

دانشگاه تبریز

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر  
گروه مخابرات

پایان نامه

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته  
مهندسی برق، گرایش مخابرات - میدان و موج

عنوان

# طراحی و ساخت آنتن UWB مایکرواستریپی برای کاربردهای تصویربرداری مایکروویوی

استاد راهنما

دکتر سعید نیک مهر

استاد مشاور

مهندس علی پورزیاد

پژوهشگر

صابر ملکی دولت آبادی

شهریور ۱۳۹۰

نام خانوادگی دانشجوی: ملکی دولت آبادی

نام: صابر

عنوان: طراحی و ساخت آنتن UWB مایکرواستریپی برای کاربردهای تصویربرداری مایکروویوی

استاد راهنما: دکتر سعید نیک مهر

استاد مشاور: مهندس علی پورزیاد

مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد رشته: مهندسی برق گرایش: مخابرات - میدان و موج

دانشگاه: تبریز دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

تاریخ فارغ التحصیلی: شهریور ۱۳۹۰ تعداد صفحات: ۷۴

واژگان کلیدی: آنتن پهن باند ، آنتن UWB ، آنتن Vivaldi ، تصویربرداری مایکروویوی

### چکیده

هدف ما در این پایان نامه طراحی یک آنتن UWB برای استفاده در مهندسی پزشکی، از جمله تصویربرداری و تشخیص سرطان سینه است. این نوع آنتنها باید دارای پهنای باند بسیار بزرگ و سمت گرایی بالایی باشند. در ضمن قصد داریم آنتن طراحی شده را تا حد امکان فشرده سازی کرده و هزینه ساخت آن را پایین بیاوریم. برای این منظور دو نوع آنتن Vivaldi و مونوپل طراحی کرده ایم. در آنتن از نوع Vivaldi، از روش تطبیق امپدانس چبی شف و خط تیپر شده نمایی برای طراحی شکاف آنتن استفاده می کنیم. روش Curve Fitting را برای تقریب زدن منحنی لبه شکاف با یک منحنی نمایی به کار می بریم. در بخش بعدی یک آنتن از نوع مونوپل طراحی می شود. برای طراحی این آنتن، از روش فوق الذکر با استفاده از مبدل امپدانس خط تیپر شده نمایی، عرض خطوط مایکرواستریپی که پچ آنتن را تشکیل می دهند محاسبه می کنیم به طوری که تطبیق امپدانس از ۵۰ اهم در ابتدای تغذیه پچ تا ۵ اهم در انتهای آن حاصل شود. آنتن های طراحی شده ساخته شده و مورد آزمایش قرار گرفتند. نتایج تجربی در توافق خوب با نتایج شبیه سازی هستند.

این پروژه تحت قرارداد همکاری شماره ۱۸۴۹۲/۵۰۰/ت مورخ ۸۹/۱۲/۲۸ از پشتیبانی مادی و معنوی مرکز تحقیقات مخابرات ایران بهره مند شده است.

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

تقدیم به

پدرزحمیتشتم

مادر صبور و مهربانم

برادر عزیزم و خواهران مهربانم

## خدایا...<sup>۱</sup>

به من زیستنی عطا کن که در لحظه مرگ، بر بی‌ثمری لحظه‌ای که برای زیستن گذشته است، حسرت نخورم و مُردنی عطا کن که بر بیهودگیش، سوگوار نباشم. بگذار تا آن را، خود انتخاب کنم، اما آنچنان که تو دوست می‌داری.

تو می‌دانی و همه می‌دانند که شکنجه دیدن بخاطر تو، زندانی کشیدن بخاطر تو و رنج بردن به پای تو تنها لذت بزرگ زندگی من است، از شادی توست که من در دل می‌خندم، از امید‌رهایی توست که برق امید در چشمان خسته‌ام می‌درخشد و از خوشبختی توست که هوای پاک سعادت را در ریه‌هایم احساس می‌کنم. نمی‌توانم خوب حرف بزنم. نیروی شگفتی را که در زیر کلمات ساده و جمله‌های ضعیف و افتاده، پنهان کرده‌ام دریاب، دریاب.

تو می‌دانی و همه می‌دانند که زندگی از تحمیل لبخندی بر لبان من، از آوردن برق امیدی در نگاه من، از برانگیختن موج شعفی در دل من، عاجز است.

تو، چگونه زیستن را به من بیاموز، چگونه مردن را خود خواهم آموخت. به من توفیق تلاش در شکست، صبر در نومیدی، رفتن بی‌همراه، جهاد بی‌سلاح، کار بی‌پاداش، فداکاری در سکوت، دین بی‌دنیا، مذهب بی‌عوام، عظمت بی‌نام، خدمت بی‌نان، ایمان بی‌ریا، خوبی بی‌نمود، گستاخی بی‌خامی، قناعت بی‌غرور، عشق بی‌هوس، تنهایی در انبوه جمعیت، و دوست داشتن بی‌آنکه دوست بداند، روزی کن.

اگر تنها ترین تنها شوم، باز خدا هست

او جانشین همه نداشتن‌هاست...

---

<sup>۱</sup>مناجاتی از دکتر علی شریعتی.

# سپاس گزارمی...

سپاس خداوندگار حکیم را که با لطف بی کران خود، آدمی را زیور عقل آراست.  
از استاد عزیزم جناب آقای دکتر سعید نیک مهر، به خاطر اینکه همیشه حامی و پشتیبان دانشجویان هستند و  
در همه حال مرا یاری کردند سپاسگزارم.  
همچنین از استاد مشاور عزیزم جناب آقای مهندس علی پورزیاد که در همه حال، مرا یاری کردند و وقت  
گرانبهایشان را در اختیار من گذاشتند سپاسگزارم.

بر دستان مادرم، خداوندگار عشق، که زندگی در ضربان قلبش ابراز وجود می کند بوسه میزنم.

صابر ملکی دولت آبادی  
شهریور ۱۳۹۰

# فهرست مطالب

۱	لیست تصاویر
۴	۱ مروری بر کارهای پیشین
۸	۲ مواد و روشها
۸	۱.۲ تکنولوژی UWB
۸	۱.۱.۲ مقدمه
۸	۲.۱.۲ دورنمای UWB
۹	۳.۱.۲ طرح های انتقال UWB
۱۰	۴.۱.۲ مزایای UWB
۱۱	۵.۱.۲ کاربردهای UWB
۱۲	۶.۱.۲ مقررات و استانداردهای UWB
۱۵	۷.۱.۲ خلاصه
۱۶	۲.۲ غربالگری سرطان سینه، انگیزه ها و اهداف
۱۷	۳.۲ ماموگرافی
۱۷	۱.۳.۲ گزارش تصویربرداری سینه و سیستم داده (BI-RADS)
۱۸	۲.۳.۲ آسیب ها و محدودیت های ماموگرافی
۱۹	۴.۲ روش های مکمل
۱۹	۱.۴.۲ اولترا سوند
۱۹	۲.۴.۲ (Magnetic Resonance Imaging) MRI
۲۰	۵.۲ روش های در حال ظهور
۲۱	۶.۲ تطبیق امپدانس
۲۱	۱.۶.۲ مبدل ربع طول موج



۲۵	تئوری انعکاسات کوچک	۲.۶.۲
۲۵	مبدل تک بخشی	۳.۶.۲
۲۷	مبدل چندبخشی	۴.۶.۲
۲۹	مبدل های تطبیق دهنده ی چندبخشی دوجمله ای	۵.۶.۲
۳۱	مبدل های تطبیق دهنده ی چند بخشی چبی شف	۶.۶.۲
۳۴	خطوط نواری	۷.۶.۲
۳۸	<b>۳ بحث و نتایج</b>	
۳۸	طراحی آنتن Vivaldi	۱.۳
۳۸	مقدمه	۱.۱.۳
۳۸	پارامترهای آنتن	۲.۱.۳
۳۹	ابعاد زیرلایه	۳.۱.۳
۴۰	طراحی آنتن Vivaldi با استفاده از مبدل چبی شف	۲.۳
۴۰	طراحی تیپر آنتن به روش تطبیق امپدانس با استفاده از مبدل چبی شف	۱.۲.۳
۴۶	طراحی تغذیه ی آنتن	۲.۲.۳
۴۶	نتایج شبیه سازی	۳.۲.۳
۴۹	طراحی آنتن Vivaldi با استفاده از مبدل نمایی	۳.۳
۴۹	طراحی تیپر آنتن به روش تطبیق امپدانس با استفاده از مبدل نمایی	۱.۳.۳
۵۱	طراحی تغذیه ی آنتن	۲.۳.۳
۵۱	نتایج شبیه سازی	۳.۳.۳
۵۳	مقایسه ی نتایج شبیه سازی و اندازه گیری شده	۴.۳.۳
۵۶	طراحی آنتن مونوپل جدید	۴.۳
۵۷	طراحی پچ آنتن مونوپل	۱.۴.۳
۵۹	طراحی تغذیه و صفحه ی زمین آنتن	۲.۴.۳
۶۰	نتایج شبیه سازی و اندازه گیری آنتن مونوپل	۳.۴.۳
	مقایسه تلفات بازگشتی آنتن مونوپل فوق با آنتن بدون تیپر نمایی و بصورت پچ	۴.۴.۳
۶۲	مثلی	
۶۳	مدلسازی بافت سینه و تومور	۵.۳
۶۶	<b>۴ نتیجه گیری و پیشنهادات</b>	

۶۷

مراجع

۷۱

واژه‌نامه فارسی به انگلیسی

۷۲

واژه‌نامه انگلیسی به فارسی

# لیست تصاویر

۱۰	قطار پالس با ضریب کار (Duty Cycle) پایین	۱.۲
۱۴	پوشش طیفی در آسیا و اقیانوسیه	۲.۲
۲۲	یک مبدل تطبیق کننده ی تک بخشی. $l = \lambda_0/4$ در فرکانس طراحی $f_0$ .	۳.۲
	رفتار تقریبی دامنه ضریب انعکاس برای یک مبدل طول موج تک بخشی که در نزدیکی	۴.۲
۲۳	فرکانس طراحی عمل می نماید.	۵.۲
	تغییرات دامنه ضریب انعکاس برحسب فرکانس برای یک مبدل تطبیق دهنده ربع طول	۶.۲
۲۵	موج تک بخشی یا بارهای تطبیق نیافته مختلف.	۷.۲
۲۶	انعکاس های جزئی و انتقال بر روی یک مبدل تطبیق دهنده ی تک بخشی.	۸.۲
۲۸	ضرایب انعکاس جزئی برای یک مبدل تطبیق دهنده ی چندبخشی.	۹.۲
۳۳	اولین چهار چندجمله ای های چبی شف $T_n(x)$ .	۱۰.۲
	یک خط انتقال تطبیق دهنده نواری و مدل بدست آمده برای طول افزایشی خط نواری	
	(الف) خط انتقال تطبیق دهنده نواری (ب) مدل برای تغییر پله افزایشی در امپدانس خط	
۳۵	نواری	
	یک بخش تطبیق دهنده با یک امپدانس نوار نمایی (الف) تغییرات امپدانس (ب) پاسخ	
۳۶	بدست آمده برای دامنه انعکاس	
۳۹	شکل آنتن به همراه پارامترهای آن.	۱.۳
۴۰	اسلات به شکل خط انتقال چند بخشی.	۲.۳
۴۱	خط انتقال چند بخشی.	۳.۳
۴۵	اسلات به شکل مبدل چبی شف همراه با منحنی تقریب زده شده.	۴.۳
۴۶	بخش تغذیه ی آنتن	۵.۳
۴۷	تلفات بازگشتی آنتن ۱ و ۲	۶.۳

۴۷	پترن تشعشعی آنتن ۱ و ۲ در فرکانس $6.5\text{ GHz}$ . . . . .	۷.۳
۴۸	نتایج شبیه سازی بهره ی آنتن ۱ و ۲ . . . . .	۸.۳
۴۸	نتایج شبیه سازی پترن سه بعدی آنتن ۱ و ۲ . . . . .	۹.۳
۵۰	اسلات به شکل مبدل نمایی همراه با منحنی تقریب زده شده. . . . .	۱۰.۳
۵۱	نمونه ی ساخته شده ی آنتن. . . . .	۱۱.۳
۵۲	نتایج شبیه سازی تلفات بازگشتی برای آنتن های ۱ و ۲ و ۳. . . . .	۱۲.۳
۵۳	پترن تشعشعی آنتن ۱ و ۲ و ۳ در فرکانس $6.5\text{ GHz}$ . . . . .	۱۳.۳
۵۳	نتایج شبیه سازی بهره ی آنتن ۱ و ۲ و ۳ . . . . .	۱۴.۳
۵۴	نتایج شبیه سازی امپدانس آنتن ۱ و ۲ و ۳ . . . . .	۱۵.۳
۵۴	نتایج شبیه سازی پترن سه بعدی آنتن ۱ و ۲ و ۳ . . . . .	۱۶.۳
۵۵	نمودار تلفات بازگشتی اندازه گیری شده ی آنتن ۱. . . . .	۱۷.۳
۵۵	نمودار تلفات بازگشتی اندازه گیری شده ی آنتن ۲. . . . .	۱۸.۳
۵۶	نمودار تلفات بازگشتی اندازه گیری شده ی آنتن ۳. . . . .	۱۹.۳
۵۶	نمودار تلفات بازگشتی اندازه گیری شده ی آنتن ۱ و ۲ و ۳. . . . .	۲۰.۳
۵۷	ساختار کلی آنتن مونوپل. . . . .	۲۱.۳
۵۷	پچ ساخته شده از کنار هم قرار گرفتن خطوط میکرواستریپ. . . . .	۲۲.۳
۵۸	ساختار معادل خطوط میکرواستریپ. . . . .	۲۳.۳
۵۹	لبه ی پچ به شکل نمایی همراه با منحنی تقریب زده شده. . . . .	۲۴.۳
۶۰	تغذیه ی آنتن مونوپل . . . . .	۲۵.۳
۶۰	تصویر صفحه ی زمین و پچ آنتن مونوپل شبیه سازی شده . . . . .	۲۶.۳
۶۱	آنتن مونوپل ساخته شده . . . . .	۲۷.۳
۶۱	نتایج شبیه سازی و اندازه گیری شده ی تلفات بازگشتی آنتن مونوپل . . . . .	۲۸.۳
۶۲	نتایج شبیه سازی پترن سه بعدی آنتن مونوپل . . . . .	۲۹.۳
۶۲	نتایج شبیه سازی بهره ی آنتن مونوپل . . . . .	۳۰.۳
۶۳	آنتن مونوپل بدون تیپر نمایی و بصورت پچ مثلثی . . . . .	۳۱.۳
۶۳	مقایسه ی تلفات بازگشتی آنتن مونوپل با تیپر نمایی با آنتن بدون تیپر نمایی . . . . .	۳۲.۳
۶۴	مدلسازی دقیق بافت سینه و تومور . . . . .	۳۳.۳
۶۴	مدلسازی بافت سینه و تومور . . . . .	۳۴.۳
۶۵	توزیع میدان دیده شده در لحظه ی $1.5\text{ ns}$ . . . . .	۳۵.۳

۳۶.۳ توزیع میدان دیده شده در لحظه ی  $1.5ms$  بدون تومور . . . . . ۶۵

# فصل ۱

## مروری بر کارهای پیشین

در سال ۲۰۰۵، یک آنتن اسلات حلقه ای غیر هم مرکز به منظور بررسی اثر ماده ی احاطه کننده (به عنوان مثال، بافت انسان) بر روی عملکرد آنتن، زمانی که در تشخیص سرطان سینه استفاده می شود طراحی شد [۱]. همچنین از روش FDTD برای آنالیز مشخصه های آنتن استفاده شد. این آنتن در فضای آزاد دارای پهنای باند 4GHz از فرکانس 3.2GHz تا فرکانس 7.2GHz بود. نتایج نشان داد زمانی که آنتن در کاربردهای بیولوژیکی استفاده می شود مشخصه های آنتن تغییر می کند و پهنای باند آنتن کاهش می یابد. در سال ۲۰۰۵، یک آنتن Bowtie برای کاربرد در تشخیص سرطان سینه ساخته شد [۲]. شکل آنتن یک ورژن تغییر یافته از یک Hybrid Slotline Bowtie بود که در واسط دی الکتریک غوطه ور شده بود و با یک بالن پهن باند تغذیه می شد. شبیه سازی ها پهنای باند ۳۲ درجه را نشان داد. این آنتن در فضای آزاد دارای پهنای باند 6.5GHz از فرکانس 2.5GHz تا فرکانس 9GHz بود. یک نمونه آزمایشی ساخته شد که در آن یک مدل تومور در ماده ی بافت سینه فرو برده شده بود و قابلیت انجام کار آزمایشی شد. اندازه گیری ها یک تومور به قطر 7mm را در عمق 4cm از روزنه نشان داد. در سال ۲۰۰۶، یک سیستم تشخیص سرطان سینه شامل یک ژنراتور پالس<sup>۱</sup>، اسیلوسکوپ پهن باند<sup>۲</sup> و دو آنتن فشرده ی پهن باند<sup>۳</sup> ساخته شد [۳]. نتایج آزمایشات آنتن، تلفات بازگشتی زیر 10dB- از فرکانس 3.4GHz تا 10GHz نشان داد. سیگنال های بازگشتی ناشی از برخورد سیگنال تابشی با تومور اندازه گیری شدند تا آشکارسازی را آزمایش کنند. آنتن طراحی شده برای این آزمایش از نوع مونوپل بود، برای کاهش انعکاس از پوست، آنتن در گوشت خوک که ضریب دی الکتریک و رسانایی مشابهی با گوشت انسان دارد فرو برده شده بود. آنتنها 20mm از هم فاصله داشتند تا کویپینگ میان آنها کمترین مقدار ممکن باشد. در سال ۲۰۰۶، یک آنتن اسلات تپیر شده ی مسطح پهن باند<sup>۴</sup> برای

<sup>۱</sup>Pulse Generator

<sup>۲</sup>Wideband Oscilloscope

<sup>۳</sup>Compact Ultra-Wideband Antennas

<sup>۴</sup>Ultra-Wideband Planar Tapered Slot antenna

استفاده در یک سیستم تصویربرداری مایکروویوی استوانه ای دایره ای<sup>۵</sup> طراحی شد [۴]. آنتن بر روی زیرلایه Rogers RT 6010LM با ضریب دی الکتریک ۱۰/۲، و تانژانت تلفات ۰/۰۰۲۳ و ضخامت 0.64mm طراحی شد تا دارای اندازه ی فشرده ای باشد. ابعاد آنتن  $59.6 \times 59.9 \text{ mm}^2$  بود و پهنای باند تلفات بازگشتی زیر 10dB- از فرکانس 2.75GHz تا بالای 11GHz را نشان داد. در سال ۲۰۰۶، یک آنتن با اسلات بیضی شکل با تغذیه ی CPW<sup>۶</sup> با یک استاب متغیر U شکل قابل تنظیم که در یک پلیمر کریستال مایع (LCP) انعطاف پذیر قرار داده شده بود طراحی شد [۵]. آنتن فوق بر روی یک کریستال مایع به ضخامت  $350 \mu\text{m}$  با تلفات پایین (تانژانت تلفات ۰/۰۰۲)، و ضریب دی الکتریک پایین ۳، با یک لایه ی مسی به ضخامت  $18 \mu\text{m}$  ساخته شد. ابعاد کلی آنتن  $40 \times 38 \text{ mm}^2$  بود. آنتن با یک خط CPW و هادی داخلی تغذیه شده بود تا استاب U شکل، تطبیق را برای تشعشع به داخل اسلات بیضی شکل بهبود دهد. شبیه سازی ها و اندازه گیری ها پترن تشعشعی همه جهته<sup>۷</sup> را نشان داد و همچنین بهره ی متوسط اندازه گیری شده بین 3.8dB تا 6.1dB را نشان داد. آنتن فوق دارای پهنای باند 7GHz از فرکانس 3.5GHz تا فرکانس 10.5GHz بود. در سال ۲۰۰۷، یک آنتن رزوناتور<sup>۸</sup> برای تشخیص سرطان سینه طراحی شد [۶]. یک چوک ریع طول موج برای کوچک کردن اندازه ی صفحه ی زمین با آنتن ترکیب شد. پهنای باند تلفات بازگشتی زیر 10dB- حدود ۴۳% در شبیه سازی و حدود ۵۰% در اندازه گیری با یک پورت کواکسیال ۵۰ اهم بدست آمد. در سال ۲۰۰۷، آنتن مونوپل فشرده به ابعاد  $28 \times 28 \text{ mm}^2$  بر روی زیرلایه ی Rogers RT 6010LM با ضریب دی الکتریک ۱۰/۲، و تانژانت تلفات ۰/۰۰۲۳ و ضخامت 0.64mm و هادی با ضخامت  $17 \mu\text{m}$  طراحی و ساخته شد [۷]. پهنای باند تلفات بازگشتی زیر 10dB- از فرکانس 3.2GHz تا فرکانس بیش از 15GHz بدست آمد. راندمان تشعشعی ۹۰% در کل پهنای باند بدست آمد. در سال ۲۰۰۷، آنتن مونوپل پهن باند الماسی شکل با تغذیه ی مایکرواستریپی بر روی زیرلایه ی FR4 با ضریب دی الکتریک ۴/۴ به ضخامت 1.6mm ساخته شد [۸]. ابعاد آنتن  $30 \times 30 \text{ mm}^2$  بود. پهنای باند تلفات بازگشتی زیر 10dB- از فرکانس 3.8GHz تا فرکانس 11.85GHz بدست آمد، یعنی پهنای باند آنتن 8.05GHz است. در سال ۲۰۰۷، یک آنتن از ترکیب دو پچ رسانا-مقاومت بیضی شکل بصورت مونوپل ساخته شد که دو بازوی کوچک آن با هم زاویه ی ۹۰ درجه تشکیل می دهند [۹]. این شکل ساخت، شبیه گوش های خرگوش است. لایه ی مقاومتی برای افزایش نرخ جلو به عقب<sup>۹</sup> و همچنین کاهش تشعشع برگشتی<sup>۱۰</sup> استفاده شده است. آنتن برای عمل در داخل مایع با ضریب دی الکتریک بالا تخصیص داده شده است تا بهترین تطبیق را با بدن داشته باشد.

<sup>۵</sup>Circular Cylindrical Microwave Imaging System

<sup>۶</sup>Coplanar Waveguide

<sup>۷</sup>Omni-directional

<sup>۸</sup>Dielectric Resonator Antenna(DRA)

<sup>۹</sup>Front-to- Back Ratio

<sup>۱۰</sup>Backward Radiation

نتایج شبیه سازی و اندازه گیری آنتن پهنای باند 2.4-10.6GHz را با بهره ی 3.3-9.2dB پوشش می دهد. راندمان تشعشعی خوب بالای ۷۰% و Fidelity بالای ۹۰% و نرخ جلو به عقب 10dB بدست آمد. در سال ۲۰۰۷، آنتن فشرده ای با ابعاد  $17 \times 17 \text{mm}^2$  بصورت چندین لایه طراحی شد [۱۰]. این آنتن پهنای باند 4.5-9GHz را پوشش می دهد. این آنتن بصورت آرایه ای برای تصویربرداری سینه استفاده شد. در سال ۲۰۰۷، یک آنتن اسلات تیپر شده ی مسطح برای عمل در داخل ماده ی واسط با ضریب دی الکتریک بالا طراحی شد [۱۱]. آنتن شامل یک لایه ی مقاومتی بود که برای بهبود نرخ جلو به عقب بکار رفته بود. نتایج شبیه سازی و اندازه گیری ها نشان داد که آنتن فوق پهنای باند 9.2GHz از فرکانس 2.8GHz تا فرکانس 12GHz با دایرکتیویته ی بالا نشان می دهد. در سال ۲۰۰۷، آنتن با اسلات عریض و با تغذیه ی چنگالی شکل بر روی زیرلایه ای با ضریب دی الکتریک بالا ساخته شد [۱۲]. این آنتن دارای ابعاد فشرده، پهنای باند بزرگ، و مشخصه های انتقال خوب در رنج فرکانسی UWB در ماده ی معادل بافت سینه ی انسان دارد. زیرلایه ی استفاده شده در طراحی آنتن RT/Duroid بود که دارای ضریب دی الکتریک ۱۰/۲ است. ابعاد آنتن  $22 \times 19 \text{mm}^2$  بود. در سال ۲۰۰۷، آنتن مونوپل با تغذیه ی CPW ساخته شد. در طراحی آنتن از FR4 با ضریب دی الکتریک ۴/۴ و با ضخامت 1.6mm بعنوان زیرلایه استفاده شد [۱۳]. ابعاد آنتن  $26 \times 30 \text{mm}^2$  بود. پهنای باند تلفات بازگشتی زیر 9.6dB از فرکانس 3.4GHz تا فرکانس 9.9GHz بدست آمد، یعنی پهنای باند آنتن 6.5GHz است. در سال ۲۰۰۸، یک آنتن پهن باند مسطح با عملکرد پهن باند برای استفاده در سیستم تصویربرداری مایکروویوی طراحی شد [۱۴]. آنتن برای استفاده در باند UWB یعنی از فرکانس 3.1GHz تا فرکانس 10.6GHz طراحی شده است. ابعاد این آنتن بسیار کوچک  $9 \times 10 \text{mm}^2$  است. فرض شده است که آنتن در مایع با ضریب دی الکتریک بالا برای تطبیق با بافت سینه قرار می گیرد بنابراین رنج دینامیکی سیستم را افزایش می دهد. عملکرد حوزه ی زمان آنتن، اغتشاش ناچیزی را نشان داد، که آن را برای سیستم تصویربرداری که از پالس کوتاه برای عملکردش استفاده می کند مناسب می سازد. تاثیر لایه های بافت سینه بر عملکرد آنتن با محاسبه ی ضریب Fidelity در سراسر همه ی لایه ها بررسی شد. آن نشان داد که بدلیل انعکاس و پراکندگی چندگانه، ضریب Fidelity برای سیگنالی که به داخل سینه منتشر می شود کاهش می یابد. هر چند ضریب Fidelity بزرگتر از ۸۰% امکان استفاده از آنتن در سیستم های مایکروویوی را معلوم می کند. آنتن بر روی زیرلایه ی Rogers RT 6010LM با ضریب دی الکتریک ۱۰/۲ و ضخامت 0.64mm ساخته شد. پهنای باند از فرکانس 2.1GHz تا بیش از 11GHz بدست آمد. در سال ۲۰۰۹، آنتن روزنه ای با پچ پشتی<sup>۱۱</sup> طراحی شد تا بعنوان عنصر آرایه در تصویربرداری استفاده شود [۱۵]. آنتن از سه لایه دی الکتریک ساخته شده است. یک تغذیه ی مایکرواستریبی چنگالی شکل برای تغذیه استفاده شده است، در روی اولین زیرلایه روزنه قرار گرفته است، و بر روی لایه های بعدی یک پچ قرار گرفته است. زیرلایه ی اول

<sup>۱۱</sup>Aperture-Coupled Stacked Patch(ASP)



دارای ضریب دی الکترونیک  $2/33$  و زیرلایه های بعدی دارای ضریب دی الکترونیک  $2/2$  هستند. شبیه سازی ها توسط دو نرم افزار Feko و CST انجام شد. پهنای باند بدست آمده از شبیه سازی با Feko از 10GHz تا 18GHz بدست آمد. پهنای باند بدست آمده از شبیه سازی با CST از 10GHz تا 22.3GHz بدست آمد. اختلاف مشاهده شده بدلیل تکنیک مدل سازی نحوه ی تغذیه ی آنتن در شبیه سازی می باشد. در سال ۲۰۱۰، یک آنتن Vivaldi نامتقارن متعادل<sup>۱۲</sup> برای سیستم تشخیص سرطان سینه طراحی شد [۱۶]. آنتن قادر بود یک پالس الکترومغناطیسی کوتاه را به میدان نزدیک، با اعوجاج پایین، تلفات کم، و در یک مسیر مستقیم ارسال کند. شبیه سازی ها پهنای باند 15.6GHz از فرکانس 2.3GHz تا 18GHz را نتیجه دادند.

---

<sup>۱۲</sup>Balanced Antipodal Vivaldi Antenna(BAVA)

# فصل ۲

## مواد و روشها

### ۱.۲ تکنولوژی UWB

#### ۱.۱.۲ مقدمه

تکنولوژی UWB در ۲۰ سال گذشته در زمینه رادار، حسگرها<sup>۱</sup>، و مخابرات نظامی بکار رفته است. از فوریه ۲۰۰۲ یعنی زمانی که FCC اجازه داد که UWB می تواند برای انتقال دیتا و همچنین رادار و کاربردهای غیرنظامی استفاده شود توجه محققان زیادی به این زمینه جلب شد [۱۷]. از آن زمان تکنولوژی UWB به سرعت پیشرفت کرد و نوید تکنولوژی مخابرات بی سیم با نرخ دیتای بالا را داد.

#### ۲.۱.۲ دورنمای UWB

مفهوم UWB در اوایل ۱۹۶۰ بواسطه ی تحقیقاتی که در زمینه الکترومغناطیس حوزه زمان انجام می شد توسعه یافت، جایی که تکنیکهای اندازه گیری پالسی برای توصیف رفتار گذرای برخی شبکه های مایکروویوی بکار گرفته می شد [۱۸]. در اواخر ۱۹۶۰، تکنیکهای اندازه گیری پالسی در نتیجه ی توسعه ی سیستم های مخابراتی و رادار های پالس کوتاه، برای طراحی آنتنهای پهن باند بکار گرفته شد [۱۹]. در سال ۱۹۷۳ اولین مخابرات انحصاری UWB برای گیرنده های پالس کوتاه واگذار شد [۲۰]. وزارت دفاع ایالات متحده در اواخر سال ۱۹۸۰ برای اولین بار از عبارت Ultra Wideband استفاده کرد. در ۱۹۸۹، تئوری UWB، تکنیکها و روشهای پیاده سازی زیادی برای رنج وسیعی از کاربردها شامل رادار، مخابرات، سیستم های مکان یابی و غیره توسعه داده شد. هر چند بیشتر کاربردها و توسعه ی UWB در حوزه ی نظامی اتفاق افتاد یا توسط دولت ایالات متحده در برنامه های طبقه بندی شده قرار گرفت [۲۱، ۲۲]. در ۱۹۹۰، تکنولوژی UWB بیشتر بصورت تجاری نمایان شد و بصورت گسترده ای توسعه یافت. تغییرات اساسی در تاریخ

<sup>۱</sup>Sensing

UWB در فوریه سال ۲۰۰۲ انجام شد، زمانی که FCC<sup>۲</sup> قوانین UWB را صادر کرد که اولین محدودیت تشعشع را برای انتقال UWB فراهم می کرد و بر اساس مجوز، اجازه بکارگیری دستگاههای UWB را می داد. بر طبق قوانین FCC، UWB بعنوان هر طرح بی سیم تعریف می شد که هر یک از پهنای باند کسری بزرگتر از ۲۰٪ یا پهنای باند خالص 500MHz را اشغال کند. پهنای باند کسری بصورت  $BW/f_c$ ، که  $BW = f_H - f_L$  پهنای باند -10dB را نشان می دهد و  $f_c = (f_H + f_L)/2$  فرکانس مرکزی را نشان می دهد.  $f_L$  و  $f_H$  به ترتیب فرکانس بالا و فرکانس پایین را نشان می دهد. همچنین FCC اجازه داده است تا ارسال رادیویی UWB در باند فرکانسی 3.1-10.6GHz با محدودیت توان ارسالی -41.3dBm/MHz را داده است [۱۷]. سیگنال UWB پهنای باند بسیار بزرگی را جایی که انرژی RF روی طیف بزرگی منتشر می شود اشغال می کند. آن از لحاظ دامنه عریض تر از هر سیستم بی سیم باند باریک است و توان تشعشعی اش، از دید سیستم های باند باریک دیگر، برابر کسری از توان آنهاست. اگر همه ی باند 7.5GHz بطور بهینه استفاده شود، ماکزیمم توان قابل وصول برای انتقال UWB تقریباً 0.566mW یا کمتر است. این آشکارا کسری از توان ارسالی در باندهای صنعت، علم و پزشکی همچون WLAN است. این بطور موثر طرح UWB را به مخابرات کوتاه برد و خانگی در نرخ دیتای بالا، یا مخابرات برد متوسط در نرخ دیتای پایین محدود می کند. کاربردهایی همچون USB بی سیم و WPAN با چند صد مگابیت بر ثانیه تا چندین گیگا بیت بر ثانیه با رنج فاصله ای یک تا چهار متر پیشنهاد شده است. برای رنج های بالای ۲۰ متر، نرخ دیتای قابل وصول با UWB با وجود سیستم های WLAN همچون IEEE802.11a/b/g نامرغوب است [۲۳].

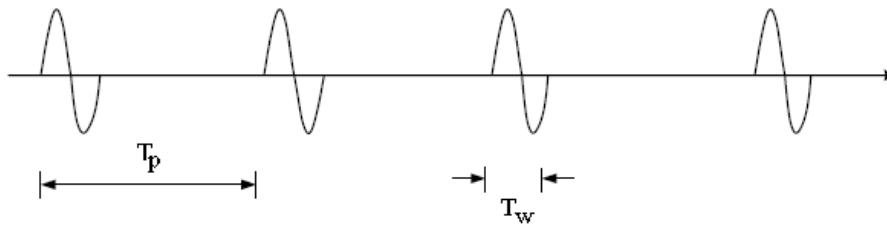
### ۳.۱.۲ طرح های انتقال UWB

بطور کلی، طرح های انتقال UWB می تواند به دو دسته ی اصلی طبقه بندی شود: تک بانده و چند بانده. تکنولوژی UWB سنتی مبتنی بر طرحهای تک بانده، carrier-free یا مخابرات رادیویی پالسی را اتخاذ می کنند [۲۴، ۲۵]. رادیوی پالسی به تولید یک سری شکل موج های پالس مانند منسوب می شود که طول هر یک از مرتبه ی صد پیکو ثانیه است. اطلاعات مستقیماً در ردیف پالس ها مدوله می شود. بطور نمونه، یک پالس اطلاعات را برای یک بیت حمل می کند. دیتا می تواند با استفاده از مدولاسیون PAM<sup>۳</sup> یا PPM<sup>۴</sup> مدوله شود. شکل زیر یک ردیف از شکل موج پالسی را نشان می دهد، که  $T_p$  فاصله پالس ها یا زمان تکرار پالس ها و  $T_w$  طول هر پالس است. بطور نمونه،  $T_p$  تقریباً ۱۰۰ یا ۱۰۰۰ برابر بزرگتر از عرض پالس  $T_w$  است. کاربران چند نفره می توانند با استفاده از time-hopping یا direct-sequence spreading approaches

<sup>۲</sup>Federal Communications Commission

<sup>۳</sup>Pulse Amplitude Modulation

<sup>۴</sup>Pulse Position Modulation



شکل ۱.۲: قطار پالس با ضریب کار (Duty Cycle) پایین

پشتیبانی کرد. این نوع انتقال نیازی به استفاده از مدولاسیون حامل های اضافی، که به عنوان پالس در کانال های رادیویی انتشار می یابند ندارد. بنابراین، این تکنیک مبتنی بر سیگنال باند پایه است. هر چند سیستم تک بانده با یک مساله ی چالش انگیز در ساخت مدارات RF و آنالوگ و در طراحی گیرنده های با پیچیدگی کم که می تواند انرژی را در چندین مسیر به اندازه کافی دریافت کند مواجه است. برای غلبه بر اشکالات روشهای تک بانده، روشهای چند بانده پیشنهاد شدند [۲۶، ۲۷]. بجای استفاده از کل باند فرکانسی UWB برای انتقال اطلاعات، تکنیک چند بانده، باند فرکانسی UWB از 3.1GHz تا 10.6GHz را به چندین باند کوچک با عنوان باندهای فرعی یا زیرباندها تقسیم می کند. هر زیرباند پهنای باند زیر 500MHz دارد که هر یک از سیگنالهای UWB می توانند با هم منتقل شوند تا به نرخ دیتای بالایی دست یابند. سیگنالها می توانند در میان زیرباندها قرار داده شوند تا توان فرستنده را در صورتی که از پهنای باند گیگاهرتز بزرگ استفاده شده است حفظ کند در حالی که به کاربران متعدد برای انتقال همزمان اجازه می دهد.

#### ۴.۱.۲ مزایای UWB

بعلت ذات UWB، سیستم های مخابراتی UWB مزایای منحصربفردی را نمایش می دهد که برای کاربردهای راداری و بی سیم جذاب هستند. مزایای اصلی UWB بطور مختصر می تواند بصورت زیر بیان شود [۲۸]:

(۱) دارای پتانسیل برای نرخ دیتای بالا

(۲) Multipath Immunity

(۳) دارای پتانسیل برای کوچک سازی اندازه و هزینه تجهیزات پایین

(۴) تنظیم دقت بالا و محلی سازی<sup>۵</sup> در سطح سانتی متر

پهنای باند بسیار زیادی که UWB اشغال می کند پتانسیل خیلی بالایی را برای ظرفیت تئوری فراهم می کند، که نرخ دیتای بالایی را نتیجه می دهد. این می تواند با در نظر گرفتن معادله ی ظرفیت شانون نشان داده شود

<sup>۵</sup>Localization