۰۵	۹۱/۰۱	۸۳/۷۰
پهنای باند امپدانسی (GHz)	۳-۱۵	۳-۱۵	۳-۱۵	۳-۱۵
پهنای باند نسبت محوری (GHz)	۳-۱۵	۳-۱۵	۳-۱۵	۳-۱۵

۳-۳-۸- طراحی آنتن حلزونی لگاریتمی به همراه بالن میکرواستریپ باریک

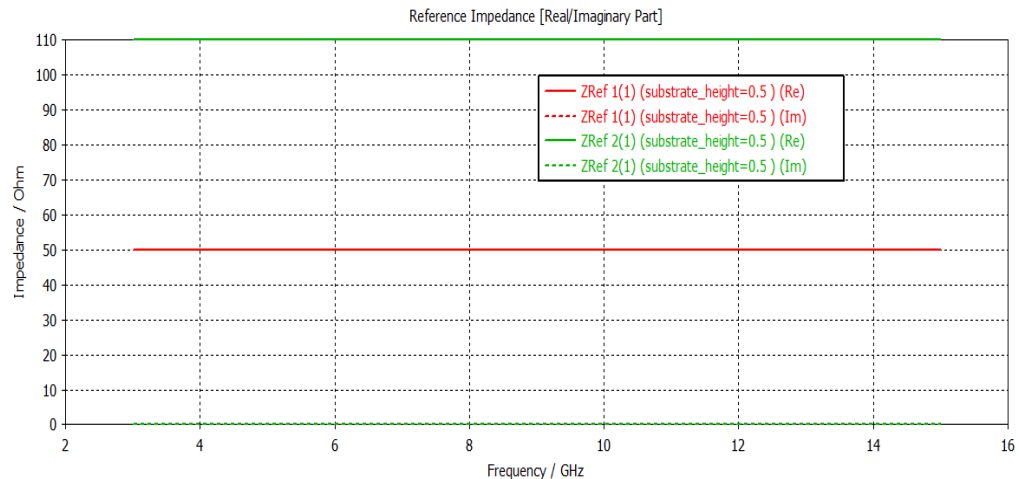
شونده:

به دلیل مشکلاتی که در ساخت بالن کواکسیال وجود دارد از این جهت بالن دوم که از نوع میکرواستریپ باریک شونده می‌باشد در ادامه بررسی می‌شود. چالش اصلی این قسمت طراحی بالن میکرواستریپ در باند ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز و نحوه قراردادن آن در ساختار آنتن و محفظه فلزی می‌باشد. بزرگ‌تر بودن طول بالن از طول محفظه‌ی فلزی نیازمند برش انتهای محفظه فلزی جهت رد شدن بالن می‌باشد. این موضوع می‌تواند مشخصات تشعشی آنتن را تحت تأثیر قرار دهد و در ادامه، با سوراخ کردن انتهای محفظه فلزی به قطر یک کابل کواکسیال جهت تغذیه بالن و استفاده از بالنی با ابعاد متناسب با طول محفظه فلزی و بهینه کردن ساختار بالن و همچنین با استفاده از دو وایا فلزی توپر که به قسمت بازوهای آنتن متصل شد، این چالش برطرف شد. در شکل (۲-۲۳) بالن میکرواستریپ باریک شونده را مشاهده می‌کنید. برای بالن از زیر لایه Rogers RO4003c استفاده شده است.



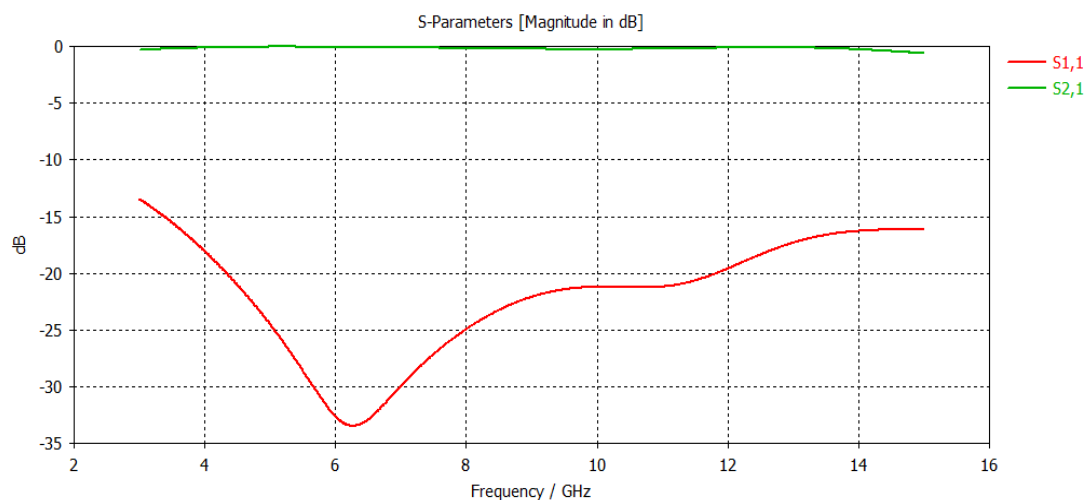
شکل (۳-۲۴)- بالن میکرواستریپ طراحی شده

در شکل‌های (۳-۲۵) تا (۳-۲۶) نتایج بالن طراحی شده با زیرلایه به ضخامت ۰/۵ میلی‌متر را مشاهده می‌کنید.



شکل (۳-۲۵) - مقادیر امپدانس در قسمت پورت ورودی و خروجی بالن مایکرواستریپ باریک شونده

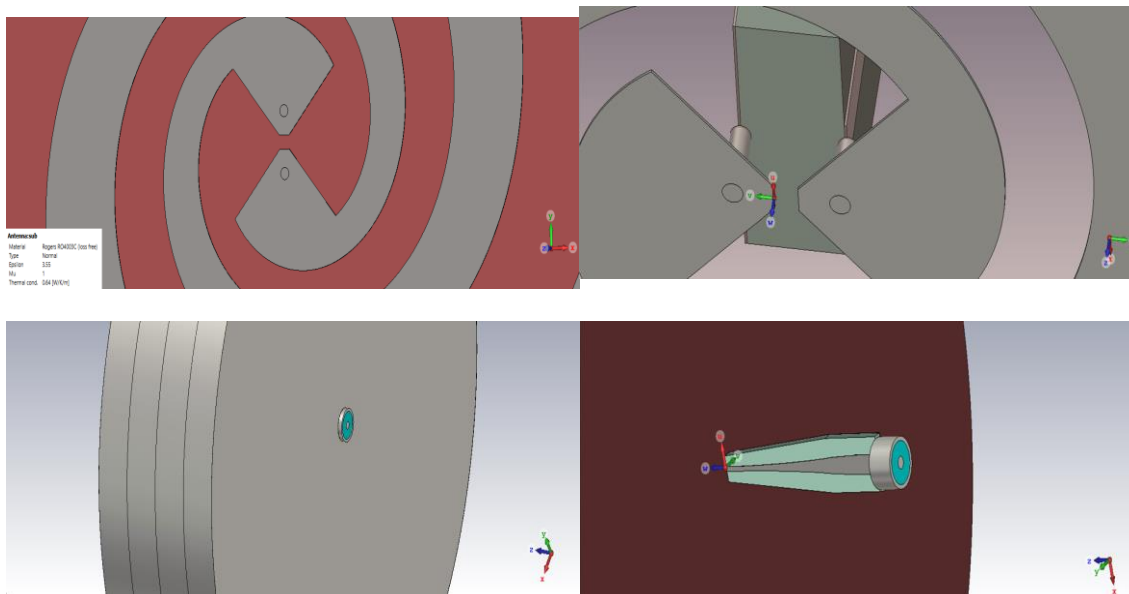
همانند بالن کواکسیال این بالن نیز توانایی تطبیق امپدانس ۵۰ به ۱۱۰ اهم را دارد و برای استفاده در ساختار آنتن حلزونی طراحی شده مناسب می‌باشد همچنین با توجه به مقادیر حاصل شده در شکل (۳-۲۶) برای تلفات برگشتی و عبوری در پهنای باند ۳ تا ۱۵ گیگاهرتز مناسب می‌باشند



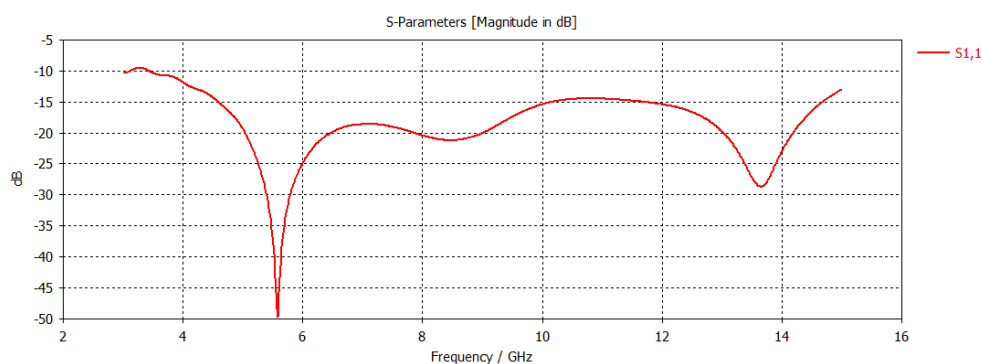
شکل (۳-۲۶) - میزان تلفات بازگشتی و عبوری بالن کواکسیال باریک شونده شبیه‌سازی شده

در ادامه زیر لایه آنتن از جنس Rogers RO4003c انتخاب شد و دلیل انتخاب این زیر لایه در بالن و آنتن به خاطر در دسترس بودن آن جهت ساخت می‌باشد هرچند استفاده از زیر لایه‌هایی با اپسیلون کوچک‌تر سبب بهبود نتایج خواهد شد. قابل ذکر است ابعاد آنتن و محفظه فلزی و همچنین مشخصات جاذب‌ها تغییری نکرده است. آنتن به همراه بالن مایکرواستریپ باریک شونده در شکل (۳-۲۷) آورده

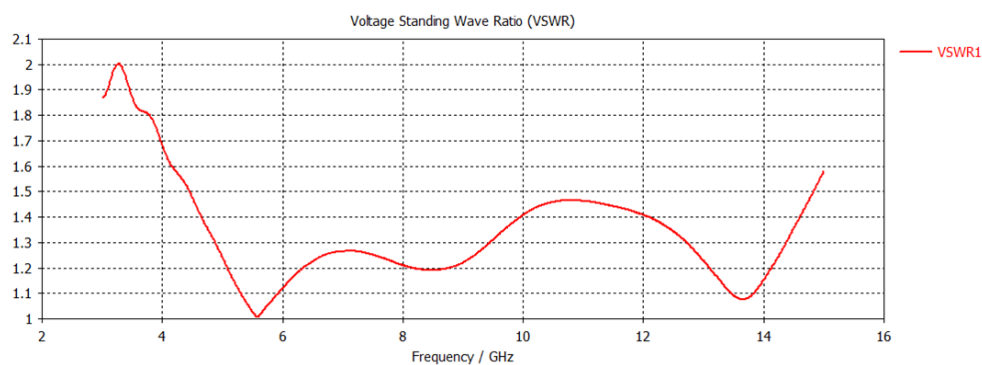
شده است. در این آنتن میزان ضریب همبستگی برابر ۹۰ درصد به دست آمد که از آنتن قبلی مقداری کمتر می باشد. در ادامه نتایج شبیه سازی آنتن ارائه می شود.



شکل (۳-۲۷)- نماهای مختلف از آنتن طراحی شده به همراه بالن میکرواستریپ باریک شونده

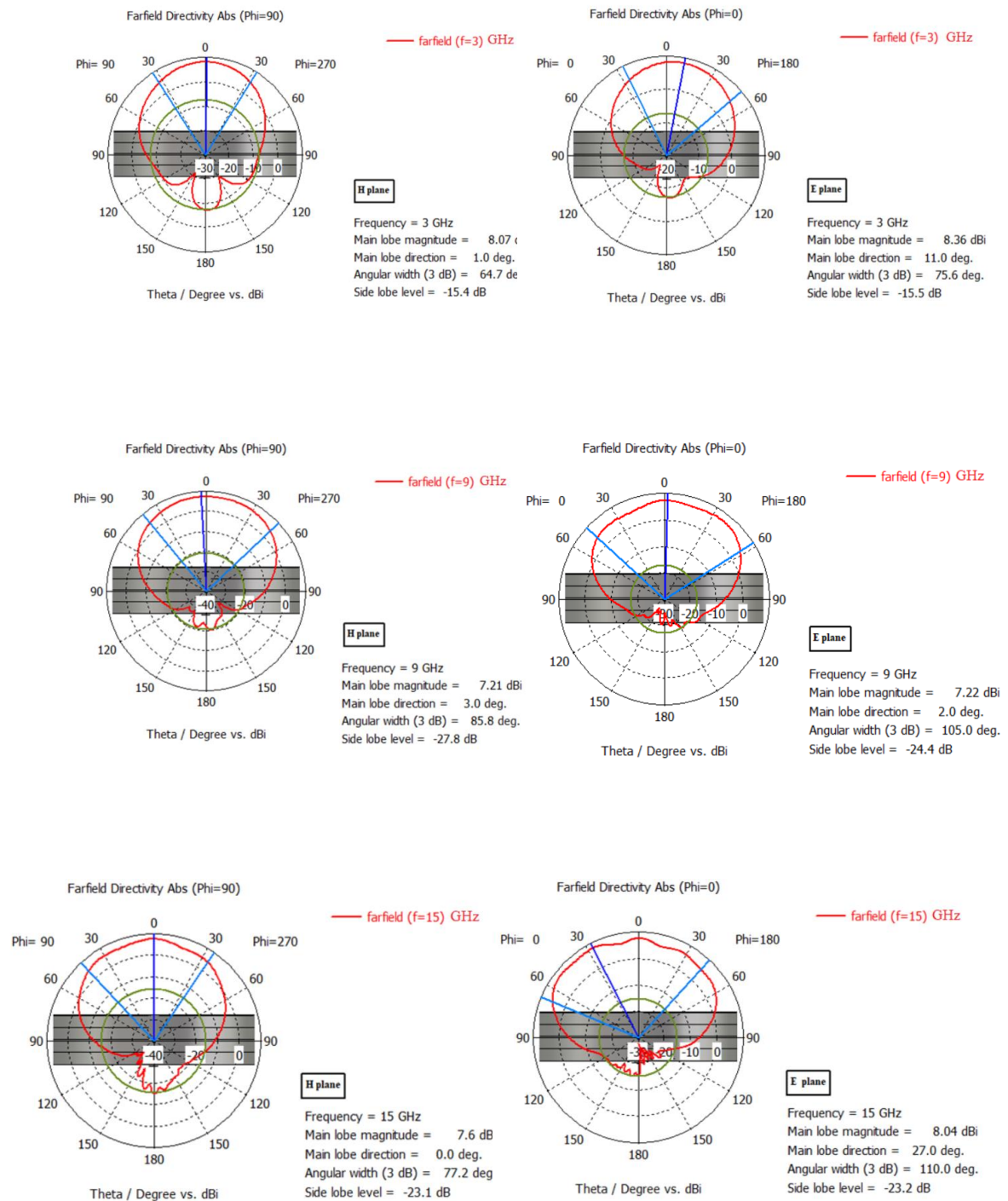


شکل (۳-۲۸)- تلفات برگشتی آنتن حلزونی لگاریتمی دوم با بالن میکرواستریپ باریک شونده در فضای آزاد



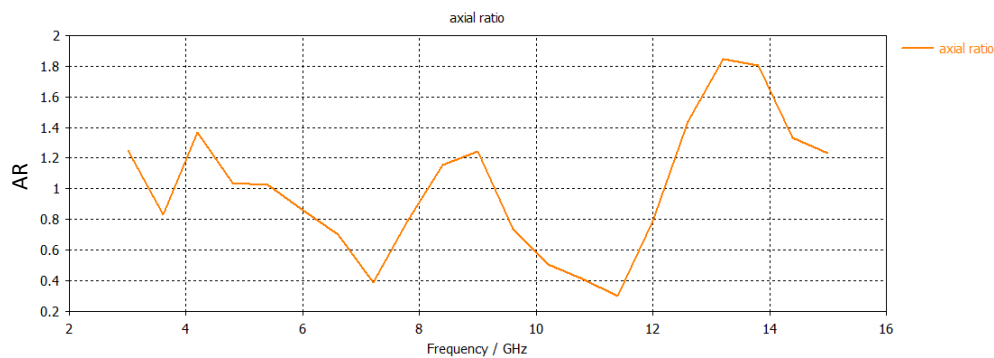
شکل (۳-۲۹)- نتیجه شبیه سازی VSWR آنتن حلزونی لگاریتمی دوم با بالن میکرواستریپ باریک شونده

در شکل (۳-۳۰) نتایج شبیه‌سازی الگوی تشعشعی آنتن حلزونی و بالن مایکرواستریپ برای سه فرکانس ۳ و ۹ و ۱۵ گیگاهرتز در دو صفحه E و H آمده است.

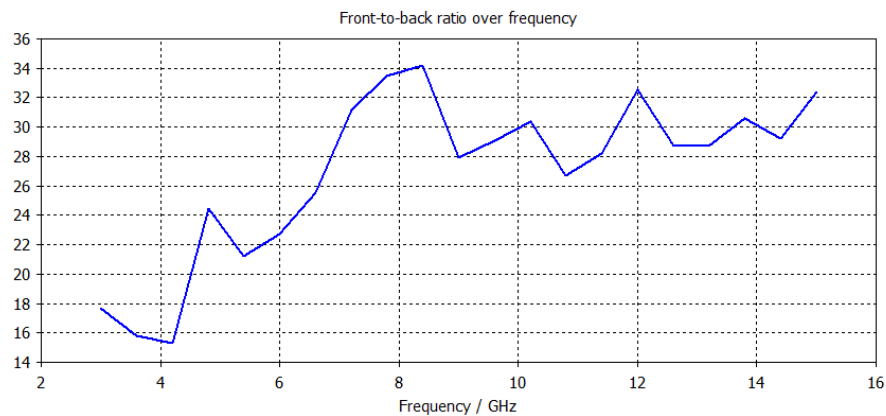


شکل (۳-۳۰) - پترن آنتن حلزونی لگاریتمی دوم با بالن مایکرواستریپ باریک شونده در سه فرکانس ۳، ۹ و ۱۵ گیگاهرتز در دو صفحه E و H

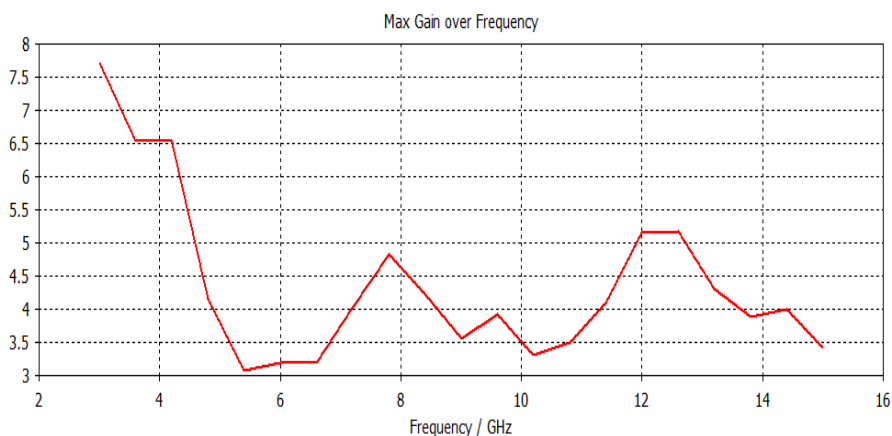
با توجه به شکل (۳-۳۰) الگوی تشعشی از پایداری نسبتاً خوبی برخوردار بوده.



شکل (۳-۳۱) - نسبت محوری آنتن حلزونی لگاریتمی دوم با بالن میکرواستریپ باریک شونده طراحی شده

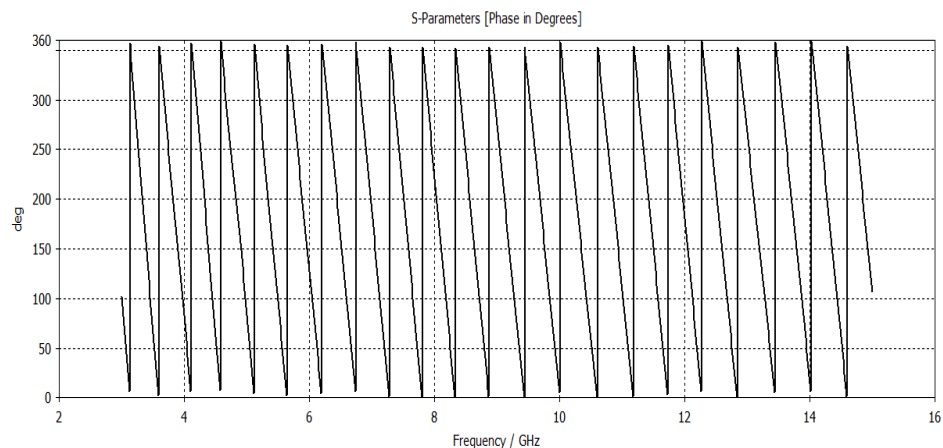


شکل (۳-۳۲) - نسبت تشعشع در جلوی آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به پشت آنتن در کل پهنای باند

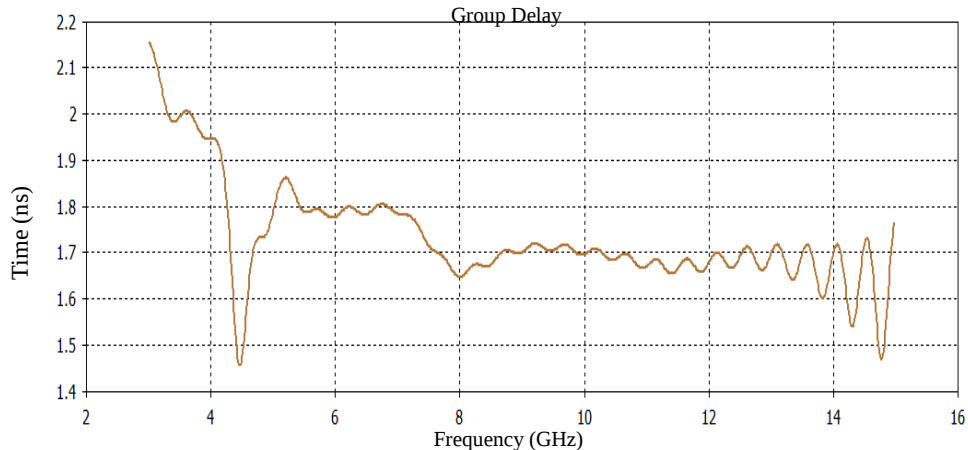


شکل (۳-۳۳) - ماکزیمم بهره در کل پهنای باند آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به همراه بالن میکرواستریپ طراحی شده

نتایج حاصل شده از آنتن حلزونی به همراه بالن میکرواستریپ شامل تلفات برگشتی، VSWR، پترن، نسبت محوری، نسبت تشعشع در جلو آنتن به پشت آنتن مناسب می‌باشند. اما نتیجه حاصل شده برای ماکزیمم بهره در مقایسه با حالتی که از بالن میکرواستریپ استفاده می‌کنیم مقداری کاهش را داشته است.



شکل (۳-۳۴) - فاز S_{21} آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به همراه بالن میکرواستریپ



شکل (۳-۳۵) - تأخیر گروه آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به همراه بالن میکرواستریپ

فاز تابع انتقال به دست آمده در شکل (۳-۳۴) نیز کاملاً خطی می‌باشد و تأخیر گروه نیز نسبت به حالت استفاده از بالن میکرواستریپ کمی بزرگ‌تر شده؛ زیرا تغییرات از فرکانس ۳ تا ۴٫۵ تقریباً ۰٫۷ نانوثانیه و از فرکانس ۴٫۵ تا ۱۵ گیگاهرتز نیز برابر ۰٫۴ نانوثانیه می‌باشد. اما در حالت کلی نتایج حاصل شده برای هر دو آنتن شبیه‌سازی شده مناسب استفاده در زمینه تصویربرداری میکروویو می‌باشد.

در جدول زیر مشخصات برخی از آنتن‌های حلزونی پهن باند یا آنتن‌های با پلاریزاسیون دایروی استفاده شده جهت تصویربرداری مایکروویو آورده شده است. سیگنال تحریک استفاده شده در مراجع جدول زیر همه از نوع گوسی شکل می‌باشند.

جدول (۳-۴) - بررسی آنتن‌های مقالات مختلف

مرجع	[۲۰]	[۳۴]	[۳۵]	[۳۶]	[۳۷]
آنتن	آنتن حلزونی لگاریتمی بدون محفظه پشتی	آنتن مایکرواستریپ شامل دو دوقطبی متعامد بیضوی شکل در جلو و پشت زیر لایه ^۱	آنتن حلزونی ارشمیدس بدون محفظه پشتی	آنتن حلزونی لگاریتمی بدون محفظه پشتی	آنتن حلزونی لگاریتمی بدون محفظه پشتی
پهنای باند امیدانسی (GHz)	۳/۱-۱۰/۶	۱/۶-۷/۶	۲/۳-۱۲	۳/۷۵-۱۸/۶	۳/۹۵-۱۴/۸
پهنای باند نسبت محوری (GHz)		۱/۸-۷/۱	۲/۵-۸/۵	۳-۱۴/۵	در بازه فرکانسی ۱۲-۳ گیگاهرتز پلاریزاسیون بیضوی ^۲ می‌باشد
پترن	دوطرفه	دوطرفه	دوطرفه	دوطرفه	دوطرفه
ضریب همبستگی (٪)	در فاصله ۸۰ سانتی‌متر برابر ۰/۹۱ می‌باشد	در فاصله بین ۳ سانتی‌متر تا ۱۰ سانتی‌متر بین ۰/۷۵ تا ۰/۹۵ متغیر می‌باشد	در فاصله ۲/۴ میلی‌متر ۰/۹۲ می‌باشد	در فواصل ۲۵ و ۵۰ و ۷۰ سانتی‌متر به ترتیب برابر ۰/۸۹۸ و ۰/۸۹۴ و ۰/۸۹۶ می‌باشد	در فاصله ۷۲ میلی‌متر برابر ۰/۹۳۹ می‌باشد

در جدول (۳-۵) نتایج آنتن حلزونی طراحی شده به همراه دو بالن طراحی شده آورده شده است

^۱ Cross dipole antenna

^۲ نسبت محوری زمانی که کمتر از ۱۰ dB و بزرگتر از ۳ dB باشد پلاریزاسیون از حالت دایروی خارج شده و به صورت بیضوی می‌باشد.

جدول (۳-۵) - نتایج دو آنتن طراحی شده

آنتن طراحی شده در این پایان نامه	آنتن حلزونی لگاریتمی اول به همراه بالن کوکسیال	آنتن حلزونی لگاریتمی دوم به همراه بالن میکرواستریپ
پهنای باند امپدانسی (GHz)	۳-۱۵	۳-۱۵
پهنای باند نسبت محوری (GHz)	۳-۱۵	۳-۱۵
پترن	یک جهته و پایدار در کل پهنای باند	یک جهته و پایدار در کل پهنای باند
ضریب همبستگی (%)	در فاصله ۴۰ سانتی متری برابر ۹۳/۷۷ می باشد	در فاصله ۴۰ سانتی متری برابر ۹۰ می باشد

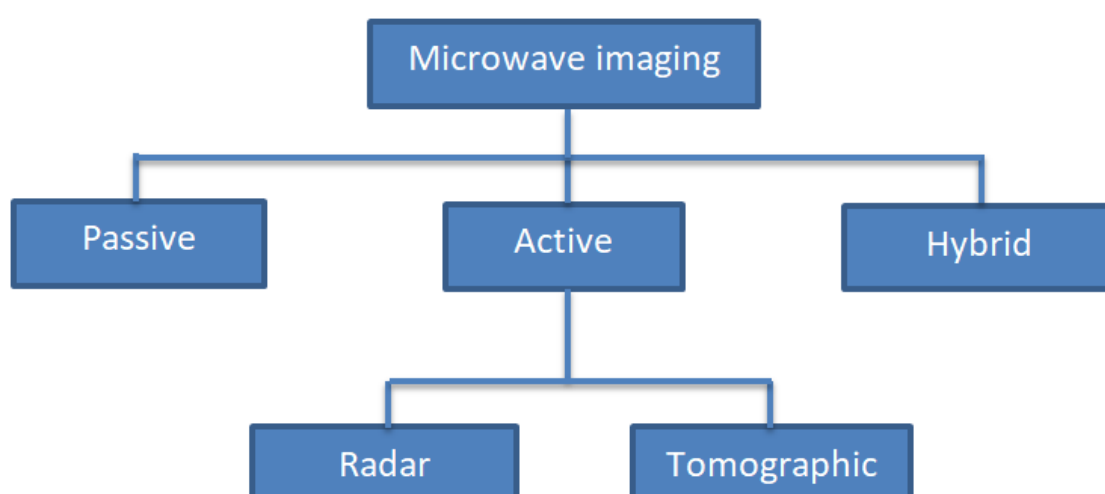
با مقایسه جدول (۳-۴) و (۳-۵) به این نتیجه می‌رسیم که عملکرد دو آنتن طراحی شده در مقایسه با سایر مقالات، با افزایش پهنای باند نسبت محوری، پایداری بیشتر در پترن و افزایش میزان سمت گرایی آنتن و افزایش نسبت تشعشع در جلوی آنتن به پشت به دلیل یک جهته بودن تابش همراه است. همچنین مقدار ضریب همبستگی در مقایسه با مقالات اندکی بهتر شده و برای استفاده در سیستم تصویربرداری مایکروویو مناسب می‌باشد.

فصل چهارم

پیاده‌سازی الگوریتم تصویربرداری

۴-۱- مقدمه:

در این فصل به تشریح الگوریتم‌های تصویربرداری مایکروویو از نوع راداری و معادلات ریاضی حاکم بر آن‌ها و نهایتاً بازسازی تصویر از طریق الگوریتم انتخابی می‌پردازیم. به‌طور کلی روش‌های مبتنی بر تصویربرداری مایکروویو جهت تشخیص سرطان سینه به سه دسته‌ی غیرفعال^۱، ترکیبی^۲ و فعال^۳ تقسیم می‌شوند شکل (۴-۱) این تقسیم‌بندی را نشان می‌دهد



شکل (۴-۱)-تقسیم‌بندی روش‌های مختلف تصویربرداری مایکروویو

در روش غیرفعال، از فرستنده استفاده نمی‌شود و تنها به‌وسیله یک سنسور گیرنده که توانایی اندازه‌گیری تشعشعات رادیویی را دارد، اختلاف حرارتی در سلول‌های بافت سینه را اندازه‌گیری می‌کند. اساس عملکرد این روش به خاطر اختلاف دمای بافت سلول سرطانی در مقایسه با بافت نرمال می‌باشد زیرا بافت‌های سرطانی دمای بیشتری دارند؛ بدین ترتیب می‌توان تومورهای سرطانی را در صورت وجود، تشخیص داد [۳۸]. در روش ترکیبی ابتدا به کمک امواج الکترومغناطیسی به سمت

^۱ Passive

^۲ Hybrid

^۳ Active

بافت، موجی را می‌فرستند که باعث گرم شدن بافت می‌شود و سپس به کمک سنسورهای فراصوت^۱ سیگنال‌های برگشتی را ثبت و پردازش می‌کنند. در این روش به خاطر هدایت‌پذیری^۲ بالاتر بافت سلول‌های سرطانی، انرژی بیشتری توسط آن‌ها جذب می‌شود و به دلیل اختلافی که در مشخصات دی‌الکتریکی بافت سرطانی و سالم وجود دارد سبب جذب و نوسان بیشتر شده و بدین ترتیب تصویری از توزیع انرژی حاصل می‌گردد که می‌تواند بیانگر خصوصیات سلول‌های بافت مورد نظر باشد [۳۹].

در روش‌های فعال با استفاده از فرستنده، پالس‌های مایکروویو را به سمت بافت سینه ارسال کرده و گیرنده سیگنال‌های پراکنده شده^۳ و انعکاس یافته از بافت را ثبت و پردازش می‌کند. پردازش سیگنال‌های انعکاس یافته با روش‌های مختلف و به‌وسیله الگوریتم‌های تصویربرداری متفاوت صورت می‌گیرد. بر این اساس روش فعال به دو دسته روش توموگرافی^۴ و روش‌های مبتنی بر رادار تقسیم می‌شود. در روش توموگرافی، هدف بازسازی تصویر کامل دو یا سه بعدی از مشخصات دی‌الکتریک بافت سینه است که الگوریتم‌های پردازشی آن بسیار پیچیده و زمان‌بر و همچنین کیفیت و قدرت تفکیک تصاویر بازسازی شده نیز کمتر می‌باشند زیرا در این روش نیاز به حل یک مسئله‌ی پراکندگی معکوس الکترومغناطیسی داریم که با توجه به شرایط حل یک مسئله معکوس الکترومغناطیسی به دو دسته‌ی خطی و غیرخطی تقسیم می‌شوند [۴۰]. در حالیکه در روش مبتنی بر رادار، هدف دستیابی به تصویر کامل از مشخصات دی‌الکتریک بافت سینه نبوده، بلکه هدف تشخیص حضور یا عدم حضور و یافتن موقعیت مکانی پراکنده گرهای^۵ قوی انرژی است. الگوریتم‌های پردازشی روش‌های راداری در مقایسه با روش توموگرافی بار محاسباتی کمتر و سرعت بیشتری دارند [۴۱]. اساس تمام الگوریتم‌های راداری معادل با الگوریتم کانفوکال است. این روش تصویربرداری در حوزه زمان می‌باشد.

¹ Ultrasound

² Conductivity

³ Scattered signals

⁴ Tomography

⁵ Scatterers

این روش در موقعیت‌هایی که کنتراست بین جسم هدف و محیط اطراف هدف زیاد باشد بازسازی تصویر بهتری خواهد داشت به همین خاطر در تشخیص سرطان سینه به دلیل اختلاف بالایی که بین تومور سرطانی و بافت سالم اطراف آن وجود دارد مورد استفاده قرار می‌گیرد [۴۲].

۴-۲- نحوه اندازه‌گیری و چینش آنتن‌ها در تصویربرداری مایکروویو

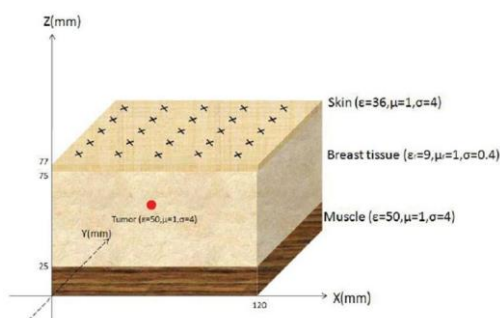
در سیستم‌های تصویربرداری مایکروویو، تعداد آنتن‌های بکار رفته می‌تواند متفاوت باشد از این جهت که اگر بافت سینه را از جهات مختلف مورد تابش قرار دهیم تعداد داده‌های بیشتری جمع‌آوری می‌شود و افزایش تعداد داده‌ها، کیفیت و دقت تصویربرداری را افزایش می‌دهد. از این رو تعداد آنتن‌های استفاده شده و نحوه اندازه‌گیری می‌تواند متفاوت باشد که به سه دسته تقسیم می‌شوند.

در حالت اول از یک آنتن برای ارسال و دریافت پالس‌های زمانی استفاده می‌شود که به این نوع از سیستم‌ها اصطلاحاً سیستم‌های تک‌پایه^۱ گفته می‌شود. مزیت سیستم‌های تک‌پایه هزینه پایین ساخت و پیاده‌سازی و عدم نیاز به سوئیچ کردن می‌باشد در حالیکه عیب این روش سرعت پایین تصویربرداری و زمان‌بر بودن اسکن کل بافت سینه و همین‌طور تعداد داده‌های اندازه‌گیری کمتر می‌باشد. در حالت دوم، از دو آنتن مجزا به‌عنوان فرستنده و گیرنده استفاده می‌شود که به این نوع سیستم‌ها دوپایه^۲ گفته می‌شود. در حالت سوم بیش از دو آنتن استفاده می‌شود که در هر لحظه یکی از آنتن‌ها به‌عنوان فرستنده عمل کرده و سایر آنتن‌ها به‌عنوان گیرنده عمل می‌کنند، به این سیستم‌ها چندپایه^۳ گفته می‌شود. هرکدام از سه حالت گفته شده در بالا از لحاظ چینش و حرکت آنتن جهت اسکن بافت به چندین صورت می‌تواند باشد که در شکل (۴-۲) نشان داده شده است. ساختارهایی مانند اسکن دایروی، اسکن صفحه‌ای، اسکن استوانه‌ای و اسکن نیم کروی برای تصویربرداری مایکروویو طراحی شده‌اند.

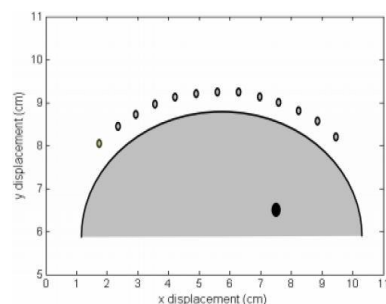
¹ Monostatic

² Bistatic

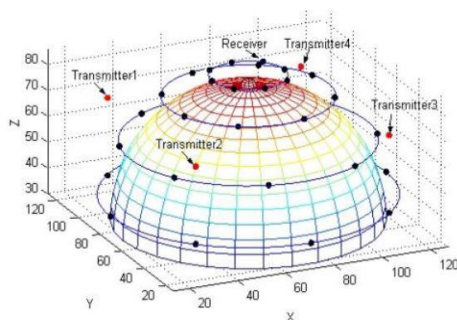
³ Multistatic



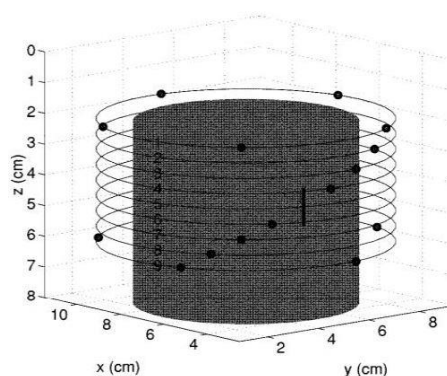
(ب)



(الف)



(د)



(ج)

شکل (۴-۲) - (الف) اسکن دایروی^۱ [۶]. (ب) اسکن صفحه‌ای [۷]. (ج) اسکن استوانه‌ای [۸]. (د) اسکن نیم کروی [۹]

نکته حائز اهمیت در تمامی این حالت‌ها ثابت بودن فاصله بین آنتن تا بافت سینه می‌باشد که باید رعایت شود در این صورت بازگشتی از سطح بافت سینه برای دو آنتن مجاور هم یکسان خواهد بود. از لحاظ قرارگیری بیمار جهت اسکن بافت دو حالت وجود دارد. حالت اول بیمار روی تخت به پشت خوابیده و توسط آنتن (آنتن‌ها)، سطح تقریباً صاف سینه را اسکن می‌کنند [۴۳]. در حالت دوم بیمار به شکم خوابیده و بافت سینه درون محفظه‌ای قرار گرفته و توسط آنتن اسکن می‌شود [۴۴].

۴-۳- تئوری الگوریتم‌های کانفوکال:

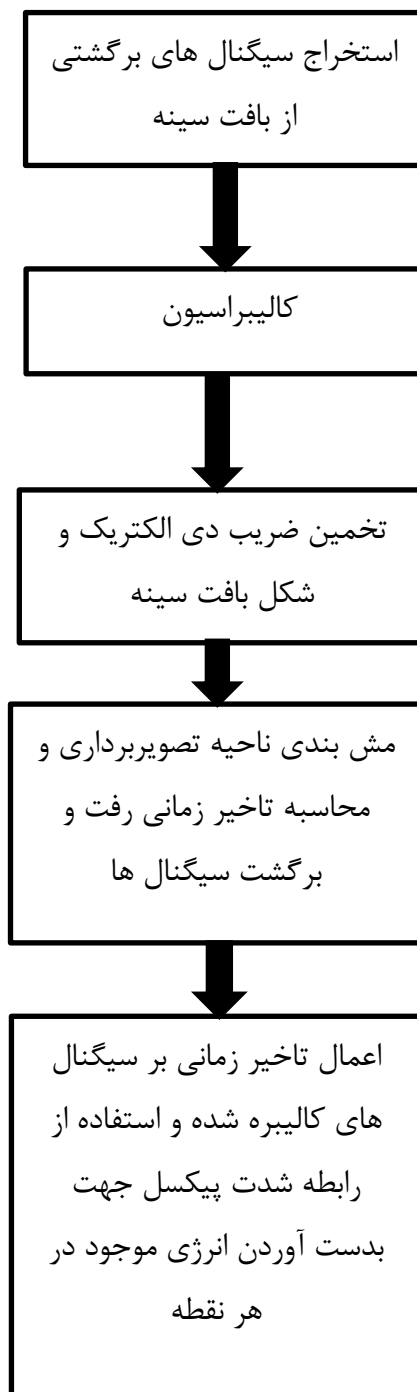
اولین بار در سال ۱۹۹۸ گروه تحقیقاتی هگنس و همکارانش روش تصویربرداری میکروویو کانفوکال را جهت تشخیص سرطان ارائه نمودند [۱۳]. در این روش سیگنال‌های پهن باند را از طریق آنتن‌های

^۱ در حالت اسکن دایره ای ، چرخش آنتن حول محیط بافت و ثابت می باشد یعنی تغییری در ارتفاع آنتن صورت نمی پذیرد

مختلف به سمت بافت سینه تابانده و میدان‌های پراکنده شده از آن را اندازه‌گیری می‌کنند و برخلاف روش توموگرافی که مشخصات دی‌الکتریک بافت را بازسازی می‌کند، در این روش هر نقطه از بافت به عنوان نقطه‌ی کانونی در نظر گرفته شده و با استفاده از زمان نسبی رسیدن هر یک از سیگنال‌ها به نقطه کانونی، سیگنال‌های برگشتی در زمان جابجا شده و سیگنال‌ها در نقاط کانونی به صورت مجازی متمرکز می‌شوند و در نتیجه می‌توان به تصویری از موقعیت و مکان پراکنده ساز قوی (تومور) دست پیدا کرد. اساس الگوریتم‌های کانفوکال مبتنی بر اعمال تأخیر زمانی در سیگنال‌های زمانی دریافت شده و یا ایجاد شیفت فازی در سیگنال‌های حوزه فرکانس و جمع کردن تمام سیگنال‌های به دست آمده می‌باشد و اصطلاحاً به الگوریتم‌های کانفوکال الگوریتم تأخیر و جمع (DAS)¹ نیز می‌گویند.

در حالت کلی اعمال الگوریتم کانفوکال (DAS) در حالت مونواستاتیک جهت تصویربرداری میکروویو به ترتیب شامل مراحل زیر است که در فلوچارت شکل (۴-۳) نشان داده شده است

¹ Delay and sum

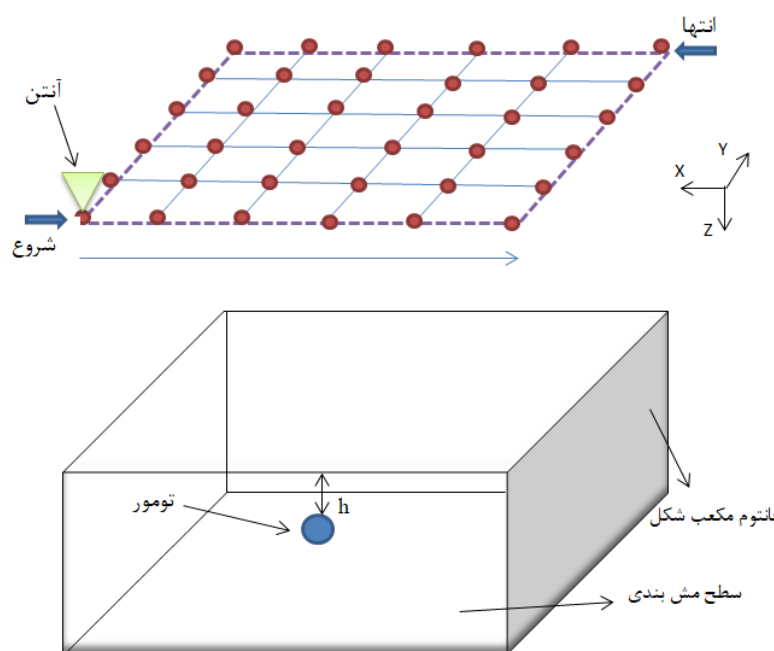


شکل (۴-۳)-فلوچارت الگوریتم کانفوکال یا DAS جهت تصویربرداری مایکروویو

در ادامه به تشریح هر یک از موارد ذکر شده در فلوچارت می پردازیم:

الف) نحوه استخراج سیگنال‌های برگشتی از بافت سینه در شبیه‌سازی:

استخراج سیگنال‌های پراکنده شده از بافت سینه به واسطه نرم‌افزار CST انجام شده است. در شکل (۴-۴) طرح شماتیک سیستم پیاده‌سازی شده در این پایان‌نامه جهت تصویربرداری میکروویو به صورت مونواستاتیک به همراه فانتوم به شکل مکعب نشان داده شده است. در این ساختار آنتن در صفحه‌ای که قرار دارد با اسکن در دو بعد X و Y مطابق تنظیماتی که از قبل در نرم‌افزار CST انجام شده است شروع به حرکت می‌کند تا تمام ناحیه‌ای که مکعب قرار دارد را پوشش دهد. در این مرحله باید دقت کنیم که گام حرکتی آنتن در دو جهت X و Y باهم یکسان باشد. بعد از اندازه‌گیری پارامتر S_{11} در بازه فرکانسی مورد نظر (در این پایان‌نامه ۱۵ تا ۳ گیگاهرتز می‌باشد) باید داده‌های به دست آمده را از حوزه فرکانس به زمان منتقل کنیم. این انتقال با استفاده از تبدیل فوریه معکوس انجام می‌شود و در نتیجه سیگنال‌های برگشتی از فانتوم حاصل خواهد شد. طبق بررسی‌های انجام شده برای داشتن دقت کافی جهت تشخیص مکان تومور بهتر است سیگنال‌های به دست آمده به صورت قدر مطلق و یا مقادیر حقیقی آن‌ها مورد استفاده قرار گیرد.



شکل (۴-۴) - طرح شماتیک سیستم تصویربرداری مونواستاتیک با فانتوم به شکل مکعب در این پایان‌نامه

ب) کالیبراسیون:

کالیبراسیون داده‌های دریافتی شامل حذف اثر تزویج بین آنتن‌ها و حذف اثر پوست و کالیبراسیون دستگاه تصویربرداری می‌باشد. کالیبراسیون داده‌های دریافتی مبتنی بر فرض یکسان بودن فاصله‌ی آنتن (آنتن‌ها) تا مرز بافت سینه یا پوست می‌باشد زیرا در این صورت سیگنال‌های بازگشتی از لایه‌ی اول که پوست قرار دارد برای هر دو آنتن مجاور هم یکسان است. روش‌های مختلفی جهت کالیبراسیون داده‌ها ارائه شده است که در اینجا به برخی از این روش‌ها اشاره می‌شود:

a) در این روش در دو مرحله اندازه‌گیری‌ها صورت می‌گیرد. ابتدا بدون حضور تومور سیگنال‌های دریافتی از فانتوم را به دست آورده سپس با قرار دادن تومور در درون فانتوم مجدداً سیگنال‌های دریافتی در حوزه زمان را به دست می‌آوریم. سپس با تفاضل سیگنال‌های حضور تومور از نبود تومور به سیگنال‌های کالیبره شده می‌رسیم؛ اما این روش در عمل غیرممکن به نظر می‌رسد اما بررسی‌ها نشان می‌دهد که بافت سینه چپ و راست در یک فرد از نظر خواص دی‌الکتریک مشابه یکدیگر می‌باشد و بنابراین می‌توان از داده‌های سینه مخالف به‌عنوان بافت بدون تومور برای کالیبراسیون بهره برد.

b) تفاضل سیگنال دریافتی هر آنتن از آنتن مجاورش [۴۵]:

$$C_i[n] = S_i[n] - S_{i-1}[n] \quad (۱-۴)$$

$C_i[n]$ سیگنال آنتن i ام بعد از کالیبراسیون، $S_i[n]$ سیگنال دریافتی توسط آنتن i ام.

c) تفاضل سیگنال دریافتی از متوسط کل سیگنال‌های دریافتی:

$$C_i[n] = S_i[n] - \frac{\sum_{k=1}^N S_k[n]}{N} \quad (۲-۴)$$

تعداد کل آنتن‌ها N می‌باشد

(d) تفاضل سیگنال دریافتی از متوسط سیگنال راست و چپ آنتن گیرنده:

$$C_i[n] = S_i[n] - \frac{S_{i-1}[n] + S_{i+1}[n]}{2} \quad (3-4)$$

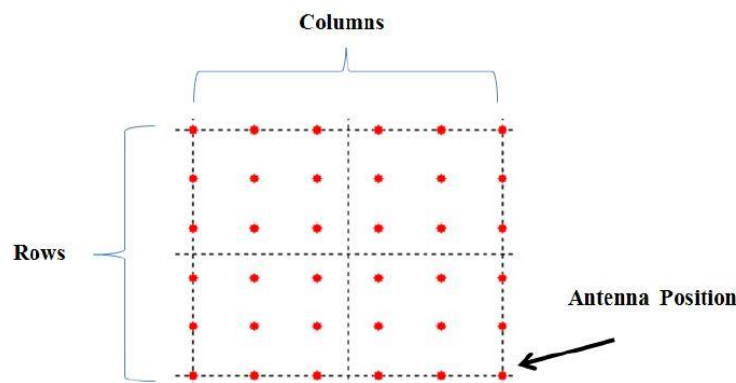
این روش بیشتر برای اسکن‌های دایروی کاربرد دارد.

(e) تفاضل میانگین سیگنال‌های هر ردیف از سیگنال‌های دریافتی برای همان ردیف (در اسکن صفحه‌ای کاربرد دارد).

$$A_X(t) = \frac{\sum_{Y=1}^N S_{XY}(t)}{N} \quad (4-4)$$

$$C_{XY}(t) = S_{XY}(t) - A_X(t) \quad (5-4)$$

X و Y عناصر سطر و ستون متناسب با قرارگیری آنتن در حین اسکن می‌باشد. به‌عنوان مثال برای یک اسکن صفحه‌ای به‌صورت مونواستاتیک در ۳۶ نقطه مطابق شکل (۵-۴) ماتریسی به‌اندازه ۶×۶ تشکیل خواهد شد که هر درآیه مشخص‌کننده مکان آنتن و داده‌های اندازه‌گیری شده در آنجا می‌باشد. N نیز تعداد کل آنتن‌ها در یک ردیف می‌باشد. $S_{XY}(t)$ نیز سیگنال دریافتی آنتن می‌باشد.



شکل (۵-۴)- نحوه قرارگیری و جاروب آنتن در اسکن صفحه‌ای برای کالیبراسیون نوع e

(f) روش وینر فیلتر^۱ [۴۶] : در این روش جهت حذف اثر پوست با فرض اینکه در n امین نمونه‌ی سیگنال‌های حوزه زمان دریافتی که مربوط به n امین آنتن می‌باشد می‌توان از طریق ترکیب خطی $2j+1$ نمونه‌ی اطراف نمونه n ام سایر آنتن‌ها اثر پوست را حذف کرد. سیگنال فیلتر شده که در آن اثر پوست حذف شده از رابطه زیر حاصل می‌شود:

$$C_i[n] = S_i[n] - q^T S_{PN}[n] \quad (۴-۶)$$

$$S_{PN}[n] = [S_1[n], \dots, S_{i-1}[n], S_{i+1}[n], \dots, S_N[n]] \quad (۴-۷)$$

در رابطه بالا q برداری از وزن‌ها برای فیلتر کردن و S_{PN} برداری ستونی با $(N-1) \times (2j+1)$ است. در این روش بردار q از حل یک مسئله بهینه‌سازی به صورت زیر حاصل می‌شود

$$q = \arg \min \sum_{n=n_0}^{n_0+m-1} |s_i[n] - q^T S_{PN}[n]|^2 \quad (۴-۸)$$

که n_0 و m بیانگر اولین نمونه و تعداد نمونه‌های سیگنال حوزه زمان می‌باشد که اثر پوست در آن غالب است.

(g) استفاده از فیلتر مکانی^۲ : با بررسی سیگنال‌های دریافتی از تمام آنتن‌ها می‌توان اثر پوست و بازگشتی از انتهای آنتن را در فرکانس مشخصی مشاهده کرد و با توجه به اینکه این اثر در کجای بازه فرکانسی واقع شده می‌توان با اعمال یک فیلتر بالاگذر یا پایین گذر در حوزه فرکانس مکانی آن‌ها را حذف کرد.

پ) تخمین ضریب دی‌الکتریک و شکل بافت سینه:

شکل بافت سینه و متوسط ضریب دی‌الکتریک بافت در هنگام کد نویسی و شبیه‌سازی به عنوان ورودی الگوریتم در نظر گرفته می‌شوند اما در واقعیت مقدار آن‌ها مجهول می‌باشد و باید محاسبه

¹ Wiener Filtering

² Spatial Filtering

شوند. جهت تخمین شکل و سطح بافت سینه پژوهش‌هایی از قبیل تخمین سطح سینه از طریق الگوریتم‌هایی که با استفاده از میدان‌های برگشتی به دست می‌آید [۴۷] و یا از طریق لیزر فاصله‌یاب این کار را انجام می‌دهند. برای مشخص کردن مقادیر ضریب دی‌الکتریک بافت سینه هم پژوهش‌هایی موفقیت‌آمیز در این زمینه شده است که کلیات آن در مرجع [۴۸, ۴۹] آمده است.

ت) مش بندی ناحیه تصویربرداری و محاسبه تأخیر زمانی رفت و برگشت سیگنال‌ها:

برای این منظور یک ناحیه مربعی شکل که شامل سطح مقطعی از بافت سینه می‌شود به $i \times j$ سلول تقسیم می‌شوند که مرکز هر سلول به صورت $r_{i,j} = (x_i \times y_j)$ نشان داده شده است و هر مربع از سلول، نقش نقاط پیکسل را دارند در مرحله‌ی بعد برای محاسبه حداقل زمان رفت و برگشت سیگنال از تمام آنتن‌ها به تمام سلول‌ها باید ابتدا فاصله بین آنتن فرستنده تا نقطه پیکسل را حساب کرد [۴۴]. چون اندازه‌گیری ما به صورت مونواستاتیک است فاصله‌ی به دست آمده از فرستنده تا نقاط پیکسل و از گیرنده تا نقاط پیکسل یکسان می‌باشد در نتیجه فاصله را در دو ضرب می‌کنیم. در صورت استفاده از چینش دوپایه یا چندپایه باید علاوه بر فاصله‌ی ذکر شده فاصله‌ی بین نقطه سلول تا آنتن گیرنده را نیز محاسبه می‌کنیم. و سپس با استفاده از اصل فرما^۱ و صرف‌نظر از بازتاب‌های چندگانه و با توجه به سرعت نسبی انتشار موج در محیط تصویربرداری می‌توانیم تأخیر زمانی را مطابق روابط زیر به دست آوریم.

$$t_{XY}(r_{i,j}) = 2 \times \left(\frac{|P_{X,Y} - \psi_1|}{c} + \frac{|\psi_1 - \psi_2|}{c/\sqrt{\epsilon_s}} + \frac{|\psi_2 - r_{i,j}|}{c/\sqrt{\epsilon_b}} \right) \quad (9-4)$$

^۱ اصل فرما یا اصل کوتاه‌ترین زمان، اصلی است که بیان می‌دارد هر پرتو فاصله‌ی بین دو نقطه را در مسیری می‌پیماید که زمان لازم برای پیمودن آن کمینه باشد.

در رابطه فوق $t_{XY}(r_{i,j})$ زمان رفت و برگشت سیگنال از آنتن در مختصات (X,Y) تا سلول $r_{i,j}$ ، $P_{X,Y}$ موقعیت آنتن، C سرعت نور در فضای آزاد، ϵ_s و ϵ_b به ترتیب برابر ضریب دی‌الکتریک متوسط پوست و بافت سینه، Ψ_1 و Ψ_2 به ترتیب برابر نقاط روی مرز خارجی و داخلی پوست می‌باشد.

رابطه محاسبه‌ی تأخیر زمانی در الگوریتم‌های کانفوکال به‌طور کلی با مقداری خطا روبه‌رو است زیرا موجی که با داخل بافت سینه نفوذ می‌کند با توجه به متفاوت بودن بافت سینه افراد مختلف از لحاظ خواص دی‌الکتریک و خاصیت تلفاتی بودن لایه‌های مختلف بافت، سرعت استفاده شده در رابطه بالا ثابت نمی‌ماند همچنین بافت سینه در اینجا به‌صورت همگن و متقارن در نظر گرفته می‌شود در صورتیکه در عمل شکلی ناهمگن دارد. خطای دیگری که در فرمول فوق و برخی از مراجع مورد توجه قرار نگرفته است عدم محاسبه‌ی مرجع فاز آنتن می‌باشد که در ادامه به آن می‌پردازیم.

ث) اعمال تأخیر زمانی بر سیگنال‌ها و استفاده از رابطه شدت پیکسل:

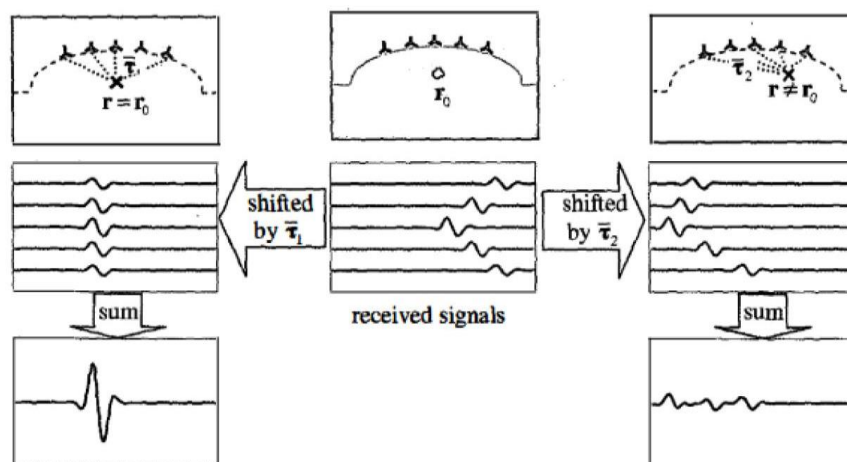
سیگنال‌های حوزه‌ی زمان کالیبره شده را به مقدار $t_{XY}(r_{i,j})$ شیفت زمانی داده می‌شوند و سپس مقادیر شیفت یافته با یکدیگر جمع می‌شوند و انرژی سیگنال حاصل به‌عنوان رنگ پیکسل متناظر با آن قسمت از ناحیه‌ی مش بندی شده نمایش داده می‌شود. مطابق شکل (۴-۶) اگر به‌صورت هم‌دوس^۱ با یکدیگر جمع شوند مقدار بزرگی خواهد شد که نشان دهنده مکان دقیق پراکنده گر می‌باشد و اگر به‌صورت غیر هم‌دوس^۲ با یکدیگر جمع شوند مقدار کوچکی حاصل می‌شود. رابطه (۴-۱۰) بیانگر شدت انرژی هر پیکسل در تصویر به دست آمده از الگوریتم کانفوکال (DAS) می‌باشد

$$I(x_i, y_j) = \left[\sum_X^r \sum_Y^c C_{XY}(t_{XY}(x_i, y_j)) \right]^2 \quad (۴-۱۰)$$

^۱ Coherently

^۲ non coherently

در رابطه فوق که برای حالت مونواستاتیک استفاده شده، $I(x_i, y_j)$ اندیس رنگ متناظر با نقاط مش بندی، C_{XY} سیگنال‌های دریافتی کالیبره شده در مختصات (X, Y) و r تعداد کل آنتن‌های یک ردیف و C تعداد کل آنتن‌های قرارگرفته در یک ستون می‌باشد.



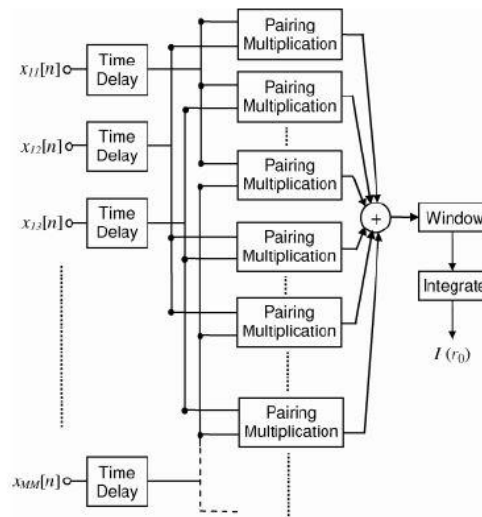
شکل (۴-۶)- عملکرد الگوریتم تأخیر و جمع [۴۴]

در ادامه به‌طور خلاصه به برخی از الگوریتم‌های تصویربرداری میکروویو از نوع راداری اشاره می‌کنیم.

۴-۴- الگوریتم تأخیر ضرب و جمع (DMAS)^۱

این الگوریتم اولین بار در سال ۲۰۰۸ مطرح شد [۵۰] و مشابه الگوریتم DAS می‌باشد در این روش نیز ابتدا فاصله‌ی مسیر رفت و برگشت سیگنال‌ها از فرستنده تا نقطه سلول مش بندی شده و برگشت را محاسبه می‌کنیم و سپس بعد از اعمال تأخیر زمانی به سیگنال‌ها و قبل از جمع کردن آن‌ها سیگنال‌های شیف‌ت داده شده را دوبه‌دو در هم ضرب می‌کنیم. در بلوک دیاگرام شکل (۴-۷) عملکرد این روش آورده شده است.

¹ Delay Multiply and Sum



شکل (۷-۴) - بلوک دیاگرام الگوریتم تأخیر ضرب و جمع (DMAS) [۵۰]

همان‌طور که از شکل (۷-۴) مشخص است پس از محاسبه‌ی زمان رفت و برگشت و اعمال آن بر سیگنال‌ها و قبل از مرحله‌ی جمع‌کردن سیگنال‌ها، سیگنال‌های شیفت یافته را دوبه‌دو برهم ضرب می‌کنیم و انرژی سیگنال حاصل را به‌عنوان رنگ پیکسل متناظر با آن سلول از مش بندی صورت گرفته در نظر گرفته می‌شود. مزیت این الگوریتم ضرب دوبه‌دوی سیگنال‌ها است که سبب بهبود کیفیت تصویربرداری خواهد شد زیرا در نقاطی که تومور حضور ندارد باعث کوچک‌تر شدن مقادیر سیگنال حاصل از ضرب آن‌ها و در نقاطی که تومور حضور دارد به علت بزرگ بودن مقادیر سیگنال مربوطه ضرب آن‌ها نیز باعث بزرگ‌تر شدن بیشتر نسبت به حالت تأخیر و جمع می‌شود.

۴-۵- الگوریتم تأخیر و جمع بهبود یافته (IDAS^۱)

این الگوریتم اولین بار در سال ۲۰۰۸ معرفی شد [۵۱]. در این الگوریتم یک عامل وزن دهی به الگوریتم تأخیر و جمع برای هر نقطه از نقاط پیکسل با مختصات $\vec{r}$ اضافه شده و به آن فاکتور کیفیت^۲ (QF) می‌گویند و مطابق رابطه زیر به معادله‌ی (۴-۱۰) اضافه می‌شود.

$$I(\vec{r})_{IDAS} = QF(\vec{r}) \cdot I(\vec{r})_{DAS} \quad (۴-۱۱)$$

^۱ Improved Delay and Sum

^۲ Quality Factor

فاکتور کیفیت برای هر نقطه از سلول مش بندی از طریق منحنی مجموع انرژی حاصل از جمع همدوس سیگنال‌ها به دست می‌آید و منجر به یک معادله درجه دوم می‌شود. توضیحات بیشتر و نحوه به دست آوردن آن در مرجع مربوطه ذکر شده است.

۴-۶- الگوریتم فاکتور همدوس بر مبنای تأخیر و جمع^۱ (CF-DAS)

در این الگوریتم یک عامل وزن دهی همدوس متفاوتی معرفی شده [۵۲]. فاکتور همدوس (CF) از روش تصویربرداری فراصوت اقتباس شده و برای افزایش کیفیت سیگنال‌ها در حالت همدوس کاربرد دارد. در رابطه زیر نحوه محاسبه CF در نقاط پیکسل با مختصات $\vec{r}$ را مشاهده می‌کنید

$$CF(\vec{r}) = \frac{|I(\vec{r})_{DAS}|^2}{\sum_{i=1}^M |b_i(\tau_i(\vec{r}))|^2} \quad (۱۲-۴)$$

$$I(\vec{r})_{CF-DAS} = CF(\vec{r}) \cdot I(\vec{r})_{DAS} \quad (۱۳-۴)$$

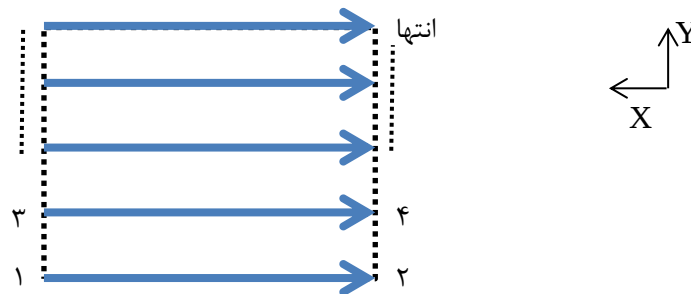
در رابطه بالا b_i سیگنال‌های دریافتی می‌باشد و $\tau_i(\vec{r})$ زمان رفت و برگشت سیگنال‌های ارسال شده و M برابر تعداد کل آنتن‌ها می‌باشد.

۴-۷- آشکارسازی یک کره در فضای آزاد:

در تمام تصاویر حاصل شده در این فصل از آنتن حلزونی لگاریتمی با بالن کواکسیال باریک شونده در بازه‌ی فرکانسی ۳-۱۵ گیگاهرتز استفاده شده است. نحوه اندازه‌گیری نیز به صورت سطحی و از نوع مونواستاتیک می‌باشد و الگوریتم استفاده شده در این پایان‌نامه کانفوکال یا تأخیر و جمع می‌باشد. برای شروع آشکارسازی و بررسی صحت الگوریتم و کد نوشته شده در متلب یک کره به شعاع ۰/۵

¹ Coherence Factor Based Delay and Sum

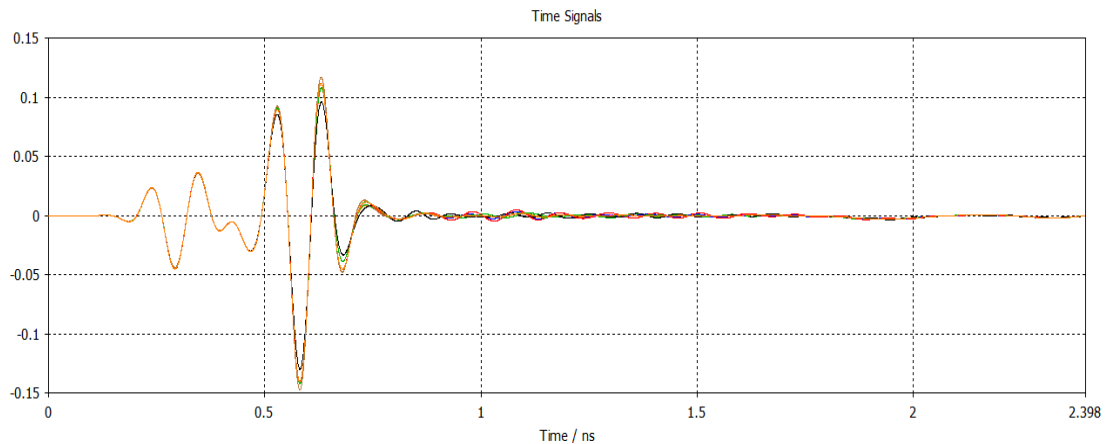
سانتی متر و به فاصله‌ی ۱۰ میلی‌متری از سطح آنتن با $\epsilon=10$ قرار دادیم. آنتن را در محدوده حضور کره به اندازه ۱۰۰ میلی‌متر در دو جهت X و Y جاروب می‌کنیم. به بیان دیگر بازه سویپ آنتن در محورهای X و Y بین (۵۰ و -۵۰) با گام حرکتی ۲۵ میلی‌متر می‌باشد که با این تنظیمات آنتن در ۲۵ مکان مختلف در صفحه X-Y حرکت می‌کند. نکته مهم در هنگام سویپ آنتن در صفحه، جهت حرکت آنتن در انتهای مسیر مشخص شده می‌باشد زیرا در هنگام کد نویسی در متلب، به ترتیب حرکتی آنتن باید دقت شود زیرا جهت محاسبه‌ی فاصله‌ی بین آنتن ارسال‌کننده تا نقاط سلول مش بندی این ترتیب لحاظ می‌شود. در شکل (۴-۸) ترتیب حرکتی آنتن در کل پایان‌نامه برای تمام تصاویری که در این فصل حاصل شده آمده است. توجه شود که برای تمامی تصاویر حاصل شده در این فصل، رابطه‌ی (۴-۱۰) ابتدا نرمالیزه شده و سپس به توان می‌رسد پس ماکزیمم انرژی حاصل شده در تصاویر به دست آمده که با رنگ قرمز تیره می‌باشد برابر یک می‌باشد.



شکل (۴-۸)- ترتیب حرکتی آنتن‌ها به منظور اسکن در این پایان‌نامه

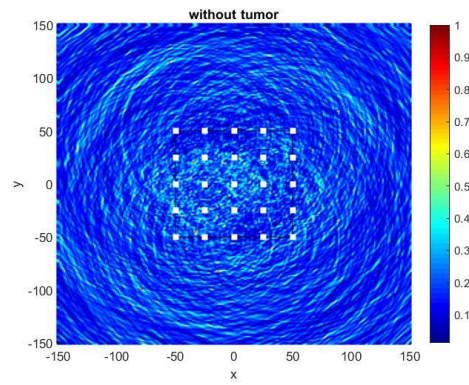
تعداد نمونه‌های محاسبه شده در بازه‌ی ۱۵-۳ گیگاهرتز در شبیه‌سازی این بخش ۱۲۰۰ نقطه‌ی فرکانسی می‌باشد سطح مش بندی شده را یک مربع که به 256×256 سلول تقسیم می‌شود در نظر می‌گیریم. در این قسمت جهت کالیبراسیون داده‌های به دست آمده به ترتیب ابتدا از روش کالیبراسیون نوع (a) و سپس از نوع (e) استفاده شده است؛ یعنی ابتدا سیگنال‌های به دست آمده از حضور تومور را از سیگنال‌های حاصل شده از عدم حضور تومور کم کردیم و سپس کالیبراسیون نوع

(e) را پیاده کردیم. در شکل (۹-۴)، ۲۵ سیگنال دریافتی توسط آنتن زمانی که کره در مقابل آن حضور دارد را مشاهده می کنید.

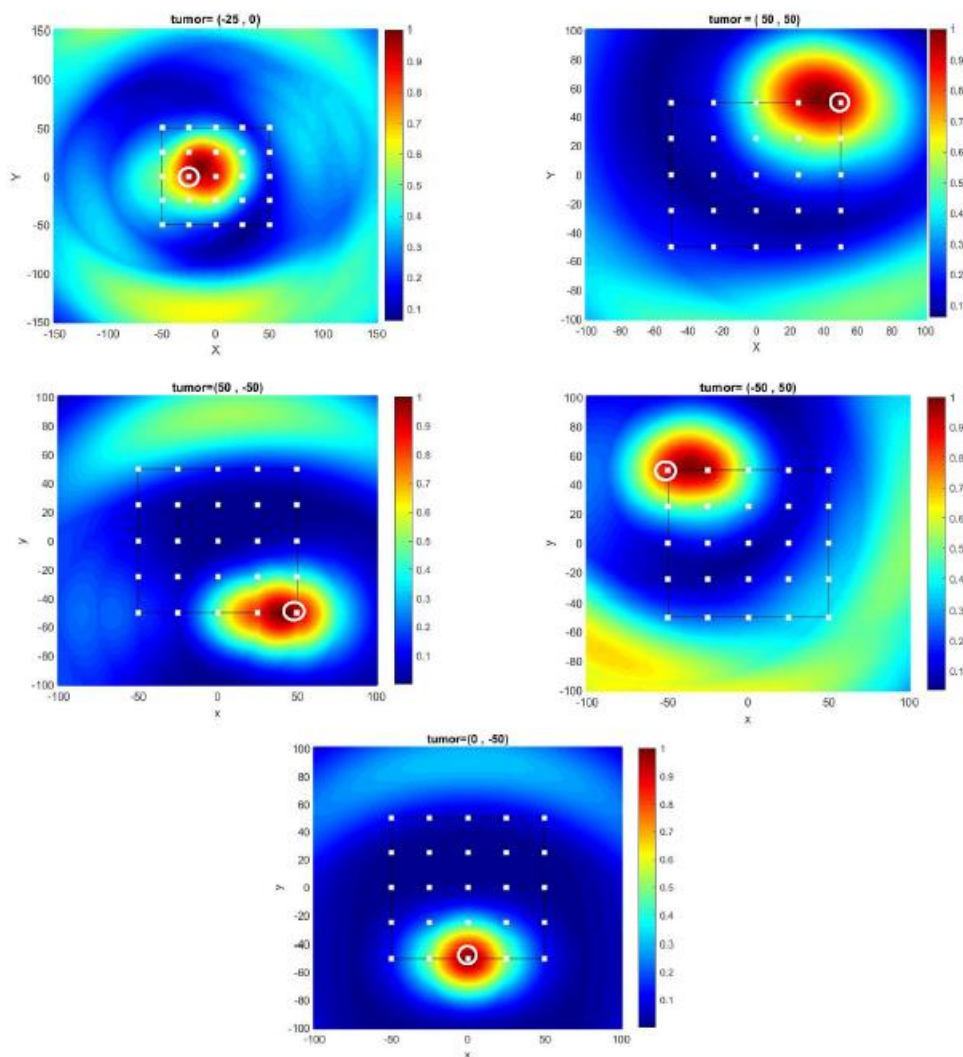


شکل (۹-۴)-سیگنال های دریافتی توسط آنتن در حضور کره با $\epsilon=10$

بعد از اعمال کالیبراسیون، ماکزیمم سیگنال کالیبره شده از لحاظ دامنه دقیقاً سیگنالی است که آنتن روبروی تومور قرار می گیرد. تصاویر حاصل شده بعد از اعمال الگوریتم DAS در ناحیه های مختلف را در شکل (۴-۱۱) مشاهده می کنید. مکان حضور کره در شکل ها با دایره سفید رنگ مشخص شده است. کادر مستطیل رنگ مشکی و نقاط سفید رنگ روی شکل مکان های جاروب آنتن در اسکن صفحه ای می باشد. زمانی که کره ای در محیط تصویربرداری حضور ندارد الگوریتم DAS را روی سیگنال های دریافتی در حالت اسکن بدون حضور جسم اجرا کردیم که در شکل (۴-۱۰) نتیجه آن آورده شده است و به درستی تصویری از حضور پراکنده سازی در محیط نشان نمی دهد. با توجه به اینکه در این پایان نامه تومور را به شکل کره در نظر گرفته ایم در تصاویر بازسازی شده منظور از تومور همان کره می باشد. تصاویر حاصل شده در این بخش بدون محاسبه مرکز فاز آنتن می باشد.



شکل (۴-۱۰)- بازسازی تصویر با الگوریتم DAS بدون حضور پراکنده ساز در محیط

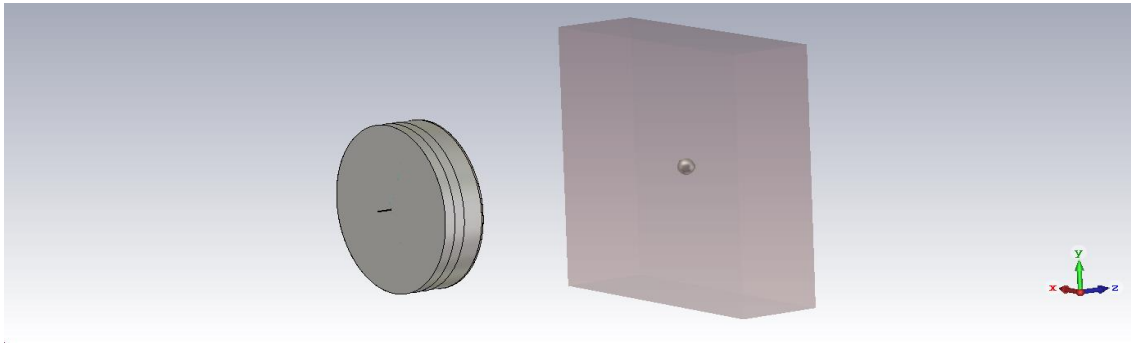


شکل (۴-۱۱)- بازسازی تصویر از یک کره با $\epsilon=10$ در پنج مکان مختلف با الگوریتم DAS

در اکثر پژوهش‌ها و مقالات تصویر بازسازی شده را فقط در تعداد محدودی از مکان‌ها به دست می‌آورند اما در این پایان‌نامه به بازسازی تصویر در پنج مکان مختلف می‌پردازیم به این دلیل که گاهی اوقات ممکن است در بعضی از مکان‌ها و جهت‌ها تصویر خوبی از محل تومور حاصل نشود و با این کار عملکرد آنتن و الگوریتم در اکثر مکان‌ها سنجیده می‌شود.

۴-۸- آشکارسازی یک تومور PEC در داخل فانتوم:

بعد از مطمئن شدن از صحت تصویر حاصل شده از یک کره در فضای آزاد در مرحله بعد از یک کره PEC در داخل فانتوم جهت تصویربرداری استفاده می‌کنیم. در این قسمت مشخصات فانتوم را مطابق بافت سالم سینه با $\epsilon_r = 4.5$ و $\sigma = 0.2 \left(\frac{s}{m}\right)$ در نظر می‌گیریم. با توجه به انتخاب تومور به صورت PEC کنتراست زیادی بین تومور و بافت سالم وجود دارد. از آنجاکه در شبیه‌سازی از اسکن صفحه‌ای بهره می‌بریم باید شرط یکسان بودن فاصله‌ی بین آنتن تا سطح فانتوم سینه در هنگام جاروب آنتن برقرار باشد بنابراین نمی‌توانیم فانتوم را به صورت نیم کره در نظر بگیریم زیرا در این صورت سیگنال‌های بازگشتی بعد از انجام کالیبراسیون در مکانی که تومور حضور دارد دارای بیشترین مقدار از لحاظ دامنه نخواهد بود و محاسبه‌ی فاصله‌ی طی شده بین آنتن فرستنده تا محل سلول مش بندی شده در الگوریتم با خطا مواجه می‌شود از این رو سطح فانتوم را به صورت مکعب شکل در نظر گرفته‌ایم. در این قسمت ابعاد فانتوم مکعب شکل به صورت $5 \times 16 \times 16$ سانتی‌متر مکعب با مشخصات بافت سینه سالم و تومور را به صورت کره به شعاع 0.5 سانتی‌متر و از جنس PEC قرار می‌دهیم. سطح اسکن فانتوم را به صورت دوبعدی در محورهای X و Y روی بازه $(+80, -80)$ با گام‌های 20 میلی‌متر در نرم‌افزار CST تنظیم کرده که برابر 81 مکان جهت سویپ می‌شود. فاصله‌ی مرکز تومور تا سطح فانتوم برابر 2.5 سانتی‌متر و فاصله‌ی بین آنتن تا سطح بافت سینه برابر 15 سانتی‌متر می‌باشد و دلیل این انتخاب در بخش بعدی توضیح داده خواهد شد. شکل (۴-۱۲) تصویر آنتن طراحی شده را در حضور فانتوم سه‌بعدی همگن جهت اسکن نشان می‌دهد.



شکل (۴-۱۲)- نحوه قرارگیری آنتن طراحی شده و فانتوم همگن مکعب شکل با حضور تومور PEC

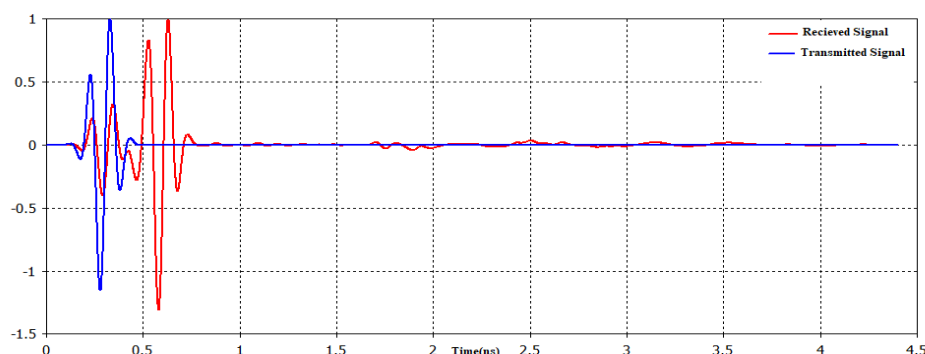
۴-۸-۱- محاسبه مرکز فاز آنتن طراحی شده:

در این قسمت قبل از اعمال الگوریتم تصویربرداری DAS همان‌طور که قبلاً اشاره شد، جهت محاسبه‌ی تأخیر متناظر با سیگنال دریافتی هر آنتن باید فاصله آنتن تا سلول را محاسبه کنیم از این‌رو کل آنتن را متناظر با یک نقطه در نظر می‌گیریم. این نقطه همان مرکز فاز آنتن می‌باشد که معادل مرکز کره‌های هم‌فاز در میدان راه دور می‌باشد. البته محاسبه‌ی مرکز فاز با استفاده از فرمول‌های تحلیلی تنها برای تعداد محدودی از آنتن‌ها وجود دارد و به همین دلیل از روش‌های تجربی برای تخمین مرکز فاز استفاده می‌شود. در اینجا جهت اندازه‌گیری مرکز فاز آنتن از طریق تست صفحه‌ی PEC مرکز فاز آنتن مورد نظر را محاسبه می‌کنیم. برای این کار یک صفحه‌ی PEC با ابعاد بزرگ در فاصله معلوم که در اینجا ۱۳ سانتی‌متر انتخاب شده روبروی آنتن قرار داده سپس داده‌های S_{11} را اندازه و با استفاده از تبدیل فوریه معکوس به حوزه زمان منتقل می‌کنیم که معادل با سیگنال دریافتی آنتن می‌باشد. سیگنال ارسالی به صورت گوسی شکل در باند ۳-۱۵ گیگاهرتز انتخاب می‌شود. با نرمالیزه کردن مقادیر سیگنال‌ها و مقایسه‌ی پیک سیگنال ارسالی و برگشتی مطابق شکل (۴-۱۳)، تأخیر تقریبی 0.3 نانوثانیه بین آن‌ها مشاهده می‌شود.

$$\Delta x = \frac{c\Delta t}{2} = 4.5 \text{ cm} \quad (۴-۱۴)$$

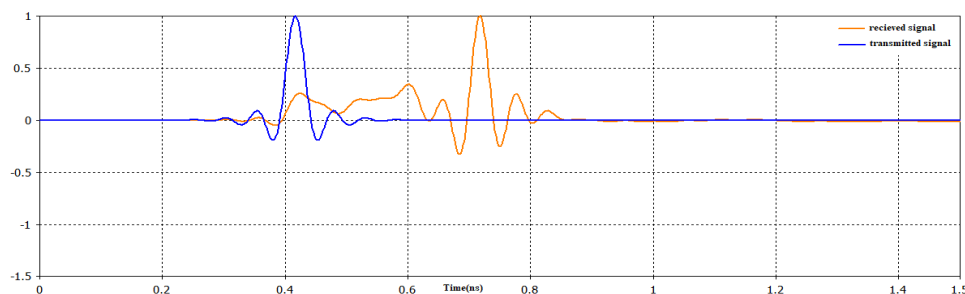
$$\text{نقطه مرکز فاز} = 4.5 - 13 = -8.5 \text{ cm}$$

با استفاده از فرمول (۴-۱۴) و تفاضل مقدار به دست آمده از فاصله‌ی ۱۳ سانتی‌متری مرکز فاز آنتن در فاصله‌ی ۸,۵ سانتی‌متری از سطح آنتن و در جلوی آن قرار دارد و در الگوریتم DAS موقعیت آنتن را متناظر با این فاصله در نظر گرفته و فرض می‌کنیم آنتن از این مکان موج را به صورت کروی در فضا منتشر می‌کند.



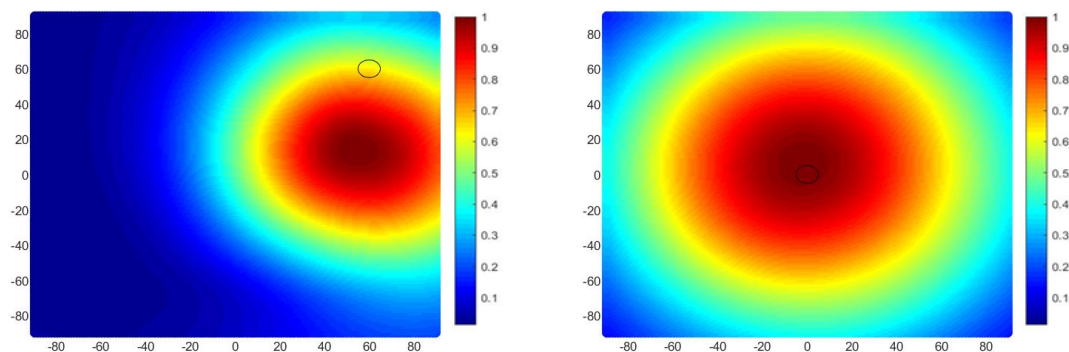
شکل (۴-۱۳)- سیگنال‌های ارسالی و دریافتی از صفحه PEC که در فاصله‌ی ۱۳ سانتی‌متری از آنتن واقع شده با استفاده از سیگنال گوسی

جهت اطمینان از درستی نقطه مرکز فاز به دست آمده آزمایش دیگری با سیگنال ارسالی از نوع Impulse در همان فاصله‌ی ۱۳ سانتی‌متری از صفحه‌ی PEC انجام دادیم و تأخیر به دست آمده بین سیگنال‌های ارسالی و دریافتی همان مقدار تقریبی 0.3 نانوثانیه مطابق شکل (۴-۱۴) حاصل شد که همان مقدار ۸,۵ سانتی‌متری برای مرکز فاز به دست می‌آید.



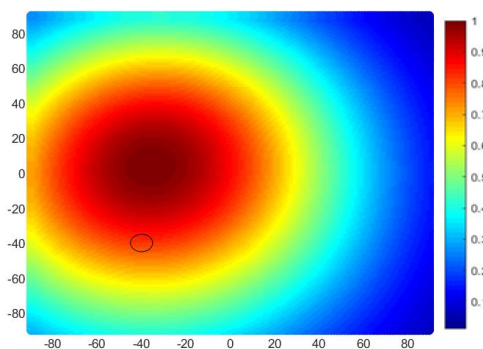
شکل (۴-۱۴)- سیگنال‌های ارسالی و دریافتی از صفحه PEC که در فاصله‌ی ۱۳ سانتی‌متری از آنتن با استفاده از سیگنال Impulse

حال با توجه به فاصله‌ی ۸٫۵ سانتی‌متری به‌عنوان مرکز فاز آنتن و اینکه در شبیه‌سازی صورت گرفته فاصله‌ی آنتن تا سطح بافت برابر ۱۵ سانتی‌متر می‌باشد باید در الگوریتم تصویربرداری فاصله‌ی آنتن تا سطح بافت را برابر $d = 15 - 8/5 = 6/5$ سانتی‌متر در نظر بگیریم. در ادامه به سراغ بازسازی تصویر تومور PEC که در داخل فانتوم مکعبی شکل می‌باشد می‌رویم. در اینجا کالیبراسیون را به روش (a) انجام می‌دهیم. با توجه به ابعاد فانتوم برای سویپ آنتن در صفحه x و y بازه‌ی (۸۰- تا ۸۰+) میلی‌متر با گام‌های حرکتی ۲۰ میلی‌متر در نظر می‌گیریم که در مجموع شامل ۸۱ مکان مختلف جهت قرارگیری آنتن می‌باشد. شکل‌های حاصل شده از بازسازی تصویر به‌صورت شکل (۴-۱۴) می‌باشد. دایره مشکی رنگ در تصویر مکان واقعی تومور را نشان می‌دهد.



(ب)

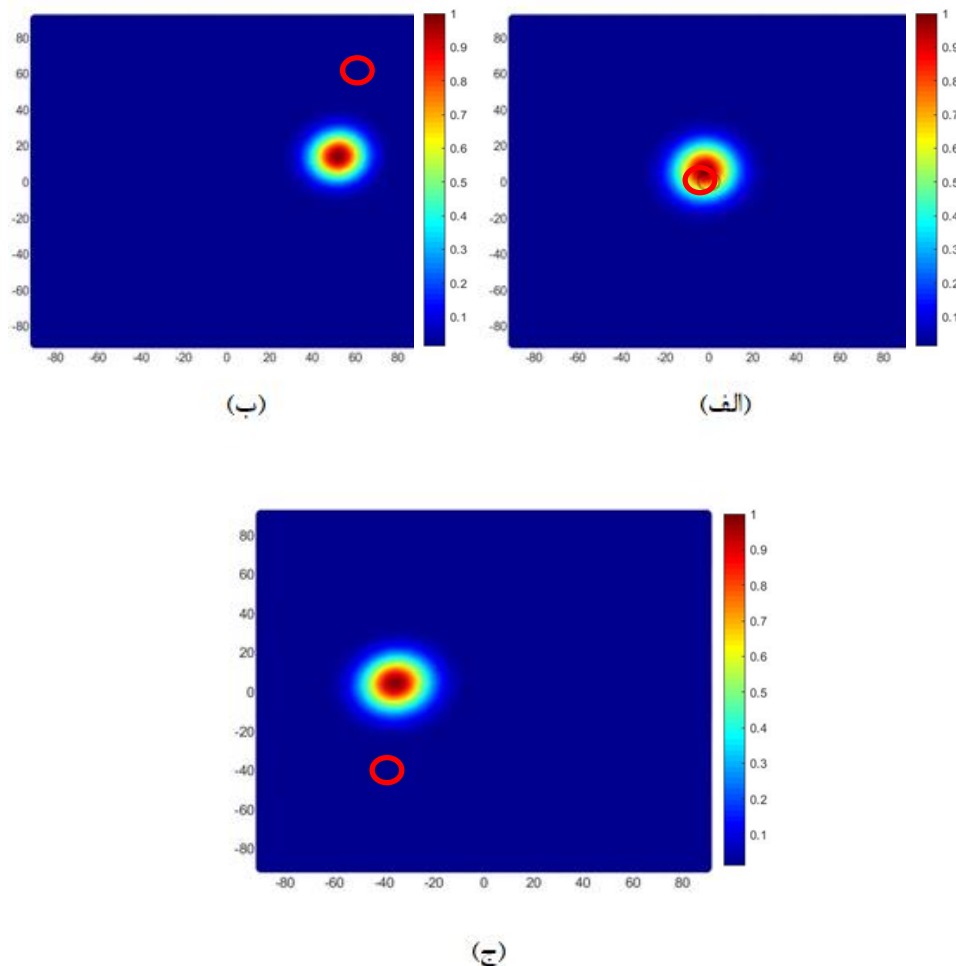
(الف)



(ج)

شکل (۴-۱۵) حاصل از تصویربرداری با تومور PEC و فانتوم با مشخصات $\sigma = 0.2 \left(\frac{s}{m}\right)$ و $\epsilon_r = 4.5$ (الف) تومور در مکان (0,0) قرار دارد. (ب) تومور در مکان (60,60) قرار دارد. (ج) تومور در مکان (-40,-40) قرار دارد

با توجه به دقت پایین در تصاویر بازسازی شده شکل (۴-۱۵) به سراغ روش‌های دیگر کالیبراسیون می‌رویم اما قبل از آن به سراغ کاهش کلاتر تصویر و متمرکزتر کردن انرژی در پیکسل‌های تصویر به دست آمده می‌رویم. برای این منظور با تست‌های مکرر به این نتیجه پی بریم که با افزایش توان رابطه‌ی (۴-۱۰) سطح انرژی تصویر حاصل شده کاهش محسوسی خواهد کرد. در شکل (۴-۱۶) توان استفاده شده در رابطه‌ی (۴-۱۰) برای تصاویر ۲۰۰ می‌باشد و با افزایش بیشتر این توان تومور آشکار شده با انرژی متمرکزتری حاصل می‌شود.

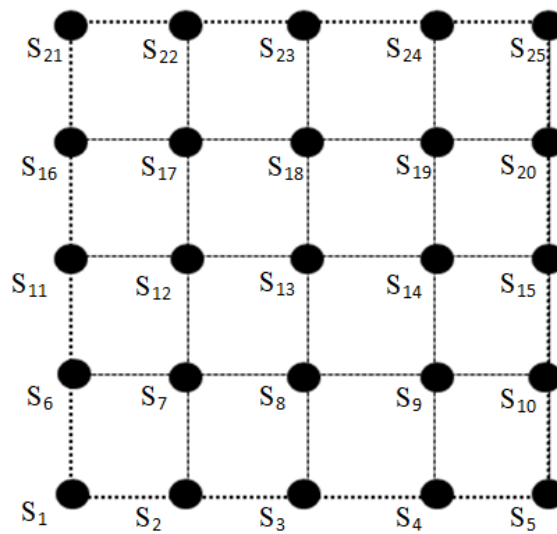


شکل (۴-۱۶) - تصاویر با توان ۲۰۰

با توجه به تصاویر حاصل شده در شکل (۴-۱۶) مشخص است که فقط در شکل الف که تومور در مکان (۰ و ۰) قرار دارد مکان تومور به درستی تشخیص داده شده است اما در تصویر شکل (ب) و (ج) که به ترتیب مکان تومور در (۶۰ و ۶۰) و (۴۰ و ۴۰-) قرار دارد و با دایره قرمز رنگ مشخص شده، تشخیص تومور با خطا همراه است. البته در این مرحله کالیبراسیون‌های نوع (c) و (e) را نیز بررسی کردیم که تصاویر به دست آمده همچنان از دقت خوبی جهت آشکارسازی برخوردار نیستند. در ادامه برای رفع این خطا در تشخیص تومور از دو روش دیگر که نسبت به روش‌های ذکر شده در کالیبراسیون با تغییراتی همراه هستند استفاده می‌کنیم.

۴-۹-روش اول:

این روش مشابه کالیبراسیون نوع (d) می‌باشد اما بجای تفاضل تک‌تک سیگنال‌های دریافتی از میانگین سیگنال‌های دریافتی در دو طرف آنتن از راه دیگری استفاده کردیم و در آن سیگنال دریافتی در هر موقعیت را از میانگین موقعیت‌های اطراف آن مکان که آنتن در آن حضور داشته کم می‌کنیم. برای مثال مطابق شکل (۴-۱۷) فرض می‌کنیم یک اسکن 5×5 در ۲۵ مکان مختلف داریم. نحوه‌ی شماره‌گذاری سیگنال‌ها به همان ترتیبی است که آنتن در اسکن صفحه‌ای حرکت می‌کند. برای محاسبه‌ی سیگنال‌های کالیبره شده به صورت زیر عمل می‌کنیم و سه دسته فرمول با توجه به موقعیت قرارگیری آنتن خواهیم داشت.



شکل (۴-۱۷)- شماره گذاری مکان‌ها در حالت فرضی اسکن ۵×۵ برای روش اول

منظور از S در شکل بالا سیگنال حوزه‌ی زمان دریافتی آنتن می‌باشد. چهار نقطه‌ی گوشه‌ی سطح مربعی شکل یعنی شماره‌های ۱ و ۵ و ۲۱ و ۲۵ به صورت زیر محاسبه می‌شوند:

$$S_1 = S_1 - \frac{\sum(S_2 + S_7 + S_6)}{3} \quad (۴-۱۵)$$

$$S_5 = S_5 - \frac{\sum(S_4 + S_9 + S_{10})}{3} \quad (۴-۱۶)$$

و همین‌طور برای دو مکان دیگر یعنی مکان ۲۱ و ۲۵ نیز به همین شیوه محاسبه می‌کنیم. مکان‌هایی که در شکل (۴-۱۷) در ضلع‌های کناری واقع شده به جز گوشه‌ها یعنی مکان‌های ۲ و ۳ و ۴ و ۶ و ۱۱ و ۱۶ و ۱۰ و ۱۵ و ۲۰ و ۲۲ و ۲۳ و ۲۴ به صورت زیر محاسبه می‌شوند به عنوان مثال برای خواهیم داشت: S_2 مکان

$$S_2 = S_2 - \frac{\sum(S_1 + S_3 + S_6 + S_7 + S_8)}{5} \quad (۴-۱۷)$$

و ...

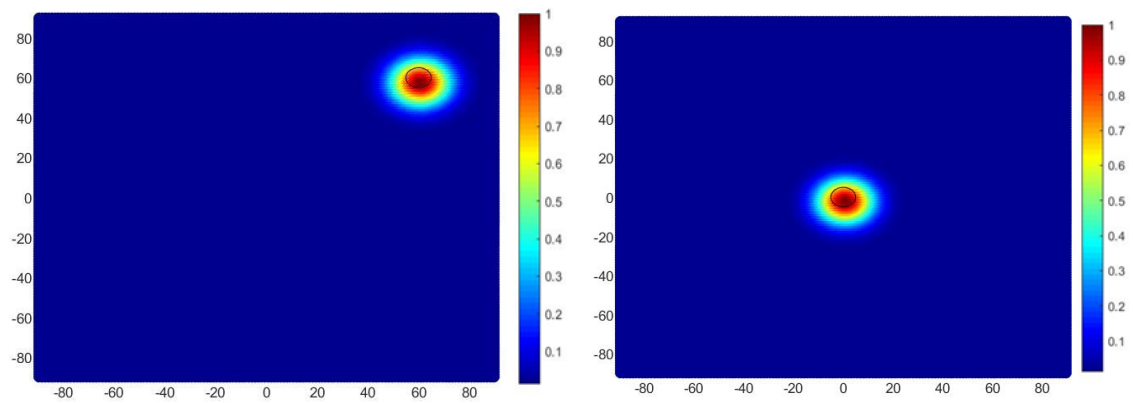
و در نهایت برای بقیه‌ی مکان‌ها رابطه به صورت زیر نوشته می‌شود به عنوان مثال برای یکی از این نقاط خواهیم داشت:

$$S_7 = S_7 - \frac{\sum(S_1+S_2+S_3+S_6+S_8+S_{11}+S_{12}+S_{13})}{8} \quad (۱۸-۴)$$

با استفاده از این شیوه سیگنال‌ها را کالیبره می‌کنیم اما بازهم تصویر حاصل شده در دو مکان (۶۰،۶۰) و (۴۰،-۴۰) که در شکل (۱۶-۴) قسمت (ب) و (ج) دقت کافی نداشتند در اینجا نیز مانند شکل (۱۶-۴) تصاویر بازسازی می‌شوند و از دقت خوبی برخوردار نیستند. در ادامه با بررسی سیگنال‌ها، از روش دیگری استفاده می‌کنیم.

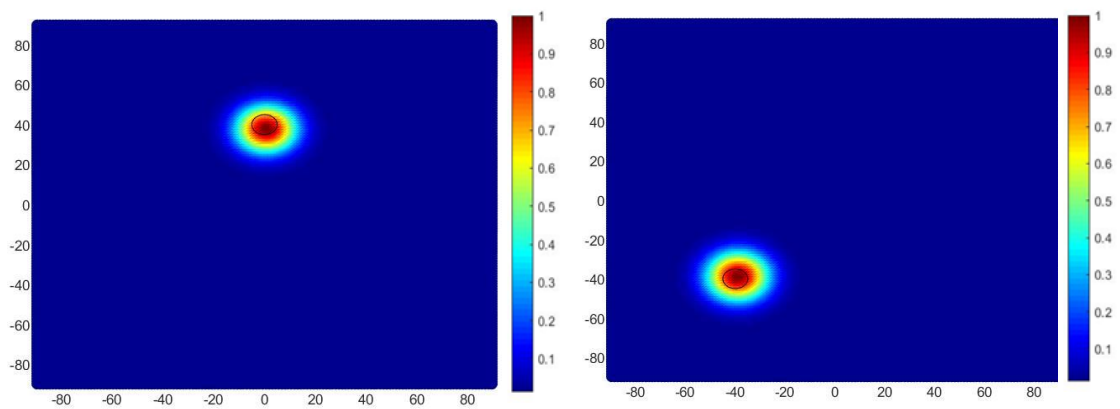
۴-۱۰- روش دوم:

در این قسمت با بررسی سطح آستانه که برای آشکارسازی سیگنال‌های هدف در رادار استفاده می‌شود ایده گرفتیم و سعی می‌کنیم سیگنال‌های بازگشتی که در مکان‌هایی به جز روبروی تومور هستند را در مرحله‌ی اول تشخیص دهیم و در مرحله‌ی بعد سطح این سیگنال‌ها را تا حدی کم کنیم که کار آشکارسازی راحت‌تر شود. سیگنال‌های دریافتی پس از آنکه روی آن‌ها عمل کالیبراسیون نوع (a) صورت گرفت ابتدا نرمالیزه کرده و سپس سیگنالی که دارای بیشترین مقدار دامنه است را تغییری نمی‌دهیم و بقیه‌ی سیگنال‌های دریافتی را به اندازه‌ای کاهش می‌دهیم که سطح سیگنال‌های دیگر به حد کافی کاهش یابند البته مراحل ذکر شده همه به صورت کد نویسی در متلب اجرا می‌شوند. استفاده از این شیوه دقت خوبی از محل حضور تومور داشته است که نتایج آن را در شکل (۱۸-۴) مشاهده می‌کنید. توان استفاده شده در رابطه (۱۰-۴) نیز ۲۰۰ می‌باشد



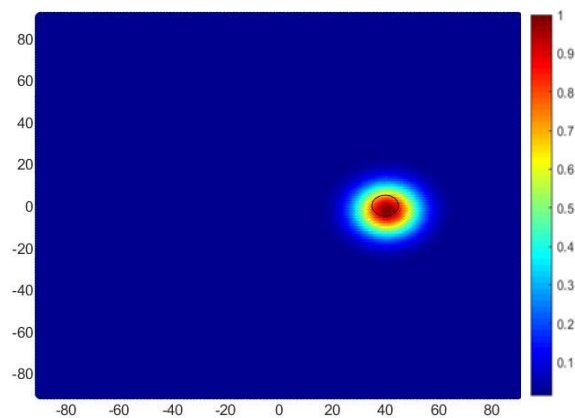
(ب)

(الف)



(د)

(ج)



(ه)

شکل (۴-۱۸)- شکل حاصل از تصویربرداری با تومور PEC و فانتوم با مشخصات $\sigma = 0.2 \left(\frac{s}{m}\right)$ و $\varepsilon_f = 4.5$ با استفاده از روش دوم. (الف) تومور در مکان $(0,0)$ قرار دارد. (ب) تومور در مکان $(60,60)$ قرار دارد. (ج) تومور در مکان $(-40,-40)$ قرار دارد. (د) تومور در مکان $(0,40)$. (ه) تومور در مکان $(40,0)$.

۴-۱۱- بررسی کیفیت تصاویر بازسازی شده

جهت تجزیه و تحلیل تصاویر بازسازی شده و دقت آشکارسازی^۱، می‌توان از نسبت سیگنال به کلاتر (SCR)^۱ برای اندازه‌گیری کنتراست بین تومور و کلاتر موجود در تصویر به دست آمده استفاده کرد.

نسبت سیگنال به کلاتر نیز به صورت رابطه (۴-۱۹) بیان می‌شود:

$$SCR = 20 \log_{10} \left(\frac{S_{max}}{C_{max}} \right) \quad (\text{dB}) \quad (4-19)$$

در رابطه فوق S_{max} حداکثر انرژی متعلق به مکان تومور و C_{max} ماکزیمم انرژی مربوط به کلاتر در تصویر بازسازی شده می‌باشد [۵۳]. پارامتر نسبت سیگنال به کلاتر کنتراست بین انرژی تومور و دومین انرژی قوی (به جز تومور) که به صورت کلاتر در تصویر ظاهر می‌شود. اگر تصویر شامل چند کلاتر باشد باید کلاتری که انرژی بزرگ‌تری دارد را در نظر بگیریم. منفی شدن مقادیر SCR نشان‌دهنده آن است که بیشترین بازتاب در تصویر مربوط به منطقه‌ای خارج از محل واقعی تومور می‌باشد و مکان دقیق تومور شناسایی نشده است درحالی‌که مقادیر بزرگ SCR بیانگر غالب بودن پاسخ تومور در تصویر بازسازی شده نسبت به ناحیه‌ی کلاتر و کیفیت بالاتر تصویر می‌باشد.

در شکل (۴-۱۸) با توجه به اینکه تصاویر حاصل شده از بازسازی تومور PEC از دقت بسیار خوبی در آشکارسازی محل تومور برخوردار می‌باشد و همچنین کلاتر تصویر نیز بسیار کم و تقریباً صفر می‌باشد بنابراین مقدار SCR عددی بسیار بزرگ خواهد شد.

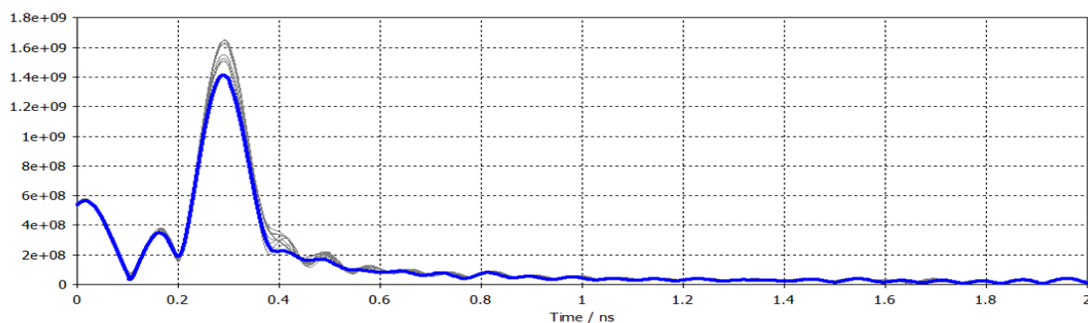
۴-۱۲- آشکارسازی تومور دی‌الکتریک در داخل فانتوم:

در این بخش به جای استفاده از یک تومور PEC از یک تومور واقعی با ضرایب دی‌الکتریک و مشخصات $\epsilon_r = 50$ و $\sigma = 4 (S/m)$ استفاده کردیم و جنس فانتوم تغییری نکرده و مانند حالت قبل است که

¹ Signal to clutter ratio

با این انتخاب به واقعیت نزدیک تر می شویم و کنتراست کمتری بین تومور و فانتوم می باشد. چپش و ابعاد و فاصله ها نسبت به حالت قبل تغییری نمی کند.

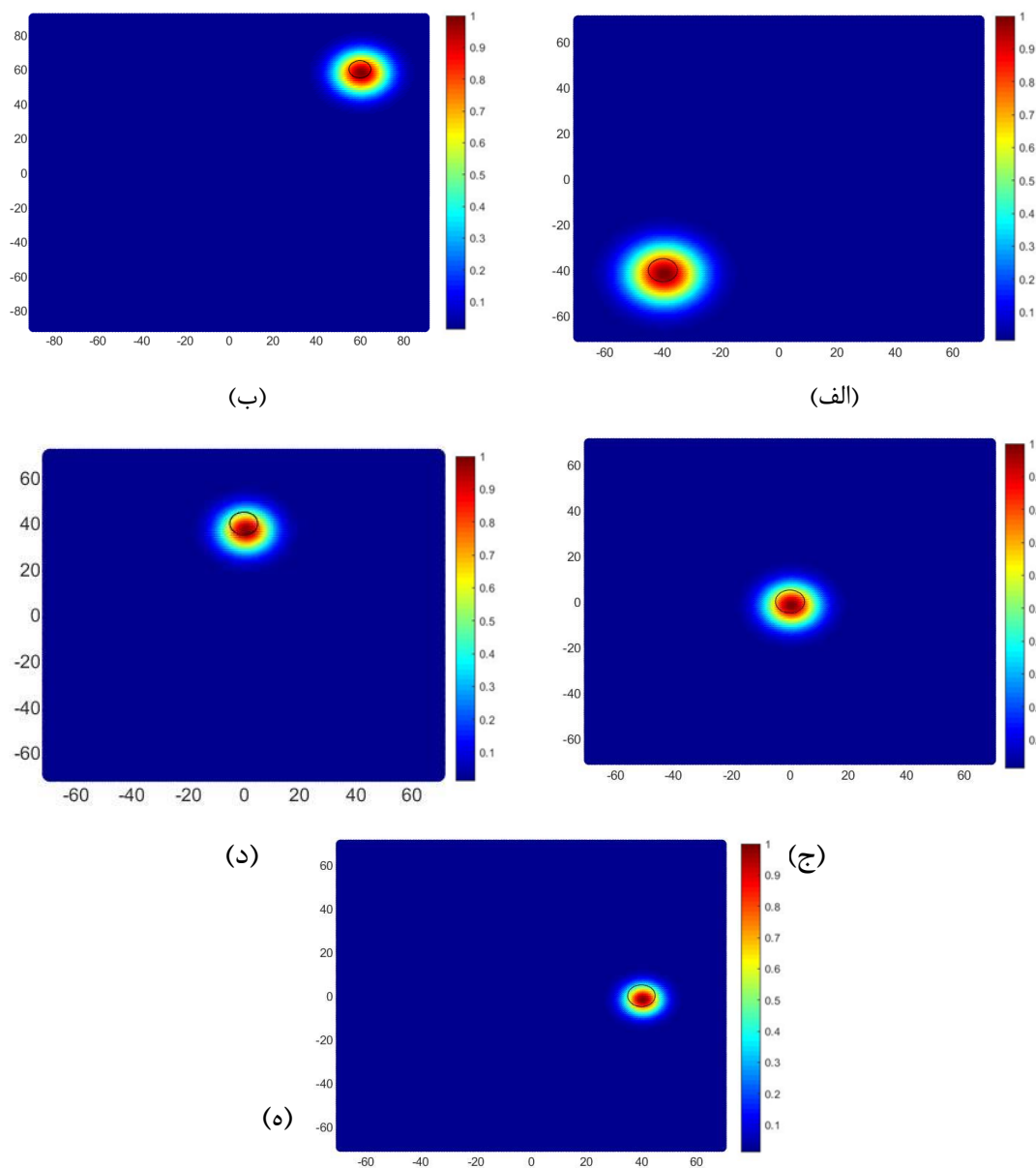
در شبیه سازی اول تومو را در مکان (۶۰ و ۶۰) قرار می دهیم. با بررسی سیگنال های دریافتی پی بردیم که اندازه سیگنال دریافتی روبروی تومور نسبت به بقیه ی سیگنال ها دامنه کمتری دارد. که در شکل (۴-۱۹) با رنگ آبی مشخص شده است. از این رو می توانیم با استفاده از یک تکنیک ساده و فقط با یک بار اسکن کردن جسم آشکارسازی دقیقی از تومور قرار گرفته در داخل فانتوم داشت. روش استفاده شده جهت بازسازی تصویر به این صورت است که ابتدا ماکزیمم سیگنال دریافتی آنتن را از تمام سیگنال های دریافت شده کم کرده به نحوی که مقادیر منفی را صفر کرده و سپس روش دوم کالیبراسیون را روی تمام سیگنال ها اعمال کرده و سپس از الگوریتم DAS جهت بازسازی تصویر استفاده می کنیم.



شکل (۴-۱۹)-اندازه سیگنال دریافتی در حالت تومور با مشخصات $\epsilon_r = 50$ و $\sigma = 4(S/m)$ و فانتوم با مشخصات $\epsilon_r = 4.5$ و $\sigma = 0.2(S/m)$

شکل (۴-۲۰) تصاویر گرفته شده از موقعیت مختلف با استفاده از این تکنیک را نشان می دهد. توان استفاده شده در رابطه (۴-۱۰) در اینجا نیز ۲۰۰ می باشد. با توجه به طولانی شدن شبیه سازی به جهت اینکه آنتن می بایست در ۸۱ مکان سوییپ انجام دهد در سه شبیه سازی که تومور در مکان های (۰ و ۰) و (۰ و ۴۰) و (۴۰ و ۰) قرار دارد، فقط ابعاد فانتوم را تغییر داده و از $5 \times 16 \times 16$ سانتی متر مکعب به $5 \times 12 \times 12$ سانتی متر مکعب تغییر می دهیم. با این تغییرات و انتخاب گام ۲۰ میلی متر تعداد مکان های اسکن از ۸۱ مکان به ۴۹ مکان کاهش می یابد که زمان کمتری جهت شبیه سازی

صرف می‌شود اما باید این نکته را در نظر گرفت که در زمینه تصویربرداری مایکروویو هرچه تعداد داده‌های برگشتی از تومور بیشتر و همچنین گام‌های حرکتی که در اینجا ۲۰ میلی‌متر در نظر گرفته‌ایم کوچک‌تر باشد، آشکارسازی دقیق‌تری خواهیم داشت.



شکل (۴-۲۰) - شکل حاصل از تصویربرداری با تومور $\varepsilon_r = 50$ و $\sigma = 4(S/m)$ و فانتوم با مشخصات $\sigma = 0.2(\frac{S}{m})$ و $\varepsilon_r = 4.5$ با استفاده از روش دوم. (الف) تومور در مکان $(-40, -40)$ قرار دارد. (ب) تومور در مکان $(60, 60)$ قرار دارد. (ج) تومور در مکان $(0, 0)$. (د) تومور در مکان $(0, 40)$. (ه) تومور در مکان $(40, 0)$.

جهت بررسی کیفیت و دقت تصاویر حاصل شده از شکل (۴-۱۸) و (۴-۲۰) مشخص است که تصاویر در این بخش نیز از سطح SCR بسیار بالایی به دلیل عدم حضور کلاتر برخوردار می‌باشد. جهت

مقایسه نتایج این پایان نامه با برخی از مقالات در زمینه تصویربرداری میکروویو جدول (۴-۱) تشکیل شده است.

جدول (۴-۱)- بررسی نسبت سیگنال به کلاتر (dB) در تصاویر بازسازی شده الگوریتم کانفوکال در برخی از مقالات

مرجع	نوع آنتن و بازه فرکانسی و نحوه اسکن	الگوریتم استفاده شده	نسبت سیگنال به کلاتر (dB)	ابعاد تومور (mm)	مشخصات دی الکتریک فانتوم و تومور
[۵۳] و [۵۴]	آنتن شیپوری در بازه فرکانسی ۱ تا ۸ گیگاهرتز و اسکن به صورت دایروی	DAS	در بیشترین حالت برابر ۳dB	تومور قطری برابر ۱۰ تا ۱۵ میلی متر دارد	فانتوم به شکل نیم کروی نامتقارن و تشکیل شده از گلیسیرین و تریتون می باشد تومور از محلول نمک ساخته شده است
		DMAS	در بیشترین حالت برابر ۴dB		
[۵۵]	آنتن مونوپل در بازه فرکانسی ۵۰ مگاهرتز تا ۲۰ گیگاهرتز و اسکن به صورت دایروی	DAS	در آزمایش های مختلف بین ۱ تا ۱۲/۲ می باشد	قطر تومور برابر ۱۰ تا ۵۰ میلی متر دارد	استفاده از لوله PVC و چوب و آب با کنتراست نزدیک به فانتوم و تومور
[۵۰]	آرایه آنتنی شامل ۷ عنصر و حل عددی معادلات ماکسول به روش 2-D FDTD در بازه فرکانسی ۰/۱ تا ۱۵/۵ گیگاهرتز و اسکن به صورت صفحه ای	DMAS	بین ۴/۴۶ تا ۴/۸۹	قطر تومور برابر ۵ میلی متر	مشخصات تومور : $\sigma = 7 \text{ s/m}$ ($\epsilon_r = 50$) مشخصات فانتوم: $\sigma = 0.4 \text{ s/m}$ ($\epsilon_r = 9$) مشخصات پوست: $\sigma = 4 \text{ s/m}$ ($\epsilon_r = 36$)
[۵۶]	شامل ۱۶ آنتن میکرواستریپ روزه ای با پیچ پستی در بازه فرکانسی ۴ تا ۹ گیگاهرتز و اسکن به صورت نیم کروی	DAS	برای تومور ۴ میلی متری برابر ۰/۴۵ و برای تومور ۶ میلی متری برابر ۶/۲	قطر تومور برابر ۴ و ۶ میلی متر	مشخصات تومور : $\sigma = 7 \text{ s/m}$ ($\epsilon_r = 50$) و مشخصات فانتوم با کنتراست ۵:۱ انتخاب شده است

با بررسی نتایج نسبت سیگنال به کلاتر مقالات جدول (۴-۱) و تصاویر بازسازی شده در این پایان نامه از افزایش این پارامتر و دقت زیاد در تشخیص محل تومور در تصاویر آشکارسازی شده نتیجه می دهد.

فصل پنجم

نتیجه‌گیری و ارائه پیشنهادها

۵-۱- نتیجه گیری

در این پایان نامه در فصل اول به ضرورت پژوهش و تحقیق در زمینه تصویربرداری از تومور سینه پرداخته شد و بیان شد که رسیدن به یک روش غربالگری ایمن و مطمئن از اهداف محققان جهت تشخیص زود هنگام سرطان سینه در مراحل اولیه است بر همین اساس روش تصویربرداری میکروویو یکی از روش های جدید مورد مطالعه می باشد.

در فصل دوم به مرور کارهای گذشته و سیستم های عملی و کلینیکی ساخته شده توسط برخی از دانشگاه های مطرح در زمینه تصویربرداری میکروویو پرداخته شد تا آشنایی کلی از سیستم ها و تجهیزات فنی ساخته شده و نحوه ی تصویربرداری از بافت سینه داشته باشیم.

در فصل سوم به یکی از مهم ترین بخش های یک سیستم تصویربرداری که داشتن آنتن فرایهن باند می باشد پرداختیم و طبق بررسی های صورت گرفته بر روی کارهای گذشته و ملزومات ذکر شده در این فصل آنتنی طراحی کردیم که تمام ویژگی های یک آنتن مطلوب جهت استفاده در سیستم تصویربرداری میکروویو را داشته باشد. بنابراین آنتن حلزونی لگاریتمی با محفظه پستی و جاذب را معرفی کردیم . آنتن حلزونی به همراه بالن کواکسیال طراحی شده از پهنای باند امپدانسی و پهنای باند نسبت محوری خوبی برخوردار است همچنین پایداری پترن تشعشعی و بالا بودن نسبت تشعشع در جلوی آنتن به پشت آنتن به دلیل یک جهته بودن پترن از ویژگی های خوب آنتن طراحی شده می باشد علاوه براین با بررسی مشخصات حوزه زمان آنتن ، پارامترهای اعوجاج آنتن نظیر ضریب همبستگی و تأخیر گروه مقادیر مطلوبی به دست آمده. در ادامه با توجه به اینکه بالن کواکسیال استفاده شده در عمل و برای ساخت این بالن ممکن است چالش هایی به وجود بیاید سعی کردیم بالن دیگری طراحی کنیم که هم مشخصات فرکانسی و زمانی آنتن قبل حفظ شود و هم از لحاظ ساخت با پیچیدگی های کمتری همراه باشیم به همین منظور بالن کواکسیال باریک شونده با در نظر گرفتن زیر لایه های قابل دسترس طراحی شد که نتایج خوبی نیز به دست آمد. با مقایسه دو آنتن طراحی شده

با آنتن‌های استفاده شده در سیستم تصویربرداری میکروویو با پلاریزاسیون دایروی به این نتیجه رسیدیم که آنتن طراحی شده از لحاظ پهنای باند امیدانسی و پهنای باند نسبت محوری و مشخصات تشعشی و پارامترهای اعوجاج نسبت به کارهای قبلی عملکرد بهتری دارد.

در فصل چهارم به سراغ پیاده‌سازی آنتن طراحی شده و استفاده از الگوریتم کانفوکال جهت تصویربرداری میکروویو، سیستمی با توجه به انتخاب روش اسکن صفحه‌ای و اندازه‌گیری به صورت تک‌پایه شبیه‌سازی کردیم. جهت بازسازی تصویر از مدل‌های تومور PEC تا مدل‌های با کنتراست نزدیک به واقعیت پیش رفتیم. در این قسمت با بررسی روابط تصویربرداری و تغییرات که روی آن انجام دادیم متوجه تأثیر انتخاب توان‌های بالا در رابطه (۴-۱۰) در کاهش کلاتر تصویر بازسازی شده و متمرکز کردن انرژی در ناحیه تصویر شدیم. علاوه بر آن محاسبه مرجع فاز می‌تواند دقت تصاویر بازسازی شده را نیز افزایش دهد. با توجه به بررسی‌های مختلفی که جهت انجام کالیبراسیون سیگنال‌های دریافتی انجام دادیم سعی کردیم مدل‌های دیگری را نیز بررسی و آزمایش کنیم که از این بین روش اولی که معرفی و تست شد به تصاویر دقیقی برای بازسازی تومور نرسیدیم اما با بررسی سیگنال‌های دریافتی و استفاده از سطح آستانه در کد نویسی به تصاویر دقیقی از محل تومور رسیدیم. در شبیه‌سازی زمانی که از تومور و فانتوم دی‌الکتریک استفاده کردیم دریافتیم که در این حالت حتی با یک بار اسکن محیط و با شرایطی که برای کالیبراسیون در نظر گرفتیم می‌توانیم تصاویر با دقت بسیار بالایی به دست بیاوریم. در تصاویر حاصل شده نسبت سیگنال به کلاتر بسیار بالایی به دست می‌آید که در مقایسه با کارهای مشابه می‌توان نتیجه گرفت که بزرگ شدن این پارامتر باعث افزایش کیفیت و دقت تصاویر بازسازی شده می‌شود.

۵-۲- پیشنهادها

پیشنهادهای زیر جهت ادامه پروژه ارائه می‌شود.

- از آرایه‌ای از آنتن‌ها جهت تصویربرداری و بررسی تصاویر استفاده کنیم و یا روش اندازه‌گیری را به صورت دوپایه یا چندپایه انجام شود.
- از الگوریتم‌های دیگر روش کانفوکال معرفی شده در این پایان‌نامه استفاده شود و نتایج با تصاویر بدست آمده با الگوریتم DAS این پایان‌نامه مقایسه شود.
- استفاده از سیگنال تحریک متفاوت که در این پایان‌نامه تحریک به صورت گوسی شکل بود.
- شبیه‌سازی به همراه لحاظ کردن محیط تطبیق بین آنتن و بافت.
- شبیه‌سازی فانتوم‌هایی به صورت نامتقارن.
- استفاده از الگوریتم‌های توموگرافی جهت تصویربرداری.
- استفاده از الگوریتم‌های Time reversal جهت بازسازی تصویر.

- [1] Available: <https://www.khabaronline.ir/news/1310188>
- [2] C. K. Kuhl *et al.*, "Mammography, breast ultrasound, and magnetic resonance imaging for surveillance of women at high familial risk for breast cancer," *Journal of clinical oncology*, vol. 23, no. 33, pp. 8469-8476, 2005.
- [3] S. H. Son, N. Simonov, H. J. Kim, J. M. Lee, and S. I. Jeon, "Preclinical prototype development of a microwave tomography system for breast cancer detection," *ETRI journal*, vol. 32, no. 6, pp. 901-910, 2010.
- [4] V. Zhurbenko, T. Rubæk, V. Krozer, and P. Meincke, "Design and realisation of a microwave three-dimensional imaging system with application to breast-cancer detection," *IET microwaves, antennas & propagation*, vol. 4, no. 12, pp. 2200-2211, 2010.
- [5] J. L. Volakis, C.-C. Chen, and K. Fujimoto, *Small antennas: miniaturization techniques & applications*. McGraw-Hill, 2010.
- [6] W. Zhi, F. Chin, and M. Chia, "Near field uwb lcmv imaging for breast cancer detection with entropy based artifacts removal," in *2006 IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing Proceedings*, 2006, vol. 2, pp. II-II: IEEE.
- [7] T. Sugitani, S. Kubota, A. Toya, X. Xiao, and T. Kikkawa, "A Compact 4\$times\$4 Planar UWB Antenna Array for 3-D Breast Cancer Detection," *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 12, pp. 733-736, 2013.
- [8] E. C. Fear, X. Li, S. C. Hagness, and M. A. Stuchly, "Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Localization of tumors in three dimensions," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 49, no. 8, pp. 812-822, 2002.
- [9] W. Shao, B. Zhou, Z. Zheng, and G. Wang, "UWB microwave imaging for breast tumor detection in inhomogeneous tissue," in *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2006, pp. 1496-1499: IEEE.
- [10] D. Li, P. M. Meaney, T. Raynolds, S. A. Pendergrass, M. W. Fanning, and K. D. Paulsen, "Parallel-detection microwave spectroscopy system for breast imaging," *Review of Scientific Instruments*, vol. 75, no. 7, pp. 2305-2313, 2004.

- [11] E. C. Fear, S. C. Hagness, P. M. Meaney, M. Okoniewski, and M. A. Stuchly, "Enhancing breast tumor detection with near-field imaging," *IEEE Microwave Magazine*, vol. 3, no. 1, pp. 48-56, 2002.
- [12] M. Morrow, J. Waters, and E. Morris, "MRI for breast cancer screening, diagnosis, and treatment," *The Lancet*, vol. 378, no. 9805, pp. 1804-1811, 2011.
- [13] S. C. Hagness, A. Taflove, and J. E. Bridges, "Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: Fixed-focus and antenna-array sensors," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 45, no. 12, pp. 1470-1479, 1998.
- [14] M. Nakhkash, "The application of ground penetrating radar to the characterisation of multi-layered media," University of Liverpool, 1999.
- [15] P. Meincke, "Linear GPR inversion for lossy soil and a planar air-soil interface," *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 39, no. 12, pp. 2713-2721, 2001.
- [16] J. Sachs, S. Ley, T. Just, S. Chamaani, and M. Helbig, "Differential ultra-wideband microwave imaging: Principle application challenges," *Sensors*, vol. 18, no. 7, p. 2136, 2018.
- [17] I. Craddock, A. Preece, J. Leendertz, M. Klemm, R. Nilavalan, and R. Benjamin, "Development of a hemi-spherical wideband antenna array for breast cancer imaging," 2006.
- [18] T. Henriksson *et al.*, "Clinical trials of a multistatic UWB radar for breast imaging," in *2011 Loughborough Antennas & Propagation Conference*, 2011, pp. 1-4.
- [19] H. Song *et al.*, "A radar-based breast cancer detection system using CMOS integrated circuits," *IEEE Access*, vol. 3, pp. 2111-2121, 2015.
- [20] M. Yousefnia, A. Ebrahimzadeh, M. Dehmollaian, and A. Madannejad, "A time-reversal imaging system for breast screening: Theory and initial phantom results," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 65, no. 11, pp. 2542-2551, 2018.
- [21] C. A. Balanis, *Antenna theory: analysis and design*. John wiley & sons, 2016.
- [22] N. Telzhensky and Y. Leviatan, "Planar Differential Elliptical UWB Antenna Optimization," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 54, no. 11, pp. 3400-3406, 2006.
- [23] S. F. Beegum and S. K. Mishra, "Spectral, temporal and spatial domain analysis of a compact floral-shaped UWB monopole antenna," in *2015 International Conference on Microwave, Optical and Communication Engineering (ICMOCE)*, 2015, pp. 268-271.
- [24] Z. Lasemi and Z. Atlasbaf, "Impact of Fidelity Factor on Breast Cancer Detection," *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 19, no. 10, pp. 1649-1653, 2020.

- [25] D. Lamensdorf and L. Susman, "Baseband-pulse-antenna techniques," *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 36, no. 1, pp. 20-30, 1994.
- [26] K. Vinayagamoorthy, "Design and implementation of wideband baluns for Archimedean spiral antennas," Queensland University of Technology, 2011.
- [27] J. Dyson, "The equiangular spiral antenna," *IRE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 7, no. 2, pp. 181-187, 1959.
- [28] J. L. Volakis, *Antenna engineering handbook*. McGraw-Hill Education, 2007.
- [29] D. F. Bowman, "Impedance matching and broadbanding," *Antenna Engineering Handbook*, vol. 2, pp. 43-2, 1993.
- [30] A. Magus, "Antenna Magus," *Antenna Magus*, [Online]. Available: <http://www.antennamagus.com/>. [Accessed 26 February 2016].
- [31] R. W. Klopfenstein, "A transmission line taper of improved design," *Proceedings of the IRE*, vol. 44, no. 1, pp. 31-35, 1956.
- [32] R. G. Corzine and J. A. Mosko, *Four-arm spiral antennas*. Artech House Antenna Library, 1990.
- [33] D. R. Jackson and J. Volakis, "Microstrip antennas," *Antenna engineering handbook*, vol. 4, 2007.
- [34] A. Akbarpour and S. Chamaani, "Ultrawideband Circularly Polarized Antenna for Near-Field SAR Imaging Applications," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 68, no. 6, pp. 4218-4228, 2020.
- [35] M. A. Elmansouri and D. S. Filipovic, "Low-dispersion spiral antennas," *IEEE transactions on antennas and propagation*, vol. 60, no. 12, pp. 5522-5530, 2012.
- [36] S.-G. Mao, J.-C. Yeh, and S.-L. Chen, "Ultrawideband circularly polarized spiral antenna using integrated balun with application to time-domain target detection," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 57, no. 7, pp. 1914-1920, 2009.
- [37] T. W. Eubanks and K. Chang, "A compact parallel-plane perpendicular-current feed for a modified equiangular spiral antenna," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 58, no. 7, pp. 2193-2202, 2010.
- [38] K. L. Carr, P. Cevasco, P. Dunlea, and J. Shaeffer, "Radiometric sensing: an adjuvant to mammography to determine breast biopsy," in *2000 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (Cat. No.00CH37017)*, 2000, vol. 2, pp. 929-932 vol.2.
- [39] R. A. Kruger, K. K. Kopecky, A. M. Aisen, D. R. Reinecke, G. A. Kruger, and W. L. Kiser Jr, "Thermoacoustic CT with radio waves: A medical imaging paradigm," *Radiology*, vol. 211, no. 1, pp. 275-278, 1999.

- [40] Q. H. Liu *et al.*, "Active microwave imaging. I. 2-D forward and inverse scattering methods," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 50, no. 1, pp. 123-133, 2002.
- [41] X. Li, S. Hagness, E. Fear, and M. Stuchly, "FDTD analysis of planar and cylindrical antenna-array configurations for 3D breast tumor localization using confocal microwave imaging," in *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium. 2001 Digest. Held in conjunction with: USNC/URSI National Radio Science Meeting (Cat. No. 01CH37229)*, 2001, vol. 1, pp. 246-249: IEEE.
- [42] M. Lazebnik *et al.*, "A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries," *Physics in medicine & biology*, vol. 52, no. 20, p. 6093, 2007.
- [43] X. Li and S. C. Hagness, "A confocal microwave imaging algorithm for breast cancer detection," *IEEE Microwave and wireless components letters*, vol. 11, no. 3, pp. 130-132, 2001.
- [44] X. Li, E. J. Bond, B. D. Van Veen, and S. C. Hagness, "An overview of ultra-wideband microwave imaging via space-time beamforming for early-stage breast-cancer detection," *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 47, no. 1, pp. 19-34, 2005.
- [45] A. T. Mobashsher, "Wideband microwave imaging system for brain injury diagnosis," 2016.
- [46] E. J. Bond, X. Li, S. C. Hagness, and B. D. Van Veen, "Microwave imaging via space-time beamforming for early detection of breast cancer," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 51, no. 8, pp. 1690-1705, 2003.
- [47] D. W. Winters, J. D. Shea, E. L. Madsen, G. R. Frank, B. D. Van Veen, and S. C. Hagness, "Estimating the breast surface using UWB microwave monostatic backscatter measurements," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 1, pp. 247-256, 2007.
- [48] D. W. Winters, E. J. Bond, B. D. Van Veen, and S. C. Hagness, "Estimation of the frequency-dependent average dielectric properties of breast tissue using a time-domain inverse scattering technique," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 54, no. 11, pp. 3517-3528, 2006.
- [49] J. Bourqui and E. C. Fear, "System for bulk dielectric permittivity estimation of breast tissues at microwave frequencies," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 64, no. 9, pp. 3001-3009, 2016.
- [50] H. B. Lim, N. T. T. Nhung, E. P. Li, and N. D. Thang, "Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Delay-Multiply-and-Sum Image Reconstruction Algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 6, pp. 1697-1704, 2008.

- [51] M. Klemm, I. Craddock, J. Leendertz, A. Preece, and R. Benjamin, "Improved delay-and-sum beamforming algorithm for breast cancer detection," *International Journal of Antennas and Propagation*, vol. 2008, 2008.
- [52] M. Klemm, J. Leendertz, D. Gibbins, I. Craddock, A. Preece, and R. Benjamin, "Microwave radar-based breast cancer detection: Imaging in inhomogeneous breast phantoms," *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 8, pp. 1349-1352, 2009.
- [53] T. Reimer, M. Solis-Nepote, and S. Pistorius, "The Application of an Iterative Structure to the Delay-and-Sum and the Delay-Multiply-and-Sum Beamformers in Breast Microwave Imaging," *Diagnostics*, vol. 10, no. 6, p. 411, 2020.
- [54] D. R. Herrera, T. Reimer, M. S. Nepote, and S. Pistorius, "Manufacture and testing of anthropomorphic 3D-printed breast phantoms using a microwave radar algorithm optimized for propagation speed," in *2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)*, 2017, pp. 3480-3484: IEEE.
- [55] E. C. Fear, J. Sill, and M. A. Stuchly, "Experimental feasibility study of confocal microwave imaging for breast tumor detection," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 51, no. 3, pp. 887-892, 2003.
- [56] M. Klemm, I. J. Craddock, J. A. Leendertz, A. Preece, and R. Benjamin, "Radar-based breast cancer detection using a hemispherical antenna array—Experimental results," *IEEE transactions on antennas and propagation*, vol. 57, no. 6, pp. 1692-1704, 2009.

Abstract

This dissertation investigates and simulates a microwave imaging system for breast cancer detection in the frequency range of 3 to 15 GHz and uses a confocal radar algorithm or delay and summation type (DAS). In the first step of this research, we examined the different antennas used in microwave imaging systems and with the studies performed, we reached a final conclusion about the requirements of a suitable antenna for use in this system. For this purpose, we selected and designed a logarithmic spiral antenna with circular polarization and back cavity that has good performance in terms of frequency and time. The design of this antenna due to the wide bandwidth and the presence of the back cavity and the use of balun to feed the antenna has faced challenges that have been overcome by using absorbers in the metal enclosure and proper design of the antenna and balun structure. The designed logarithmic spiral antenna has a wide axial ratio bandwidth and impedance bandwidth, and the antenna radiation pattern is stable in the frequency range of 3 to 15 GHz and has little distortion in the time domain. In the next step is to use the DAS imaging algorithm with the investigations and simulate the structure as a monostatic with plane placement. To start, we used a dielectric sphere in open space. By keeping the position of the antenna to be scanned on the X and Y screens, it changed the location of the tumor at five different points, and the resulting images were successful. Then a phantom in the form of a rectangular cube and a spherical tumor in accordance with the specifications given in different references has been designed to evaluate the performance of the antenna and the implemented algorithm has been used. The performance of the proposed method has been evaluated by moving the spherical tumor in different places, especially near the edges. Studies show that when the dielectric characteristics of the phantom and the tumor are selected with near realistic characteristics, even with a single phantom scan, the images reveal the location of the tumor with high accuracy. The obtained images have a high signal-to-clutter ratio compared to similar articles on the diagnosis of breast cancer by microwave imaging.

Keywords: microwave imaging , confocal radar algorithm , circular polarization , logarithmic spiral antenna , balun , monostatic , signal to clutter ratio



Shahrood University of Technology
Faculty of Electrical and Robotics Engineering
M.Sc. Thesis in Electromagnetic Wave and Field Engineering

**Design and Simulation of a Wideband Microwave Imaging
System for Breast Cancer Detection**

By : Behzad Salkhordeh

Supervisor :

Dr . Javad Ghalibafan

February 2021