



# Biyomedikal Telemetri Sistemleri için Biyouyumlu İmplant Anten Tasarımı

Elektrik Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Emre Selçuk DEMİR

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Merih PALANDÖKEN

Temmuz 2021

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü öğrencisi **Emre Selçuk DEMİR** tarafından hazırlanan **Biyomedikal Telemetri Sistemleri İçin MICS Bandında Biyouyumlu İmplant Edilebilir Anten Tasarımı** başlıklı bu çalışma tarafımızca okunmuş olup, yapılan savunma sınavı sonucunda kapsam ve nitelik açısından başarılı bulunarak jürimiz tarafından YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**ONAYLAYANLAR:**

**Tez Danışmanı:**      **Doç. Dr. Merih PALANDÖKEN**      .....

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

**Jüri Üyeleri:**

**Doç. Dr. Merih PALANDÖKEN**      .....

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

**Prof. Dr. Adnan Kaya**      .....

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

**Dr. Öğr. Üyesi Yavuz ÖZTÜRK**      .....

Ege Üniversitesi

**Savunma Tarihi: 07.07.2021**

# Yazarlık Beyanı

Ben, **Emre Selçuk DEMİR**, başlığı **Biyomedikal Telemetri Sistemleri İçin MICS Bandında Biyoyumlu İmplant Edilebilir Anten Tasarımı** olan bu tezinin ve tezin içinde sunulan bilgilerin şahsıma ait olduğunu beyan ederim. Ayrıca:

- Bu çalışmanın bütünü veya esası bu üniversitede Yüksek Lisans / Doktora derecesi elde etmek üzere çalıştığım süre içinde gerçekleştirilmiştir.
- Daha önce bu tezin herhangi bir kısmı başka bir derece veya yeterlik almak üzere bu üniversiteye veya başka bir kuruma sunulduysa bu açık biçimde ifade edilmiştir.
- Başkalarının yayımlanmış çalışmalarına başvurduğum durumlarda bu çalışmalara açık biçimde atıfta bulundum.
- Başkalarının çalışmalarından alıntıladığımda kaynağı her zaman belirttim. Tezin bu alıntılar dışında kalan kısmı tümüyle benim kendi çalışmamdır.
- Kayda değer yardım aldığım bütün kaynaklara teşekkür ettim.
- Tezde başkalarıyla birlikte gerçekleştirilen çalışmalar varsa onların katkısını ve kendi yaptıklarımı tam olarak açıkladım.

İmza:

---

Tarih:

07.07.2021

---

# Biyomedikal Telemetry Sistemleri için MICS Bandında Biyoyumlu İmplant Edilebilir Anten Tasarımı

## ÖZ

Son zamanlarda medikal cihaz teknolojisinde meydana gelen gelişmeler, biyotelemetry sistemlerinin kullanım alanının artmasına ve bunun sonucu olarak ise biyotelemetry cihazlarının gelişimi sağlamıştır. Biyotelemetry sistemlerindeki temel amaç insan vücudundan hayati verilerin toplanıp kablosuz olarak bir sisteme aktarılması ile hasta takibinin yapılmasını sağlarken, doktorlara hastalık teşhis ve tedavisinde de fayda sağlamaktadır. Biyotelemetry sistemlerinin en önemli bileşenlerden olan anten, biyotelemetry verilerinin harici bir sisteme kablosuz olarak aktarılması işlevini üstlenmektedir. Biyotelemetry sistemin minimal boyutlara sahip olması son derece önemli bir rol oynamaktadır. Bu hedef doğrultusunda biyotelemetry sistemlerinde küçük hacimli, düşük kayıplı, düşük maliyetli, düşük saçılma karakteristiğine sahip olan ve imalatı kolay olan mikroşerit yama antenler biyotelemetry sistemlerde tercih edilebilecek en ideal yapılardır. Ayrıca biyotelemetry sistemlerinde kullanılan implant anten yapıları bahsi geçen tüm özelliklere ek olarak düşük güç tüketimine sahip olan belirlenen uluslararası standartlara uygun seviyede özgül soğurma oranını (SAR) doklarda sağlamalıdır. Tüm bunlara ek olarak tasarlanacak implant antenler, medikal uygulamalar için tahsis edilen MICS ve/veya ISM bantlarında çalışacak şekilde tasarlanmalıdır. Bu tez çalışması içerisinde, biyotelemetry uygulamalarında kullanılmak üzere iki temel biyoimplant anten tasarımı ve bu iki yapıya ait çeşitli düzenlemelerin yapıldığı dokuz farklı versiyona yer verilmiştir. Önerilen bu iki temel

biyoimplant anten, insan dokularının elektriksel özelliklerini taşıyan materyaller içerisinde ve uluslararası kuruluşlar tarafından belirlenen MICS bandında çalışacak şekilde tasarlanmıştır. Tasarlanan biyoimplant antenler küçük boyutlu olmaları ve MICS bandındaki ışıma performanslarıyla literatüre göre ön plana çıkmaktadır. Antenlerin tasarımları ve simülasyonları sayısal hesaplama programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Prototip üretimleri gerçekleştirilen antenlere ait deri taklit sıvısı/jeli içerisindeki ölçüm sonuçları simülasyon sonuçları ile kıyaslandığında oldukça benzer hatta bazı sonuçların neredeyse birebir olduğu gözlemlenmiştir.

**Anahtar Sözcükler:** İmplant Edilebilen Anten, İmplant Edilebilen Medikal Cihazlar, Tıbbi İmplant İletişim Servis (MICS) Bandı, Biyomedikal telemetri sistemleri, Varaktör Diyot

# Biocompatible Implantable Antenna Design in MICS Band for Biomedical Telemetry Systems

## Abstract

The developments in medical device technology in the last few years have increased the usage area of biotelemetry systems and consequently biotelemetry devices have become more developed. The main purpose of biotelemetry systems is to collect vital values from the human body and transfer them to a system located far away, while providing patient follow-up, it also helps doctors to diagnose and treat disease. The antenna, which is one of the most important components in biotelemetry systems, enables the transfer of biotelemetry data to an external system wirelessly. The minimal dimensions of the biotelemetry system play a vital role. In line with this goal, microstrip patch antennas with small volume, low loss, low cost, low scattering characteristics and easy to fabricate are the best antenna types in biotelemetry systems. In addition, implant antenna structures used in biotelemetry systems should have low power consumption and specific absorption rate (SAR) in accordance with the international standard in addition to all the mentioned features. In addition, the implant antennas to be designed should be designed to operate on MICS and / or ISM bands allocated for medical applications. In this thesis, two basic bioimplant antenna designs and nine different versions of these two structures have been made to be used in biotelemetry applications. These two proposed bioimplant antennas are designed to operate within the materials that have dielectric properties of human tissues and in the MICS band determined by international organizations. The designed bioimplant

antennas come to the forefront according to the literature with their small size and radiation performance in the MICS band. Antenna designs and simulations were carried out using the CST Microwave Studio program. In addition, it has been observed that the measurement results in the air and human skin mimicking liquid / gel of the antenna manufactured are quite similar to those obtained in simulations..

**Keywords:** Implantable Antenna, Implantable Medical Devices, Medical Implantable Communication Service (MICS) Band, Biomedical Telemetry System, Varactor Diode

*Beni bu günlere sevgi ve saygı kelimelerinin anlamlarını bilecek şekilde yetiştirerek getiren ve benden hiçbir zaman desteğini esirgemeyen bu hayattaki en büyük şansım olan aileme sonsuz teşekkürler.*

*Aileme,*



# Teşekkür

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, değerli bilgilerini benimle paylaşan, kendisine ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayırıp sabırla ve büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan, her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzünü ve samimiyetini benden esirgemeyen ve gelecekteki mesleki hayatımda da bana verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm kıymetli ve danışman hoca statüsünü hakkıyla yerine getiren sayın Doç. Dr. Merih PALANDÖKEN'e, çizim programının kullanımı konusunda desteklerini esirgemeyen Arş. Gör. Caner MURAT'a, antenlerin fabrikasyon üretiminin yapılmasında destek sağlayan üniversite personeli Rıza GÖKBUNAR'a ve bu süreç içerisinde her zaman yanımda olan canım aileme teşekkürü bir borç biliyor ve şükranlarımı sunuyorum.

# İçindekiler

Yazarlık Beyanı.....	ii
Öz .....	iii
Abstract .....	v
Teşekkür.....	viii
İçindekiler .....	ix
Şekiller Listesi.....	xii
Tablolar Listesi.....	xvii
Kısaltmalar Listesi .....	xix
Semboller Listesi.....	xxi
<b>1. Giriş .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Mikroşerit İmplant Antenlerin Genel Özellikleri .....</b>	<b>8</b>
2.1 Temel Anten Teorisi .....	8
2.1.1 Işıma Örüntüsü.....	9
2.1.2 Alan Bölgeleri .....	9
2.1.3 Anten Verimliliği.....	10
2.1.4 Kazanç .....	11
2.1.5 Yönlülük.....	11
2.1.6 Geri Dönüş Kaybı.....	12

2.1.7	Bant Genişliği .....	12
2.1.8	Hüzme Genişliği.....	13
2.2	Biyoteleometri Sistemleri.....	14
2.3	Medikal Uygulamalar için Tahsis Edilen Özel Frekans Bantları.....	16
2.3.1	MICS bandı .....	17
2.3.2	ISM bandı.....	17
2.4	Özgül Soğurma Oranı(SAR).....	17
<b>3.</b>	<b>Mikroşerit İmplant Anten Tasarımı .....</b>	<b>19</b>
3.1	Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Anten Tasarımı.....	20
3.1.1	Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Anten Modeline Ait Temel Parametreler .....	20
3.1.2	Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları .....	33
3.2	Spiral Rezonatörlü Anten Tasarımı.....	34
3.2.1	Spiral Rezonatörlü Anten Modeline Ait Temel Parametreler .....	34
3.2.2	Spiral Rezonatörlü Anten Modellerine Ait Simülasyon Sonuçları .....	45
3.3	Antenlerin SAR Değerlerinin Hesaplanması .....	51
3.4	Anten Modellerinin Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	53
<b>4.</b>	<b>Tasarlanan Biyoimplant Antenlerin Deri Taklit Jeli İçerisinde Deneysel Ölçümleri .....</b>	<b>57</b>
4.1	Anten Ölçüm Sistemi.....	57
4.2	Deri Taklit Jelinin Özellikleri ve Oluşturulması.....	59

4.3	Tez İçin Önerilen Antenlerin Ölçüm Sonuçları .....	63
4.3.1	Varaktör Diyotsuz Antenlerin Simülasyon ve Ölçüm Sonuçları .....	64
4.3.2	Varaktör Diyotlu Antenlerin Ölçüm ve Simülasyon Sonuçları .....	66
<b>5.</b>	<b>Değerlendirme ve Sonuçlar .....</b>	<b>73</b>
	<b>Kaynaklar .....</b>	<b>77</b>
	<b>Ekler .....</b>	<b>84</b>
	Ek A. Besleme Hattı Empedans Hesaplaması.....	84
	Ek B. Kimyasal Malzemeler .....	87
	Ek C. MITS ElevenLabs Cihazı ile Tasarlanan Antenlerin Üretilmesi .....	88
	Ek D. Varaktör Diyot Değerleri.....	91
	<b>Özgeçmiş .....</b>	<b>97</b>

# Şekiller Listesi

Şekil 1. 1 Mikroşerit anten çeşitleri .....	5
Şekil 2. 1 Anten Alan Bölgeleri [63] .....	9
Şekil 2. 2 Bant Genişliği Frekans Yerleri .....	13
Şekil 2. 3 Anten hüzme genişlikleri [65] .....	14
Şekil 2. 4 Kablosuz Biyoteleometri Sistemi .....	15
Şekil 3. 1 Oluşturulan İlk Prototip Antenin Yama Yüzeyi(Toprak düzleminin tümü bakır kaplıdır.).....	23
Şekil 3. 2 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Antenin Nihai Geometrisi a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi ....	26
Şekil 3. 3 a)Dielektrik Malzemeler ve b)Antenin Vücut İçerisindeki Konumu .....	28
Şekil 3. 4 Simülasyon Ortamında Dokuların Görüntüsü .....	28
Şekil 3. 5 Varaktör Diyot Eşdeğer Devre Modeli[67] .....	29
Şekil 3. 6 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Antenin Nihai Geometrisine Varaktör Eklenmesi ile Elde Edilen Yapı a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi .....	31
Şekil 3. 7 Antenlerin S Parametreleri Kıyaslamaları(Kırmızı=İlk Prototip Anten, Kahverengi= İdeal Anten Yapısı, Mavi= Varaktör Diyot(SMVA1470) Eklenmesi ile Elde Edilen Sonuçlar) .....	33

Şekil 3. 8 Spiral rezonatörlü anten için oluşturulan ilk prototip yapı (a: Yama, b: toprak yüzeyi).....	35
Şekil 3. 9 Spiral rezonatörlü Antenin Nihai Geometrisi a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi.....	37
Şekil 3. 10 Spiral Rezonatörlü Antenin Nihai Geometrisine Varaktör Eklenmesi ile Elde Edilen Yapı a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi.....	39
Şekil 3. 11 Spiral Rezonatörlü Antenin Anti Spiral ve Varaktör Eklenmesi ile Elde Edilen Yapı a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi.....	40
Şekil 3. 12 Spiral Rezonatörlü Antenin Toprak Düzleminin Kısa Devresi Sonucu Oluşturulan Anten Geometrisi a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi.....	42
Şekil 3. 13 Spiral Rezonatörlü Antenin Varaktör Diyot Değişimi ile Elde Edilen Geometrilere(a, b: 1 numaralı konum, c, d: 2 numaralı konum, e, f: 3 numaralı konum, g, h: 4 numaralı konum, ı, i: 5 numaralı konum) .....	44
Şekil 3. 14 Antenlerin S Parametreleri Kıyaslamaları(Yeşil= Anti Spiral Rezonatör ve Varaktör Diyotlu Anten Yapısı, Kırmızı=İlk Prototip Anten, Pembe= Spiral Rezonatör ve Varaktörlü Anten Yapısı, Mavi= Spiral Rezonatör ve Varaktör Diyotsuz Anten Yapısı, Kahverengi= Toprak Yüzeyi Kısa Devre ve Varaktör Diyotlu Anten Yapısı ve Simülasyonlar Sonucu Elde Edilen Sonuçlar) .....	45
Şekil 3. 15 Varaktör Konum Değişikliği S parametresi Sonuçları(Şekil 3.12’de Bulunan Konumlara Göre; Pembe= Varaktör Diyot 1 Numaralı Konumdayken, Turuncu= Varaktör Diyot 2 Numaralı Konumdayken, Mavi= Varaktör Diyot 3 Numaralı Konumdayken, Kahverengi= Varaktör Diyot 4 Numaralı Konumdayken, Kırmızı= Varaktör Diyot 5 Numaralı Konumdayken ).....	46
Şekil 3. 16 Tasarlanan Temel Antenlerin Uzak Alan Perspektif Görünümü.....	46
Şekil 3. 17 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten yapısının sayısal hesaplama programı ile elde edilen uzak alan simülasyon sonuçları a) $\theta=0^\circ$ yönlülük b) $\theta=0^\circ$ kazanç c) $\theta=90^\circ$ yönlülük d) $\theta=90^\circ$ kazanç e) $\theta=90^\circ$ yönlülük f) $\theta=90^\circ$ kazanç .....	47

Şekil 3. 18 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten yapısının varaktör diyot eklenmiş durumdaki sayısal hesaplama programı ile elde edilen uzak alan simülasyon sonuçları a) $\theta=0^\circ$ yönlülük b) $\theta=0^\circ$ kazanç c) $\theta=90^\circ$ yönlülük d) $\theta=90^\circ$ kazanç e) $\theta=90^\circ$ yönlülük f) $\theta=90^\circ$ kazanç.....	48
Şekil 3. 19 Spiral Rezonatörlü Antenin sayısal hesaplama programı ile elde edilen uzak alan simülasyon sonuçları a) $\theta=0^\circ$ yönlülük b) $\theta=0^\circ$ kazanç c) $\theta=90^\circ$ yönlülük d) $\theta=90^\circ$ kazanç e) $\theta=90^\circ$ yönlülük f) $\theta=90^\circ$ kazanç .....	49
Şekil 3. 20 Spiral Rezonatörlü Antenin varaktör diyot eklenmiş sayısal hesaplama programı ile elde edilen uzak alan simülasyon sonuçları a) $\theta=0^\circ$ yönlülük b) $\theta=0^\circ$ kazanç c) $\theta=90^\circ$ yönlülük d) $\theta=90^\circ$ kazanç e) $\theta=90^\circ$ yönlülük f) $\theta=90^\circ$ kazanç... ..	50
Şekil 3. 21 Dokular Üzerindeki SAR Dağılımı a) Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten, b) Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Varaktör Diyotlu, c) Spiral Rezonatörlü Anten, d) Spiral Rezonatörlü Anten Varaktör Diyotlu .....	53
Şekil 4. 1 Ölçüm Sistemi Şeması .....	58
Şekil 4. 2 $S_{11}$ Deneysel Ölçüm Düzenegi.....	58
Şekil 4. 3 (a) Deri Taklit Jeline Eklenen Tuz Miktarı, (b) Deri Taklit Jeline Eklenen Saf Su Miktarı, (c) Deri Taklit Jeline Eklenen Şeker Miktarı .....	63
Şekil 4. 4 Antenin Doku Taklit Jeli İçerine Yerleştirilmesi.....	64
Şekil 4. 5 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenin Ölçüm(mavi) ve Simülasyona(turuncu) Ait Geri Dönüş Kaybı Sonucu .....	65
Şekil 4. 6 Spiral Rezonatörlü Antenin Ölçüm(siyah) ve Simülasyona(kırmızı) Ait Geri Dönüş Kaybı Sonucu .....	66
Şekil 4. 7 Varaktör Diyotlu Anten Ölçüm Sistemi Şeması .....	67

Şekil 4. 8 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenın Varaktör Diyotlu (0V yani kapasite değeri 113,9pF) Ölçüm(kırmızı) ve Simülasyon(siyah) Sonucu.....	68
Şekil 4. 9 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenın Varaktör Diyotlu (0,5V yani kapasite değeri 87,4pF) Ölçüm(turuncu) ve Simülasyon(mavi) Sonucu.....	68
Şekil 4. 10 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenın Varaktör Diyotlu (1,5V yani kapasite değeri 59,3pF) Ölçüm(yeşil) ve Simülasyon(pembe) Sonucu.....	69
Şekil 4. 11 Spiral Rezonatörlü Antenın Varaktör Diyotlu (0V yani kapasite değeri 113,9pF) Ölçüm(mavi) ve Simülasyon(sarı) Sonucu.....	70
Şekil 4. 12 Spiral Rezonatörlü Antenın Varaktör Diyotlu (0,5V yani kapasite değeri 87,4pF) Ölçüm(turuncu) ve Simülasyon(mavi) Sonucu .....	71
Şekil 4. 13 Spiral Rezonatörlü Antenın Varaktör Diyotlu (1,5V yani kapasite değeri 59,3pF) Ölçüm(kırmızı) ve Simülasyon(yeşil) Sonucu .....	72
Ek Şekil 1 “Macros” Konumu .....	84
Ek Şekil 2 Hesaplama Aracının Açılması.....	84
Ek Şekil 3 Besleme Hattı Tipi Seçimi.....	85
Ek Şekil 4 Empedans Hesaplama Programı ve Sonucu.....	86
Ek Şekil 5 PCB Üretimi; (a) PCB Üretim Cihazı İçerisindeki PCB’nin Görünüşü, (b) Bilgisayar Üzerinde PCB Üretim Aşaması .....	89
Ek Şekil 6 Üretilen Antenlerin Görünüşleri: (a) Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modelinin Yama Yüzeyinin Üretim Sonrası Görünüşü, (b) Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modelinin Toprak Yüzeyinin Üretim Sonrası Görünüşü, (c)Spiral Rezonatörlü Anten Modelinin Yama Yüzeyinin	



Üretim Sonrası Görünüşü, (d)Spiral Rezonatörlü Anten Modelinin Toprak Yüzeyinin Üretim Sonrası Görünüşü.....	89
Ek Şekil 7 Kimyasal Reaksiyon Yolluyla Üretilen; (a)Üst-taş, (b)Alt-taş Dielektrik Malzemeler.....	90
Ek Şekil 8 SMV 1251 Gelirim/ Kapasite Değişimi Grafiği [54].....	92
Ek Şekil 9 SMV 1251 Varaktör Diyotun İç Yapısı [54].....	92
Ek Şekil 10 SMV 2019 Gelirim/ Kapasite Değişimi Grafiği [55].....	94
Ek Şekil 11 SMV 2019 Varaktör Diyotun İç Yapısı [55].....	94
Ek Şekil 12 SMVA 1470 Gelirim/ Kapasite Değişimi Grafiği [56].....	96
Ek Şekil 13 SMVA 1470 Varaktör Diyotun İç Yapısı [56].....	96

# Tablolar Listesi

Tablo 1. 1 Literatürde Yer Alan Örnek Antenler .....	5
Tablo 3. 1 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin Oluşturulan İlk Prototipinin Parametreleri .....	24
Tablo 3. 2 Kullanılan Dokuların Elektriksel Özellikleri ve Parametreleri[53].....	24
Tablo 3. 3 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin Oluşturulan Nihai Geometrinin Parametreleri.....	26
Tablo 3. 4 Kullanılan Dokuların Elektriksel Özellikleri ve Parametreleri[53].....	27
Tablo 3. 5 Kullanılan Dokuların Elektriksel Özellikleri ve Parametreleri[67].....	30
Tablo 3. 6 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin Nihai Geometrinin Varaktör Diyot ile Oluşturulmuş Halinin Parametreleri .....	32
Tablo 3. 7 Spiral Rezonatörlü Anteninin Oluşturulan İlk Prototipinin Parametreleri ..	35
Tablo 3. 8 Spiral Rezonatörlü Anteninin Oluşturulan Nihai Geometrinin Parametreleri .....	37
Tablo 3. 9 Spiral Rezonatörlü Anteninin Anti Spiral ve Varaktör Eklenmesi ile Elde Edilen Yapının Parametreleri .....	41
Tablo 3. 10 Spiral Rezonatörlü Anteninin Toprak Düzleminin Kısa Devresi Sonucu Oluşturulan Anteninin Temel Parametreleri .....	42
Tablo 3. 11 SAR değeri Tablosu.....	52
Tablo 3. 12 Tez İçin Önerilen Anten Tasarımları .....	54

Tablo 4. 1 İn-vivo ve İn-vitro Çalışmalarının Kıyaslaması[57].....	59
Tablo 4. 2 Deri Taklit Sıvı/Jel Oluşturmak İçin Kullanılan Malzemeler ve Elektriksel Özellikleri.....	61
Tablo 5. 1 Antenlerin Literatürde Yer Alan Antenlere Göre Performans Değerleri .	74
Ek Tablo 1 SMV 1251 Gelirim/ Kapasite Değişimi [54] .....	91
Ek Tablo 2 SMV 2019 Gelirim/ Kapasite Değişimi [55] .....	93
Ek Tablo 3 SMVA 1470 Gelirim/ Kapasite Değişimi [56].....	95

# Kısaltmalar Listesi

$mm^2$	Alan Birimi (milimetre kare)
AC	Alternatif Akım
PCB	Baskılı Devre Kartı
dB	Desibel
DGBE	Dietilen Glikol Butil Eter
DC	Doğru Akım
EEG	Elektroensefalogram
EKG	Elektrokardiyografi
EMG	Elektromiyogram
ISM	Endüstriyel, Bilimsel ve Medikal
$S_{11}$	Geri Dönüş Kaybı veya S Parametresi
g	Gram
$mm^3$	Hacim birimi (milimetre küp)
Hz	Hertz (bir saniyedeki döngü)
Wi-Fi	Kablosuz Bağlantı Alanı
h	Kalınlık
$SpO_2$	Kan Oksijen Doygunluğu
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme Cihazı
MHz	Mega Hertz
$\mu m$	Mikrometre
MİA	Mikroşerit Yama İmplant Anten
mm	Milimetre
SAR	Özgül Soğrulma Oranı

w/kg	Özgöl Soğurma Oranı Birimi
$H_2O_2$	Perhidrol
pF	Piko Farad
RF	Radyo Frekans
RFA	Radyo Frekans Ablasyon
cm	Santimetre
MISC	Tıbbi İmplant İletişim Servisleri
NASA	Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi
V	Volt
yy	Yüzyıl
BG	Bant Genişliği
W	Besleme Hattı Genişliğini
FCC	Federal İletişim Kurulu
RL	Geri Dönüş Kaybı
ITU	Uluslararası Telekomünikasyon Birliği

# Semboller Listesi

$f_{üst}$	Alt Kesim Frekansı
U	Antenin Belli Bir Yöndeki Işıma Gücü
U	Antenin Belli Bir Yöndeki Işıma Gücü
$Z_0$	Antenin Besleme Hattı Empedans Değeri
L	Antenin Boyu
D	Antenin En Büyük Boyutu
$P_{in}$	Antenin Toplam Giriş Gücü
$\lambda$	Dalga boyu
$\epsilon_r$	Dielektrik Katsayısı
$\epsilon_R$	Dielektrik Malzemenin Geçirgenlik Değerini
$e_d$	Dielektrik Verimliliği
$\Omega$	Direnç Ölçü Birimi (ohm)
$\epsilon_{eff}$	Efektik Epsilon Değeri
$e_c$	İletken Verimliliği
$P_{rad}$	Işıma Şiddeti( $\frac{W}{m^2}$ )
G	Kazanç
$f_{merkez}$	Merkez Frekans
$e_0$	Toplam Verimlilik
$f_{üst}$	Üst Kesim Frekansı
$e_r$	Yansımaya
$\Gamma$	Yansımaya Katsayısı
R	Yarıçap
D	Yönlülük

# Bölüm 1

## 1. Giriş

Telemetry sistemlerinin temeli 19. yy'e kadar dayanmaktadır. Telemetry sistemleri ilk kez 1845 yılında Rusya'da çarın kışlık sarayı ile Rus Genelkurmay binası arasında veri iletimi sağlamak amacıyla kullanılmıştır. Telemetry sistemlerinin kullanılması bilim dünyasınca büyük bir ilgiyle karşılanmış ve günümüzde de kullanılmaya devam etmektedir [1]. Günümüzde teknolojideki ilerlemelerle sayesinde telemetry sistemlerinde büyük gelişmeler olmuş ve otomasyon, uydu sistemleri, mobil sistemler ve tıp alanında kullanılan sistemlere kadar birçok alanda telemetry sistemleri yaygınlaşmıştır [2].

Biyotelemetry sistemlerinin temelleri ise, Amerikan Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi(NASA) tarafından 1958 yılında kullanılmaya başlamıştır. Dış uzaya gönderilecek olan astronotların fizyolojik parametrelerini takip etmek ve yeryüzündeki NASA üssünde bulunan sağlık çalışanlarına bu parametrelerin iletilmesi amacıyla yapılan araştırmalar sonucunda biyotelemetry sistemlerinin temeli oluşturulmuştur [3]. Yine 1958 yılında Ake Senning'in ilk kez kalp pilini insan vücuduna yerleştirmesi ile implant edilebilir medikal cihazlar ilk kez sivil amaçlı kullanılmış ve günlük yaşantımıza bu şekilde dâhil olmuştur [4].

Biyotelemetry sistemlerinin kullanım amaçları, insana ait hayati vücut değerlerinin uzaktan takibinin yapılmasını sağlamak ve doktorlar için hastalıkların teşhis ve tedavisi için gerekli verileri sağlamaktır. Günümüz biyotelemetry cihazları kullanılarak EKG(Elektrokardiyogram), EMG(Elektromiyogram), EEG(Elektroensefalogram), kan akışı, kan basıncı ve vücut sıcaklığı gibi birçok değer uzaktan doktor tarafından takip edilebilmektedir. Uygulama alanlarında bu kadar çok çeşitlik olması biyotelemetry sistemlerinin kullanım alanını genişletmekte ve bunu sonucu olarak

sistem tasarımları gün geçtikçe değiştirmektedir. Günümüzde hastalıkları önceden teşhis etmek oldukça önemli olduğu için biyotelemetri sistemleri tüm bu gereksinimleri karşılayacak yenilikçi bileşenlerin (sensör, mikroişlemci/mikrodenetleyici, anten) geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Biyotelemetri sistemlerinin en temel ve en önemli bileşenlerinden olan anten, insana ait hayati verilerin dış sisteme aktarılmasını sağlarken, aynı zamanda biyotelemetri sisteminin küçültülebilmesi için oldukça önemli bir role sahiptir. Tüm bu özellikler sebebiyle antenler biyotelemetri sistemlerinin geliştirme ve tasarım sürecinde en önemli sistem elemanı olarak ön plana çıkmaktadır. Tüm bu durumlar göz önünde bulundurulduğunda hem biyo-uyumlu hem de bu uygulamaların gereksinimlerini karşılayabilecek boyutta anten tasarımının geliştirilebilmesi biyotelemetri sistemi açısından en kritik sorunlardan biridir. Tıp alanındaki uygulamalarda kullanılan anten tasarımları genel olarak, yutulabilir (edible), giyilebilir (wearable) ve ekit (implantable) antenler olmak üzere 3 gruba ayrılmıştır. Yutulabilir antenlerin amacı insan vücudu içerisinde değişkenlikler gösteren parametrelerin (örneğin; ısı) vücut dışında yer alan sisteme aktarılmasında ve bazı kanserin teşhis edilmesinde kullanılmaktadır [5, 6]. Giyilebilir antenler ise vücut yüzeyinden sensörler yardımıyla algılanabilen kalp ritmi, kanda bulunan oksijen miktarı, kan şekeri seviyesi gibi çeşitli ölçüm değerlerinin elde edilmesinde kullanılmaktadır [7]. İmplant edilebilir antenler ise insan vücudu içerisinde belirlenen sabit bir konuma yerleştirilen mikrodalga görüntüleme, kalp ritim bozuklukların teşhislerinde, kanser teşhis ve tedavisinde sıklıkla kullanılan anten türleridir[8]. Bu amaçla kullanılan ve tasarlanan biyotelemetri sistemleri antenlerinde dielektrik seçimleri önemli rol oynamaktadır. Literatüre bakıldığı zaman yaygın olarak Rogers 3010[5, 9-14, 16-18, 32, 46] ve Rogers 6010[36-38, 42, 43, 45, 47, 48] malzemeler kullanılmasına karşın Rogers 5880[6], iletken boyalı PCB[7], esnek PCB[12, 35], silikon[31] ve PDMS[40] dielektrik malzemeler de tercih edilmiştir. Tüm bu anten yapıları göz önünde bulundurulduğunda küçük hacim, düşük kayıp/ maliyet/ saçılma karakteristiği ve kolay fabrikasyon gibi avantajları olduğundan dolayı literatürde yer alan implant antenler mikroşerit yama anten modeline göre tasarlanmakta ve fabrikasyonu gerçekleştirilmektedir [5-48]. Tüm bu özelliklere ek olarak tasarlanacak implant antenler vücut-yüzey uyumlu (fiziksel ve fizyolojik olarak, biyo-uyumlu), insanlarda kullanılabilmesi için düşük özgül soğurma oranına (SAR) ve düşük güç tüketimine sahip olması gerekmektedir.



Aynı zamanda bu antenler medikal alanlarda kullanılacağı için FCC ve ITU gibi uluslararası kuruluşlarca belirlenmiş olan MICS (Medical Implant Communication Services 402-405 MHz) ve/veya ISM (Industrial, Scientific and Medical 2,4-2,48 GHz) frekans bantlarını kapsayacak şekilde çalışmaları gerekmektedir [49-51].

Literatürde bulunan çalışmalar incelendiğinde genel olarak kullanılan anten yapıları sarmal ve kıvrımlı yapıya sahip ışına elemanlarıdır ve fiziksel alan olarak bakıldığında küçük olmalarına karşın elektriksel boyutları bakımında büyük (@ 400 MHz,  $\epsilon_r=10 \rightarrow \lambda_r \approx 237$  mm) oldukları için medikal uygulamalarda çok fazla kullanıldığı görülmektedir [15-17]. Spiral ışına yüzeyine sahip ilk mikroşerit yama implant anten (MIA) tasarımları 2006 yılında endoskopi sisteminde kullanılmak için geliştirilen biyoimplant sistemde kullanılmıştır. MICS bandında çalışması için tasarlanan bu anten yapısı 430-500 MHz frekans aralığını kapsayacak şekilde tasarlanmıştır ve anten boyutu  $R=10,1$  mm,  $h=3$  mm olacak şekilde oluşturulmuştur [15].

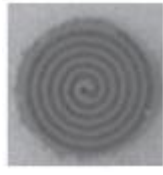
2008 yılında Karaçolak ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmalarda [16] ise insan vücudu içerisine yerleştirilen implant cihaz sayesinde kan şekeri oranının kablosuz bir şekilde gözlemlenebilmesi amaçlanmıştır. Bu kablosuz kan şekeri ölçüm cihazının boyutunun küçük olmasını sağlamak amacıyla anten tasarımına kısa devre pimi eklenmiş ve biyoimplant antenin boyutları  $22,5 \times 22,5 \times 2,54$  mm<sup>3</sup>'e kadar düşürülebilmektedir. Antende meydana gelen bu minyatürleşme sistemi sayesinde anten kompakt bir yapı haline getirilebilmiştir. Oluşturulan bu anten tasarımı yapay insan dokusu içerisine yerleştirilmiş ve geri dönüş kaybı (S parametresi) ölçümü gerçekleştirilmiştir. Makalede tasarlanan MIA yapısının hem MICS hem de ISM bandında çalışabilecek şekilde tasarlanması birçok bilim insanının dikkatini bu çalışma üzerine çekmiş ve bunun sonucu olarak her iki frekans bandında da çalışabilecek şekilde oluşturulan anten tasarımları gün geçtikçe artmıştır. İmplant anten tasarımlarındaki bu artışın diğer bir sebebi ise tasarımı yapılan antenin ufak değişiklikler ile farklı biyolojik dokular içerisinde de çalışabilecek şekilde üretilmesinden kaynaklanmaktadır. Literatürde yer alan ve biyoimplant anten tasarımlarında kullanılan insan dokuları deri, kas, yağ tabakası, kemik gibi katmanlardan oluşmaktadır. Buna ek olarak antenlerin laboratuvar deneylerin için fareye ait dokularında kullanılmaya başlanması ile birlikte MIA tasarımları oldukça geniş çeşitliliğe ulaşmıştır. Bu gelişmeler doğrultusunda Karaçolak ve arkadaşlarının

tarafından 2009 yılında yapılan diğer çalışmada, fare dokusu içerisinde çalışacak MIA tasarımları oluşturmayı başarmışlardır. Bu yaptıkları çalışmada  $23 \times 23 \times 2,5 \text{ mm}^3$  boyutuna sahip fare derisi içerisinde çalışan çift-bantlı MIA tasarımı oluşturmuşlardır. MICS ve ISM bantlarında çalışabilecek şekilde MIA tasarlamışlardır. MICS bandı için %6,79 ve ISM bandı için %7,53'lük bant genişliğine sahip olan bu anten çift bantta iyi bir S parametresi performansı göstermiştir. Ayrıca yine bu çalışma içerisinde MICS ve ISM bantlarında kullanılması amacıyla yapay fare derisi oluşturmak için kullanılacak karışımın oranlarına da yer verilmiştir [17].

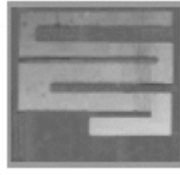
Lee ve arkadaşları ise 2014 yılında yapmış oldukları benzer çalışmada MICS bant biyotelemetri sistemlerinde kullanılabilir  $20 \times 10 \times 1,65 \text{ mm}^3$  boyutlarında spiral implant anten tasarlamış ve üretilmişlerdir. Bu anten tasarımı yapay insan derisi içerisine yerleştirilmiş ve S parametresinin karakteristiği ölçülmüştür. Bu ölçüm sonucu elde edilen anten performansı MICS bandında 398- 420 MHz frekans aralığında %7'lik bir bant genişliği sağlamıştır [18].

Gani ve arkadaşlarının biyoimplant anten tasarımı üzerine 2016 yılında yayınladıkları "Multi-Band Antenna System for Skin Implant" isimli makalede tasarladıkları anten MICS ve ISM bandına ek olarak 854-945MHz frekans aralığında da çalışabilen üç bantlı anten yapısı oluşturmuşlardır. Tasarladıkları antenin boyutları  $14 \times 7,5 \times 0,5 \text{ mm}^3$  olup biyotelemetri cihazı ile birlikte oluşturulmuş modelin boyutları  $20 \times 8,5 \times 3,75 \text{ mm}^3$  olarak belirtilmiştir. [19].

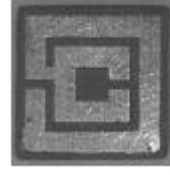
Literatürde yer alan implant anten uygulamaları için kullanılan temel ışına yüzey geometrileri Şekil 1.1'deki gibidir. Şekil 1.1'den de görüldüğü gibi kullanılan ışına elemanları spiral, kıvrımlı, yarık, kare spiralden veya bu geometrik yapıların türevlerinden oluşmaktadır. 2006 yılında ilk olarak endoskop sisteminde kullanılmak üzere geliştirilen ve MICS bandında çalışmakta olan implant anten, medikal uygulamalarda kullanılmak üzere geliştirilen ilk spiral biyotelemetri anteni olarak değerlendirilmektedir.



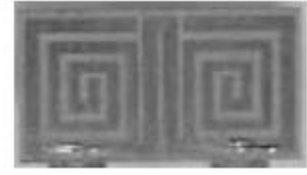
Spiral [15]



(Kıvrımlı Hat [16])



(Yarık Halka [32])



(Kare spiral [33])

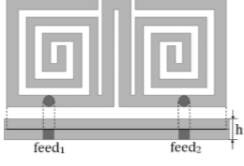
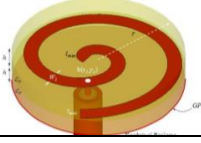
Şekil 1. 1: Mikroşerit anten çeşitleri

Ayrıca literatürde bulunan bazı anten modelleri, kullanılan dielektrik malzemeleri, çalışma frekans aralıkları ve antenlerin boyutları Tablo 1.1’de verildiği gibidir.

Tablo 1. 1: Literatürde Yer Alan Örnek Antenler

Makale/Bildiri Numarası	Antenin Geometrisi	Kullanılan Dielektrik Malzeme	Çalışma Frekansı (MHz)	Alan ( $mm^2$ )
[37]				

Tablo 1.1 (Devamı)

Makale/Bildiri Numarası	Antenin Geometrisi	Kullanılan Dielektrik Malzeme	Çalışma Frekansı (MHz)	Alan ( $mm^2$ )
[44]		Rogers RT/duroid 6010	433, 542	378
[46]		Rogers RO3210	2532-2539	$\approx 113,1$

Bu tez çalışmasında literatürde bulunan antenler dikkate alınarak, iki adet yeni mikroşerit yama implant anten (MIA) tasarımları ve bunların çeşitli değişiklikler yapılarak elde edilen versiyonları önerilmektedir. Antenlerin tasarımları mikroşerit yama anten yapısı temel alınarak oluşturulmuştur. Tasarlanan implant anten yapıları insan dokularının dielektriksel özelliklerine göre tasarlanmış ve medikal uygulamalarda kullanılmak üzere özel olarak tahsis edilen MICS frekans bandı için istenilen düzeyde(-10dB ve altı) S parametresi performansına sahiptir. Tez çalışması için önerilen iki farklı geometrik yapıdaki özgün MIA'ler, literatürde bulunan antenler ile kıyaslandığında küçük boyutlara ve MICS bandı için istenilen seviyelerde anten performansına sahiptir. Tez çalışması için sunulan MIA'lerin sayısal analizleri ve tasarımları zaman uzayında sonlu integral metodunu kullanan sayısal hesaplama programı kullanılarak oluşturulmuştur.

Ayrıca tez içinde önerilen MIA tasarımlarının prototipleri üretilerek insan derisi taklit jeli içerisindeki S parametreleri ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Bu ölçümler için tezde önerilen anten tasarımların insan dokusu içerisindeki S parametresi ölçüm sonuçlarını elde edebilmek için literatürde bulunan MICS bandı için insan derisi taklit sıvısı/jellerinin üretimi de gerçekleştirilmiştir. Tezde önerilen MIA tasarımlarının simülasyon sonuçları, ölçüm sonuçlarıyla desteklenmiştir.

Bu tez çalışması, beş ana başlıktan oluşmaktadır. Giriş bölümünde literatürde bulunan implant anten çalışmaları özetlenmiş, literatürde bulunan ışıma geometrileri ve temel anten teorisi ile ilgili bilgiler verilmiştir. Yine bu bölümde tez çalışmasının amacından ve özgün katkılarından bahsedilmiştir. Teze ait diğer başlıklarda aşağıdaki şekilde organize edilmiştir.

İkinci Bölümde; MİA yapıları hakkında genel bilgiler ve gelen değerlendirme yapılarak, tıbbi kullanımlar için ayrılan frekans bantları ve uluslararası kuruluşlarca belirlenen biyoimplant sistemlerdeki özgül soğurma oranıyla (SAR) ilgili temel bilgiler bu bölümde değerlendirilmiştir.

Üçüncü Bölümde; tasarlanan anten geometrileri üzerine bilgiler verilmiştir. Hangi dielektrik malzeme kullanıldığı, simülasyonlarda kullanılan insan dokularının dielektrik özellikleri, tasarlanan antenlerin parametreleri ve dokuların parametreleri gibi genel bilgilere yer verilmiştir. Tüm bunlar ile birlikte alt başlıklar içerisinde oluşturulan nihai anten yapılarının S parametresi sonuçları, uzak alan ölçüm sonuçları, kazanç, yönlülük ve bunların değerlendirmeleri kısmına da yer verilmiştir.

Dördüncü Bölümde; antenin fabrikasyon üretimi gerçekleştirildiği zaman ölçümlerinin alınabilmesi için gerekli olan deri taklit sıvısı/jeli üzerine bir literatür taraması ve bu tarama sonucu elde edilen karışımların oranları hakkında bilgilere yer verilmiştir. Ayrıca tez çalışması içerisinde önerilen anten yapısının simülasyon sonuçları ile fabrikasyon üretimi gerçekleştirildikten sonra elde edilen ışıma performansları hakkında değerlendirmeler yapılmıştır.

Beşinci Bölümde ise; antenlerin genel değerlendirmeleri yapılarak literatürde yer alan antenler ile kıyaslanmıştır. Antenler için kullanılan doku taklit jelinin ve varaktör diyot kullanımının önemi vurgulanmıştır. Ayrıca bu mevcut iki anten yapısı üzerinden gelecekte yapılabilecek çalışmalarla ilgili önerilere de yer verilmiştir.

## Bölüm 2

# 2. Mikroşerit İmplant Antenlerin Genel Özellikleri

### 2.1 Temel Anten Teorisi

Bir antenin tasarlanabilmesi için bazı temel anten bilgilerine ihtiyaç vardır. Bunlar sırasıyla;

- Işıma Örüntüsü
- Alan Bölgeleri
- Anten Verimliliği
- Kazanç
- Yönlülük
- Geri Dönüş Kaybı
- Bant Genişliği
- Hüzme Genişliği

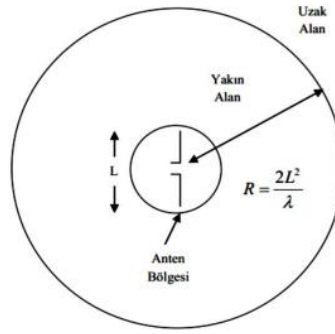
Olarak tanımlanabilir.

### 2.1.1 Işıma Örüntüsü

Antenlerin ışıma örüntüleri, antene ait ışıma özelliklerini serbest uzay koordinatları üzerinden açıklayan matematiksel fonksiyonlar veya grafiksel gösterimlerdir[64]. Genelde antenler için ışıma örüntüleri uzak alan için tanımlanmaktadır. Işıma özellikleri güç alıcı yoğunluğu, ışıma şiddeti, alan kuvveti, yönlülük ve polarizasyondur. Işıma Örüntüsü dB veya logaritmik olarak ifade edilebilir[64].

### 2.1.2 Alan Bölgeleri

Antenlerin ışımaları üzerine gerekli hesaplamalar yapılırken alan kavramından da bahsetmek gerekmektedir. Antenlerin ölçümleri yapılırken ölçümün hangi noktadan gerçekleştirildiği sonuçları etkilemektedir. Antenin alan bölgeleri üç kategoride değerlendirilebilir. Bunlar reaktif yakın alan, ışıyan yakın alan ve uzak alandır [64]. Şekil 2.1’de ise uzak alan ve yakın alan bölgelerinin antene göre konumları gösterilmiştir.



Şekil 2. 1: Anten Alan Bölgeleri [63]

Eğer Formül 2.1 uygulanır ve hesaplama sonucunda elde edilen değer yarıçaptan küçük ise Reaktif yakın alan olarak isimlendirilir. Reaktif yakın alan antenin dışında kalan ve anteni çevreleyen alandır.

$$R < 0,62\sqrt{D^3 / \lambda} \quad (2.1)$$

Işıyan yakın alan ise uzak alan ve reaktif yakın alan bölgesi içerisinde kalan yere olarak bilinmektedir ve Formül 2.2'ye göre hesaplanabilir. Antenin boyutu, dalga boyundan küçük veya çok küçük olması durumunda bu bölgeden söz edilmeyebilir [64].

$$R \geq 0,62\sqrt{D^3 / \lambda} \quad (2.2)$$

Uzak alan ise antenden yayılan enerjinin antene geri dönmediği yüksüz bölge olarak adlandırılmaktadır ve Formül 2.3 ile hesaplanabilir. Antene ait uzak alanının belirlenebilmesi için o antenin geometrik ve optik koşulları sağlanması gerekmektedir.

- Geometrik koşul;  $R \gg 0$  (gözlem noktası)
- Optik koşul;  $R \gg \lambda$  olması gerekir.

$$R < 2 * D^2 / \lambda \quad (2.3)$$

Bu formüllerde verilen; D: Antenin en büyük boyutu,  $\lambda$  : Dalga boyu, L: Antenin boyu ve R: Yarıçapı göstermektedir.

### 2.1.3 Anten Verimliliği

Antenlerin verimliliğini etkileyen çok fazla etken bulunmaktadır. Anten verimliliğini etkileyen en önemli etkenler; anten besleme hattının empedans uyumluluğu, antende kullanılan dielektrik malzemenin kayıpları antenlerin verimliliğini etkileyen en önemli etkenlerdendir [65]. Antenin toplam verimliliğinin Formül 2.4 ile hesaplanabilmektedir.

$$e_0 = e_r e_c e_d \quad (2.4)$$



Verilen bu formülde;  $e_0$ : Toplam verimlilik,  $e_r$ : Yansıma ( $1-|\Gamma|^2$ ),  $e_c$  : İletken verimliliği,  $e_d$ : Dielektrik verimliliği,  $\Gamma$  : Antenin giriş terminalinde gerilim yansıma katsayısı göstermektedir.

#### 2.1.4 Kazanç

Bir antenin kazanç değeri o antenin performansı hakkında bilgi edinebildiğimiz parametrelerden biridir. Bir antenin kazanç değeri o antenin yönlülüğüyle ilgilidir. Fakat kazanç değerini içinde verimliliğe bakılması gerekmektedir. Bir antenin kazanç değeri o antenin bir yöndeki ışınma şiddetinin, antenin giriş gücü toplamına bölünmesi ile hesaplanabilir[64]. Bir antenin kazancı Formül 2.5 yardımı ile hesaplanabilir.

$$\text{Kazanç} = G = 4 \pi \frac{U(\theta, \phi)}{P_{in}} \quad (2.5)$$

Verilen bu formülde; G: Kazanç(Gain), U: Antenin belli bir yöndeki ışınma gücü,  $P_{in}$ : Antenin toplam giriş gücünü göstermektedir.

#### 2.1.5 Yönlülük

Bir antenin yönlülük kavramı o antenin bir yöne yaptığı ışınma şiddetinin diğer bütün yönlere yaptığı ortalama ışınma şiddetine bölünmesi ile hesaplanır. Yönlülük kavramı boyutsuz bir parametre olarak bilinmektedir. Ortalama ışınma şiddeti değeri ise toplam ışınma şiddetinin  $4\pi$ 'ye bölünmesi ile elde edilen değerdir[64].

Yönlülük kavramı antenler için oldukça önemli parametrelerden birisidir. Haberleşme sırasında iki veya daha fazla anten kullanıldığında bu antenlerin yönlülük olarak doğru konumlandırılmaları gerekmektedir. Böylece bu antenler birbirleriyle iletim sağlanabilir. Yönlülük Formül 2.6 kullanılarak hesaplanabilir.

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U}{P_{rad}} \quad (2.6)$$

Bu formülde; D: Yönlülük, U: Antenin belli bir yöndeki ışınma gücü,  $P_{rad}$ : Işınma şiddetini göstermektedir.

## 2.1.6 Geri Dönüş Kaybı

Bir devreye uygulanan elektromanyetik sinyalin, sinyali uygulayan sisteme geri gelen kısmı yansıyan dalga olarak adlandırılır. Sisteme geri yansıyan bu dalgayı ifade edebilmek için “yansıma katsayısı” ifadesi kullanılmaktadır[66]. Ayrıca yansıma katsayısı değeri giden dalgaya ait gerilim ile dönen dalgaya ait gerilim birbirine oranına eşit olup dB cinsinden ifade edilmektedir. dB cinsinden ifade edilen bu parametreye geri dönüş kaybı adı verilmektedir. Geri dönüş kaybının değeri o antenin empedans uyumluluğunun ne kadar iyi veya kötü olduğu hakkında bilgi vermektedir. Geri dönüş kaybı Formül 2.7 ile hesaplanır.

$$RL = 20\log |\Gamma| \quad (2.7)$$

Bu formülde; RL: Geri dönüş kaybı,  $\Gamma$ : Yansıma katsayısı olarak tanımlanmıştır.

Antenlerde teorikte yansımanı olamaması istenmektedir. Fakat bu pratikte pek mümkün değildir. Geri dönüş kaybı hiçbir zaman sıfır olmaz sadece minimize edilir[65].

## 2.1.7 Bant Genişliği

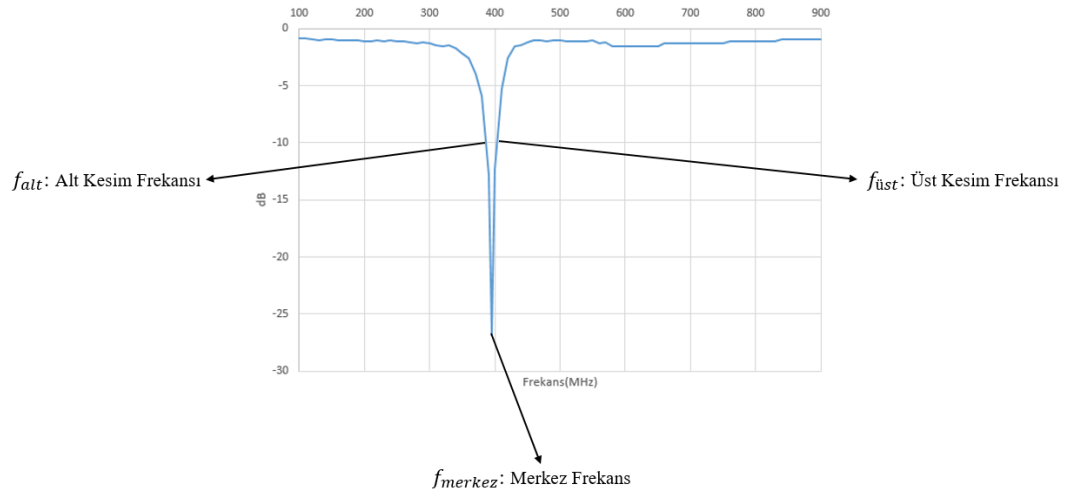
Antenlerin belirli bir frekansta ışıma yaptığı aralığına o antenin bant genişliği denir. Bant genişliğinde alt sınırını alt kesim frekansı, üst sınırı ise üst kesim frekansı belirler. Bant genişliği  $S_{11}$  grafiğinde -10 dB aralığında kalan frekans aralığı olarak da tanımlanabilir.

Antenler bant genişliklerine göre geniş bantlı veya dar bantlı olarak sınıflandırılabilir. Geniş bantlı antenlerde üst kesim frekansının alt kesim frekansına oranı ile bant genişliği hesaplanabilir. Dar bantlı antenlerde ise bu formül üst ve alt kesim frekans aralığının merkez frekansına oranının yüzdelik değeri olarak hesaplanabilir[64]. Bant genişliği geniş ve dar bant olmak üzere Formül 2.8 ve 2.9’de verildiği gibidir.

$$BG = \frac{f_{üst}}{f_{alt}} \text{ (Geniş Bant)} \quad (2.8)$$

$$BG (\%) = \frac{f_{üst} - f_{alt}}{f_{merkez}} * 100 \text{ (Dar Bant)} \quad (2.9)$$

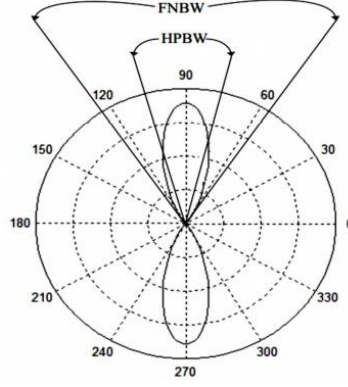
Bu formülde; BG: Bant Genişliği,  $f_{üst}$ : Üst Kesim Frekansı,  $f_{alt}$ : Alt Kesim Frekansı,  $f_{merkez}$ : Merkez Frekans olarak tanımlanabilir.



Şekil 2. 2: Bant Genişliği Frekans Yerleri

### 2.1.8 Hüzme Genişliği

Bir anten örüntüsünün en yüksek değere sahip olduğu noktaların arasında kalan açı olarak tanımlanabilir. Şekil 2.3’de anten hüzme genişliklerinin teorik görüntüsüne yer verilmiştir. Antenlerde iki çeşit hüzme genişliğinden söz edilebilir. Bunlardan ilki yarım güç hüzme genişliğidir(HPBW). Yarım güç hüzme genişliği gücün yarıya düştüğü yerdeki açı olarak tanımlanabilir. İkincisi ise ilk sıfır hüzme genişliğidir(FNBW). Bu değer ise gücün sıfıra düştüğü yerdeki açı olarak tanımlanmıştır[64].



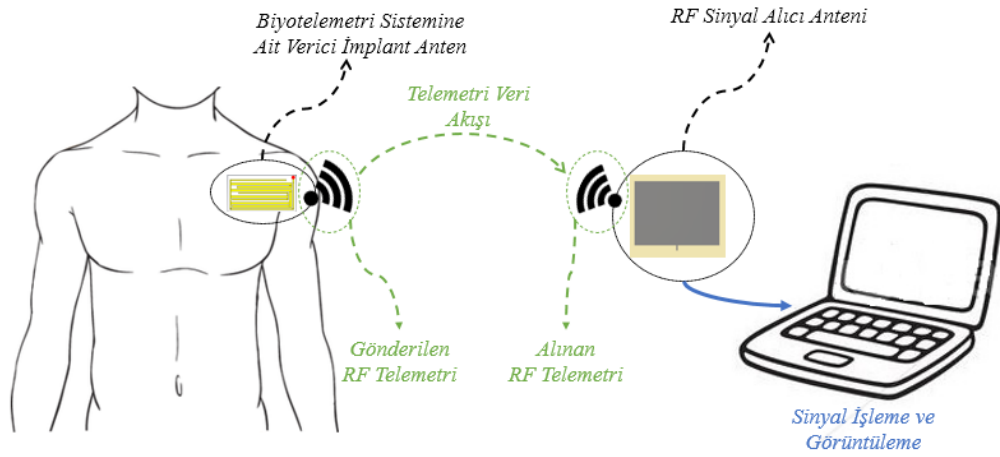
Şekil 2. 3: Anten hüzme genişlikleri [65]

Tüm bu teorik bilgiler yardımıyla biyotelemetri sistemleri için anten tasarımı rahatlıkla yapılabilecektir.

## 2.2 Biyotelemetri Sistemleri

Biyotelemetri, biyomedikal ve telemetri kelimelerinin birleşimiyle oluşmuştur. Biyomedikal tıpta tanı ve tedavi amacıyla araç ve gereçlerin üretimi ve tasarımı anlamına gelmektedir. Telemetri ise canlı vücutundan elde edilen biyolojik verilere verilen genel bir tanımdır. Biyotelemetri ise elektronikte kullanılan teknikler ile canlıdan elde edilen verilerin dijital platformlara aktarılması anlamına gelmektedir. Biyotelemetri sistemlerinin temel amacı hastaların hareketlerinde herhangi bir kısıtlama olmadan radyo sinyalleri sayesinde vücuttaki yaşamsal fonksiyonların nicelendirildiği parametrelerinin (vücut sıcaklığı, kandaki oksijen oranı( $SpO_2$ ) ve kan şekeri gibi) işlemci tabanlı bir sistem merkezinde toplanmasını ve bu vücut parametrelerinin değerlendirilmesi hedeflenmektedir. Biyotelemetri sistemlerine ait örnek bir blok diyagram Şekil 2.4'de yer almaktadır. Bu vücut parametrelerinin takip edilebilmesi amacıyla geliştirilen biyotelemetri sistemleri sayesinde hastalıkların tespiti-tanı işlemleri ve hastaların durumlarının takibi rahatlıkla yapılabilmektedir. Biyotelemetri sistemleri için en önemli bileşen vücut parametrelerinin merkezi veri işleme sisteme gönderilmesi amacıyla kullanılan antenlerdir ve bu antenler hastanın vücuduna ait biyolojik sinyalleri vücut dışarısındaki cihazlara kablosuz olarak iletimini sağlamaktadır. Bu antenler tüm biyotelemetri sisteminin güçlendirilmesi için önemlidir. Bu amaç doğrultusunda geliştirilecek olan implant (vücut içerisine

yerleştirilecek) antenler biyoyumlu, kompakt ve düşük çıkış gücüne sahip olması gerekmektedir. Bu gereksinimler doğrultusunda biyotelemetri sistemleri için mikroşerit antenler; kolay tasarlanabilmesi, düşük profilli olmaları, üretim ve fabrikasyonlarının kolaylığı sebebiyle biyotelemetri sistemlerinde kullanılmaktadır[5-48].



Şekil 2. 4: Kablosuz Biyotelemetri Sistemi

Mikroşerit yama antenler genel olarak her iki yüzeyi bakır kaplı dielektrik malzemelerden oluşmaktadır. Bakır yüzeyler üzerine oluşturulan farklı geometrik yapılar sayesinde ışıma elemanı oluşturulmaktadır. Mikroşerit yama antenler, tek, çift veya çoklu bantlarda anten ışıma performansı sunabilmeleri, doğrusal veya dairesel polarizasyonda ışıma özellikleri göstermeleri sebebiyle biyotelemetri sistemlerinin implant edilebilen anten uygulamalarında kullanılmak için son derece uygundur [40]. Ayrıca mikroşerit implant anten (MİA) yapıları için, ışıma elemanını çevresel etkilerden korumak ve olası vücut dokuları ile kısa devre oluşmasını önlemek amacıyla antenin üst ve alt yüzeylerine bakır içermeyen dielektrik malzemeler eklenmektedir. Temel olarak bu bölüm içerisinde; MİA tasarımlarını etkileyen temel faktörlerden antenin ışıma yüzeyi(yama) geometrisi, implant anten uygulamaları için kullanılacak frekanslar ve MİA'ların Özgül Soğurma Oranı(SAR) hakkında bilgilere yer verilecektir. Mikroşerit yama antenler temel olarak iletken ışıma

yüzeyi(yama/üst) ve toprak(alt) düzlemi arasında yer alan dielektrik tabakadan dolayı meydana gelmektedir. Işıma, yama(üst) yüzeylerin kenarları ile toprak(alt) düzleminde dış alanlarında meydana gelmektedir. İstenilen ışım frekansını tespit ederken geri dönüş kaybı(S parametresi) kullanılmaktadır. S parametresinin istenilen frekansta elde edilebilmesi için yama geometrisi ve toprak geometrisi önemli bir tasarım parametresidir. Günümüzde yeni nesil kablosuz teknolojilerindeki gelişmeler ile cihazlardaki küçülme meydana gelmesinden dolayı bu küçük yapılarda kullanım gereksinimleri karşılayabilmek için farklı yama yüzey geometrileri ortaya çıkmıştır. Temel ışım yüzeyleri genelde yama veya bu yapıların tamamlayıcısı olarak kullanılan açıklık elemanlarından meydana gelmektedir. Diğer bir taraftan, fiziksel alanın dar ve kısıtlı olduğu medikal uygulamalar (@MICS-bant,  $\lambda/2 \cong 37$  cm) için tasarlanan antenler genellikle sarmal, kıvrımlı veya bükümlü yapılara sahip mikroşerit ışım elemanları kullanılmaktadır. Ayrıca mikroşerit ışım elemanları hakkında temel bilgiler Bölüm 2.1’de verilmiş olup, Bölüm 2.3’de medikal frekans bantlarına ve Bölüm 2.4’de ise özgül soğurma oranı(SAR) tanımlamaları yapılmıştır.

## 2.3 Medikal Uygulamalar için Tahsis Edilen Özel Frekans Bantları

Federal İletişim Komisyonu (FCC- Federal Communications Commission) ve Uluslararası Telekomünikasyon Birliği (ITU- International Telecommunication Union) kablosuz iletişim bantlarını belirleyen uluslararası kuruluşlardır. Bu kuruluşlar tarafından medikal uygulamalarda kullanılması için MICS, (Medical Implant Communication Services- Tıbbi İmplant İletişim Servisleri 402-405 MHz) ve ISM (Industrial, Scientific and Medical- Endüstriyel, Bilimsel ve Tıbbi 2,4-2,48 GHz) frekans bantlarının kullanılmasını uygun görmüştür. Bu belirlenen frekans bantları kapsamada medikal sistemlerde kullanılacak implant antenlerin belirli standartlarda (çalışma frekansı, güç tüketimi, SAR vs.) çalışması gerekmektedir. 2.2.1 ve 2.2.2 Bölümlerinde medikal uygulamalar için kullanılan frekans bantlarına ve bu bantlarda çalışması için tasarlanan implant antenler için olması gereken ışım standartlarına yer verilecektir.

### 2.3.1 MICS bandı

MICS frekans bandı, 402-405 MHz aralığını kapsayan FCC tarafından tıbbi implant cihazlar için özel olarak tahsis edilmiş frekans bandıdır [49]. MICS frekans bandının diğer geniş bantlı haberleşme teknolojilerinden etkilenmemesi amacıyla bant genişliği çok dar tutulmuş olup sadece medikal uygulamalarda kullanılması planlanmıştır. Ayrıca MICS frekans bandı düşük güç tüketimine sahip, gürültüsüz iletişim gibi avantajlara sahiptir. Tüm bu sebeplerden dolayı literatürde biyoimplant anten uygulamaları için MICS bandı en çok tercih edilen frekans bandıdır.

### 2.3.2 ISM bandı

ISM bandı endüstriyel, bilimsel ve tıbbi alanlarda kullanımı amacıyla ITU Radio Regulations(Uluslararası Telekomünikasyon Birliği- Radyo Yönetmeliği) tarafından belirlenmiş frekans bandıdır [50, 51]. Radyo frekanslı(RF) ısı yönetimi, mikrodalga fırınlar ve medikal diatermi cihazları gibi birçok uygulamada bu frekans bandı kullanılmaktadır. ISM bandı, kısa mesafede ve düşük güçlü haberleşme sistemleri için de oldukça kullanışlıdır. ISM bandı aynı zamanda bluetooth cihaz teknolojileri, yakın alan haberleşme cihazları ve kablosuz bilgisayar ağları(WI-FI) gibi birçok alanda da kullanılmaktadır. Ayrıca ISM bandı, kullanılması için herhangi bir özel lisans veya sertifikaya gerek duyulmadığından ve düşük güçlü sistemlerde de çalışabilmesinden dolayı medikal uygulamalarda da kullanılmaktadır.

## 2.4 Özgül Soğurma Oranı(SAR)

Özgül soğurma oranı(SAR), elektromanyetik alana maruz kalındığında insan dokusu tarafından birim ağırlık başına soğurulan güç miktarı olarak tanımlanmaktadır ve birim olarak W/kg ile gösterilmektedir[4]. Çoğunlukla cep telefonlarında ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi cihazlarda soğurulan gücü ölçebilmek amacıyla kullanılan SAR, biyoteleometri cihaz teknolojileri içinde bir standart olarak kabul edilmiştir. Amerika Birleşik Devletleri merkezli olan Federal İletişim Komisyonu (FCC) özgül soğurma oranı olarak 1 gramlık doku üzerine düşen güç miktarının 1,6 W/kg'a eşit veya daha azı olarak belirlemiştir. Avrupa Birliği ülkelerinde ise bu standart Avrupa Elektroteknik Standardizasyon Komitesi(CENELEC- European

Committee for Electrotechnical Standardization) tarafından 10 g'lık doku için 2 W/kg veya daha azı olarak belirlemiştir [52]. Bu tez çalışması için insan dokuları içerisine yerleştirilerek tasarlanan implant anten için standartlar doğrultusunda belirlenen SAR seviyelerinin aşılmaması için Bölüm 3'de yer alan simülasyonlar referans alınarak giriş güçleri sayısal hesaplamaları ve ilgili değerlendirmeleri yine 3.Bölümde yer alan sonuçların değerlendirilmesi kısmında yer alacaktır.



## Bölüm 3

### 3. Mikroşerit İmplant Anten Tasarımı

Bu bölüm içerisinde, MICS bandında çalışacak olan biyotelemetri sistemleri için insan dokuları içerisinde çalışacak şekilde tasarlanan “Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Anten” ve “Spiral Rezonatörlü Mikroşerit Yama Anten” tasarımlarını içermektedir. Literatürdeki benzer tasarımlarla kıyaslandığında bazı anten yapılarından çok az büyük bazı anten yapılarından ise küçük boyutlu olan tasarımlar ilgili çalışma bandı (MICS bandı için  $S_{11} \leq -10$  dB) boyunca yeterli düzeyde ışıma performansına sahiptir. Bölüm 3.1 içerisinde MICS bandında çalışan Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Anten modeline ait temel tasarım parametrelerine yer verilmiştir. Bu parametreler doğrultusunda tasarlanan antenini insan dokusu içerisinde simülasyonlara ait geri dönüş kaybı (*S parametresi*) performans sonuçlarına yer verilmiştir. Bu sonuçlar oluşturulan ilk prototip, antenin nihai hali ve nihai hali üzerine varaktör diyot eklenmesi ile elde edilen sonuçları kapsamaktadır. Ayrıca yine bu bölüm içerisinde Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Anteninin serbest uzaydaki çalışma performansı da incelenmiştir. Bölüm 3.2 içerisinde ise MICS bandında çalışan Spiral Rezonatörlü Anten modeline ait temel tasarım parametrelerine yer verilmiştir. Bu parametreler doğrultusunda tasarlanan antenini insan dokusu içerisinde simülasyonlara ait geri dönüş kaybı performans sonuçlarına yer verilmiştir. Bu sonuçlar oluşturulan ilk prototip, antenin nihai hali ve nihai hali üzerine varaktör diyot eklenmesi ile elde edilen sonuçları kapsamaktadır. Ayrıca yine bu bölüm içerisinde Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroşerit Anteninin serbest uzaydaki çalışma performansı da incelenmiştir. Tasarlanan anten yapılarının simülasyonları sonlu integral metodunu kullanarak çözümlenme yapan sayısal hesaplama programı kullanılarak simüle edilmiştir. Ayrıca

simülasyonlar sırasında antenlerin alt ve üst yüzeylerinde yer alan bakır malzemeleri yalıtılmak ve uygulama sırasında hastaya zarar vermesini önlemek amacıyla Şekil 3.3’de verildiği katmanlı yapı kullanılmıştır. Bölümün 3.3’de ise bu antenlerin en verimli oldukları durumlar üzerine değerlendirme yapılmıştır. Antenlerin üretilmesi ve sonuçlarının değerlendirilmesi 4.Bölümde yapılacaktır.

### 3.1 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Tasarımı

Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten modeli oluşturulurken temel anten tasarım bilgileri kullanılarak öncül anten yapısı tasarlanmıştır. Oluşturulan prototip anten ve nihai anten yapısında kullanılan parametreler Bölüm 3.1.1’in (Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modeline Ait Temel Parametreler) içerisinde verilmiştir. Antenin ilk oluşturulduğu hali, nihai hali ve varaktör diyot eklenmesiyle elde edilen yapıların simülasyon sonuçlarına ve nihai anten geometrisine ise Bölüm 3.1.2’nin(Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) içerisinde verilmiştir.

#### 3.1.1 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modeline Ait Temel Parametreler

Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten yapısı oluşturulurken temel mikroserit yama anten yapısı oluşturma tekniği ile oluşturulmuştur. Bunun için antende bir yama yüzeyine ve toprak düzlemine ihtiyaç vardır. Anten implant olarak kullanılacağı için bu iletken yüzeylerin olası vücut dokularıyla kısa devrelerini önlemek için üst ve alt yüzeylerine dielektrik malzeme kullanılması gerekmektedir. Hem Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ )

Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten hem de Spiral Rezonatörlü Antende dielektrik malzeme olarak Rogers RT/duroid 6010LM malzemesi tercih edilmiştir. Bu malzeme hem biyouyumlu bir malzeme olup aynı zamanda yüksek dielektrik sabitine sahiptir. Malzemenin dielektrik sabiti( $\epsilon_R$ ) 10,2'dir. Dielektrik malzeme kalınlığı 0,64mm ve üst ve alt yüzeydeki bakır kalınlıkları  $35\mu\text{m}$ 'dir. Bu dielektrik malzemenin özellikleri doğrultusunda besleme hattının parametresinin belirlenmesi gerekmektedir. Bu besleme hattının  $50 \Omega$  empedansa sahip olması gerekir. Antenin besleme hattı empedans değerini ayarlarken öncelikle iki parametreyi birbiri ile kıyaslamamız gerekmektedir. Bunlar dielektrik malzemenin kalınlığı ve tahmini besleme hattı genişliğidir. Bu iki parametrenin durumuna göre besleme hattı empedans hesaplama formülü belirlenir. Besleme hattı empedansının hesaplanabilmesi için aynı zamanda Formül 3.1 veya 3.3 kullanılarak efektif dielektrik sabitinin( $\epsilon_{eff}$ ) de hesaplanması gereklidir. Tüm bu hesaplamaları yapabilmek için ilk olarak  $\frac{\text{Besleme Hattı Genişliği}(W)}{\text{Dielektrik Kalınlığı}(h)} < 1$  veya  $\frac{\text{Besleme Hattı Genişliği}(W)}{\text{Dielektrik Kalınlığı}(h)} > 1$  olup olmadığına karar verilmelidir. Eğer 1'den küçük ise sırasıyla Formül 3.1 ve 3.2 uygulanarak empedans hesabı yapılır. 1'den büyük olduğu durumda ise sırasıyla 3.3 ve 3.4 formülleri uygulanır.

Eğer  $\frac{W}{h} < 1$  ise;

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_R + 1}{2} + \frac{\epsilon_R - 1}{2} \left[ \frac{1}{\sqrt{1 + 12 \left(\frac{h}{W}\right)}} + 0,04 \left(1 - \left(\frac{W}{h}\right)\right)^2 \right] \quad (3.1)$$

$$Z_0 = \frac{60}{\sqrt{\epsilon_{eff}}} \ln \left( 8 \left(\frac{h}{W}\right) + 0,25 \left(\frac{W}{h}\right) \right) \quad (3.2)$$

Olarak hesaplanır. Ancak  $\frac{W}{h} > 1$  olduğu durumda formül değişecektir ve formül şu şekilde olacaktır;

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_R + 1}{2} + \left[ \frac{\epsilon_R - 1}{2 \sqrt{1 + 12 \left(\frac{h}{W}\right)}} \right] \quad (3.3)$$

$$Z_0 = \frac{120\pi}{\sqrt{\epsilon_{eff}} \left[ \frac{W}{h} + 1,393 + \frac{2}{3} \ln \left( \frac{W}{h} + 1,444 \right) \right]} \quad (3.4)$$

Bu formüllerde yer alan;  $Z_0$ : Antenin Besleme Hattı Empedans( $\Omega$ ) Değeri,  $W$ : Besleme Hattı Genişliğini(mm),  $H$ : Dielektrik Kalınlığını(mm),  $\epsilon_R$ : Dielektrik Malzemenin Epsilon Değerini,  $\epsilon_{eff}$ : Efektik Epsilon Değerini göstermektedir.

Bu formüller doğrultusunda hem Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten hem de Spiral Rezonatörlü Anten için besleme hattının genişliği hesaplanacaktır. Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten ve Spiral Rezonatörlü Antende aynı dielektrik malzeme kullanılacağı için tek hesaplama yapılması yeterli olacaktır. Besleme hattının 0,59mm seçilmesi durumunda  $Z_0$  değeri 50  $\Omega$  olduğu gözlenecektir. Bu değeri elde etmek için matematiksel hesaplama yapmak yerine sayısal hesaplama programı içerisinde yer alan makro araçlarından da yararlanmak mümkündür. Besleme hattı empedansının matematiksel hesaplaması Formül 3.1 ve 3.2'ye göre aşağıdaki gibidir.

Matematiksel Hesaplama Yöntemi;

$W= 0,59\text{mm}$ ,  $h=0,64\text{mm}$  için;

$\frac{W}{h}$  Değeri,  $\frac{0,59}{0,64} = 0,93$  olarak hesaplanır.  $0,93 < 1$  olduğu için 3.1 formülü kullanılarak  $\epsilon_{eff}$  değeri hesaplanır.

$$\epsilon_{eff} = \frac{10,2+1}{2} + \frac{10,2-1}{2} \left[ \frac{1}{\sqrt{1+12\left(\frac{0,64}{0,59}\right)}} + 0,04 \left( 1 - \left( \frac{0,59}{0,64} \right) \right)^2 \right]$$

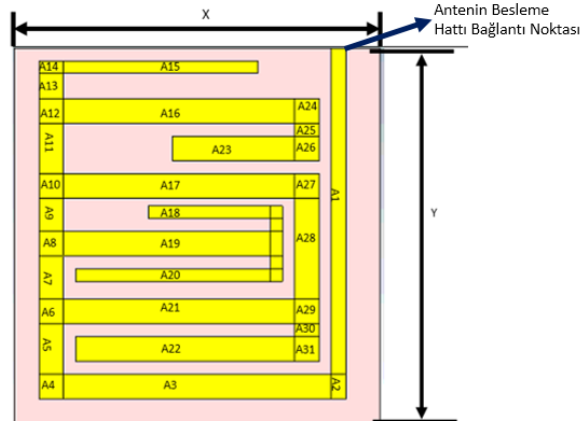
$$\epsilon_{eff} = 6,84$$

$\epsilon_{eff} = 6,84$  Değeri için 3.2 formül kullanılarak da  $Z_0$  değerinin hesaplaması yapıldığında;

$$Z_0 = \frac{60}{\sqrt{6,84}} \ln \left( 8 \left( \frac{0,64}{0,59} \right) + 0,25 \left( \frac{0,59}{0,64} \right) \right)$$

$Z_0 \approx 50 \Omega$  Olarak hesaplanır.

Anten tasarımı için gerekli olan tüm hesaplamaları tamamlandıktan sonra bir prototip anten tasarımı oluşturulmuştur. “Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten” olarak isimlendirilen antenin geometrisi Şekil 3.1’de ve bu antenin parametreleri ise Tablo 3.1’deki gibi olmuştur.



Şekil 3. 1: Oluşturulan İlk Prototip Antenin Yama Yüzeyi (Toprak düzleminin tümü bakır kaplıdır.)

Tablo 3. 1: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenin Oluşturulan İlk Prototipinin Parametreleri

Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
A1	13	0,59	A17	1	9,5
A2	1	0,59	A18	0,5	5
A3	1	11	A19	1	8,5
A4	1	1	A20	0,5	8
A5	2	1	A21	1	9,5
A6	1	1	A22	1	9
A7	1,7	1	A23	1	5
A8	1	1	A24	1	1
A9	1,3	1	A25	0,5	1
A10	1	1	A26	1	1
A11	2	1	A27	1	1
A12	1	1	A28	4	1
A13	1	1	A29	1	1
A15	0,5	8	A31	1	1
A16	1	9,5	X,Y	15	15

Tablo 3.1’de verilen parametrelere göre Şekil 3.2’deki prototip anten yapısı oluşturulmuştur. Bu yapı silikon bir kılıf içerisinde insan yağ dokusu altına yerleştirilmiştir. Dokuların elektriksel özellikleri ve parametreleri Tablo 3.2’deki gibidir. Bu özellikler [53]’de verilen parametreler kullanılarak oluşturulmuştur. Şekil 3.4’de ise dokuların simülasyon programındaki görseline yer verilmiştir.

Tablo 3. 2: Kullanılan Dokuların Elektriksel Özellikleri ve Parametreleri[53]

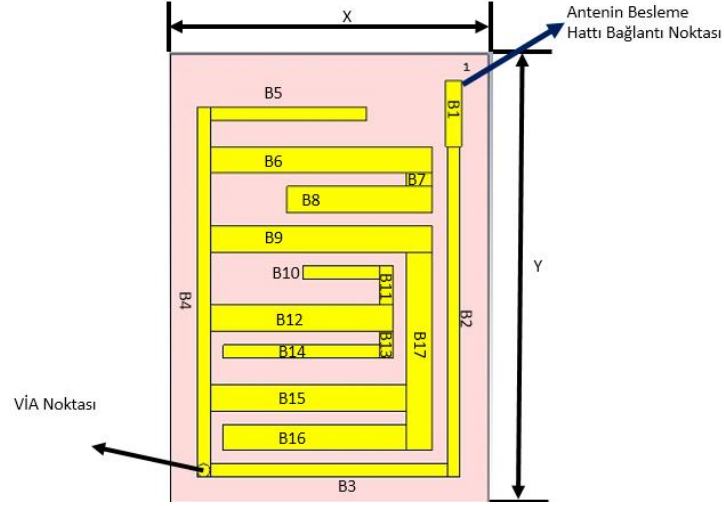
Doku	Dielektrik Sabiti	Uzunluk	Genişlik	Kalınlık
Deri	46,7	40	40	1,5
Yağ	11.6	40	40	3
Silikon	11,9	40	40	8
Kemik	17,8	40	40	8

Tablo 3.2(Devamı)

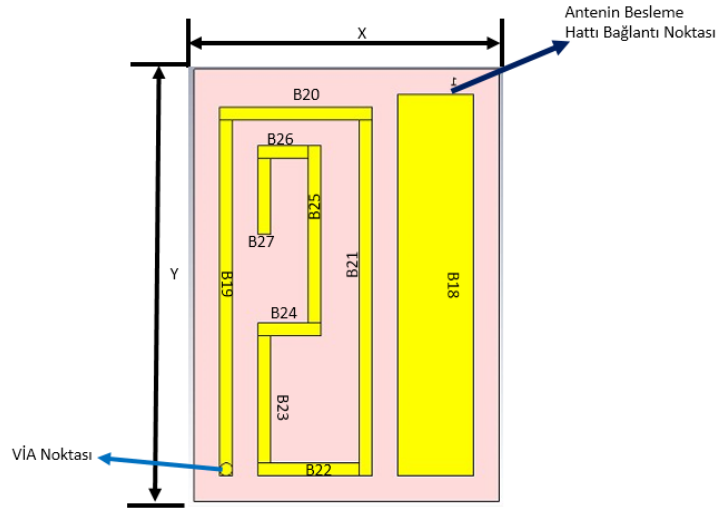
<b>Doku</b>	<b>Dielektrik Sabiti</b>	<b>Uzunluk</b>	<b>Genişlik</b>	<b>Kalınlık</b>
<b>Beyin</b>	49,7	40	40	4

Şekil 3.1’de tasarlanan antenin simülasyonlar sonucu MICS bandında çalışmadığı gözlemlenmiştir. İlk prototipin simülasyon sonuçları ve nihai yapı ile kıyaslamasına Bölüm 3.1.2’de (Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) ayrıntılı olarak değinilecektir.

Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenin ilk prototipinin oluşturulması ardından anten üzerinde çeşitli değişikliklere gidilmiştir. Bu değişiklikler sonucu Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten için nihai anten geometri oluşturulmuştur. Şekil 3.2’de antenin genel görünüşüne ve Tablo 3.3’de ise antende kullanılan temel parametrelere yer verilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 3. 2: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenin Nihai Geometrisi a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi

Tablo 3. 3: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenin Oluşturulan Nihai Geometrinin Parametreleri

Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
<b>B1</b>	2,5	0,59	<b>B15</b>	1	7,40
<b>B2</b>	12,5	0,5	<b>B16</b>	1	6,90
<b>B3</b>	0,5	8,95	<b>B17</b>	7,5	1
<b>B4</b>	14	0,5	<b>B18(Toprak)</b>	15	3



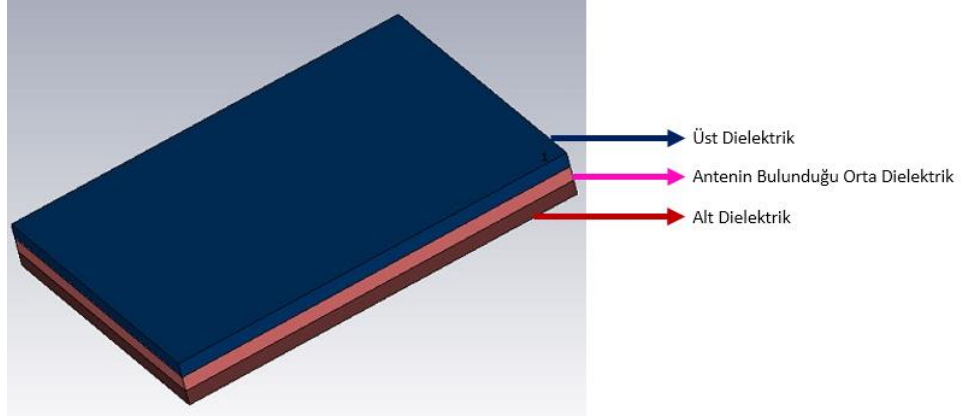
Tablo 3.3(Devamı)

Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
<b>B5</b>	0,5	5,90	<b>B19</b>	14	0,5
<b>B6</b>	1	8,40	<b>B20</b>	0,5	6
<b>B7</b>	0,5	1	<b>B21</b>	14	0,5
<b>B8</b>	1	5,5	<b>B22</b>	0,5	4
<b>B9</b>	1	8,40	<b>B23</b>	5	0,5
<b>B10</b>	0,5	2,90	<b>B24</b>	0,5	2,5
<b>B11</b>	1,5	0,5	<b>B25</b>	7	0,5
<b>B12</b>	1	6,90	<b>B26</b>	0,5	2
<b>B13</b>	1	0,5	<b>B27</b>	3	0,5
<b>B14</b>	0,5	5,90	<b>X,Y</b>	17	12

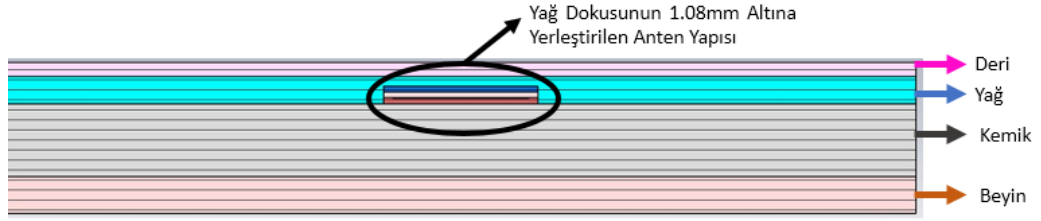
Tablo 3.3’de verilen parametrelere göre Şekil 3.2’deki nihai anten yapısı oluşturulmuştur. Bu yapı üst ve alt dielektrik malzemeler ile birlikte Şekil 3.3’deki gibi yağ dokusunun 1.08mm altına yerleştirilmiştir. Üst ve alt dielektrik malzeme ile birlikte anten dokulara yerleştirildiği için silikon katmanı kaldırılmıştır. Dokuların elektriksel özellikleri ve parametreleri Tablo 3.4’deki gibidir. Bu özellikler [53]’de verilen parametreler kullanılarak oluşturulmuştur. Şekil 3.3’de ise dokuların simülasyon programındaki görseline yer verilmiştir.

Tablo 3. 4: Kullanılan Dokuların Elektriksel Özellikleri ve Parametreleri[53]

Doku	Dielektrik Sabiti	Uzunluk	Genişlik	Kalınlık
<b>Deri</b>	46,7	100	100	1,5
<b>Yağ</b>	11,6	100	100	3
<b>Kemik</b>	17,8	100	100	8
<b>Beyin</b>	49,7	100	100	4

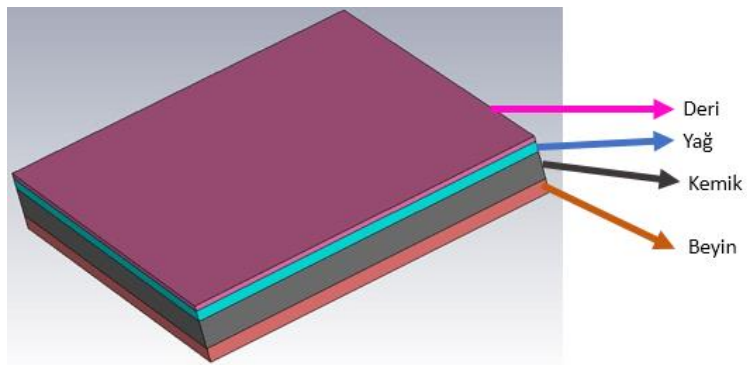


(a)



(b)

Şekil 3. 3: a)Dielektrik Malzemeler ve b)Antenin Vücut İçerisindeki Konumu

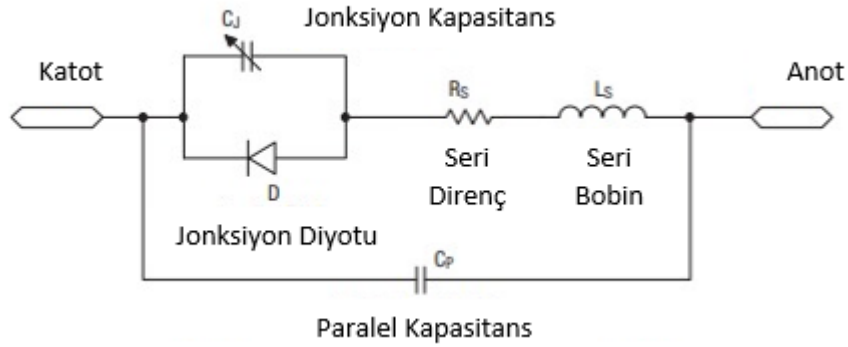


Şekil 3. 4: Simülasyon Ortamında Dokuların Görüntüsü

Şekil 3.2’de tasarlanan nihai antenin simülasyonlar sonucu MICS bandında çalıştığı gözlemlenmiştir. Tüm antenlere ait simülasyon sonuçları kıyaslamasına Bölüm

3.1.2’de(Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) ayrıntılı olarak değinilecektir.

Antenin nihai geometrisi oluşturulduktan sonra literatürde olmayan ne tür yenilikler eklenebileceğine yönelik araştırmalar sonucu anten yapısına varaktör diyot eklenerek çalışma frekansında oynamalar yapılabileceği sonucuna varılmıştır. Varaktör diyot kısaca üzerine uygulanan doğru akıma(DC) göre kapasite değeri değişen devre elemanıdır. 3 farklı kapasite değerine sahip varaktör diyota göre anten çizimleri yapılmış ve bu diyotlar kullanılarak antenin simülasyonları tamamlanmıştır. Bu varaktör diyot kullanılarak yapılan simülasyonların sonuçlarına Bölüm 3.1.2 içerisinde yer almaktadır. Varaktörler SMV1251, SMV2019 ve SMVA1470’dır. Bu varaktör diyotların gerilim ve kapasite değişim oranları Ek 4. “Varaktör Diyot Değerleri” bölümünde yer almaktadır. Şekil 3.5’de ise kullanılan varaktör diyotların eşdeğer devre modeli verilmiştir. Tablo 3.5’de ise bu tez için önerilen varaktör diyotların Denklem 3.5 ve 3.6’da hesaplamalar için kullanılan değerler verilmiştir.



**Şekil 3. 5:** Varaktör Diyot Eşdeğer Devre Modeli[67]

Şekil 3.5’de verilen eşdeğer devre modelinde  $C_j$ : Jonksiyon kapasitesi,  $D$ : Jonksiyon diyotu,  $R_s$ : Seri Direnci,  $L_s$ : Seri Bobini ve  $C_p$ : Paralel Kapasiteyi temsil etmektedir.

Varaktör jonksiyon kapasitansı ( $C_J$ ) ters besleme ile uygulanan DC voltajı  $V_R$ 'nin  $C_{J0}$ ,  $M$  ve  $V_J$  parametrelerini içeren bir fonksiyondur. Bu çalışmada tasarlanan empedans uyumlama devresinde istenilen kapasitans değerinin ayarlanması  $V_R$  ters besleme geriliminin kullanıcı tarafından ayarlanması ile sağlarken, Sıfır polarma jonksiyon kapasitansı ( $C_{J0}$ ), Derecelendirme katsayısı( $M$ ) ve jonksiyon voltajı ( $V_J$ ) parametreleri ise varaktör diyotun üretim aşamasına bağlı parametreler olup bu değerler üretici firma tarafından temin edilmiştir. Varaktör jonksiyon kapasitansının ayarlanmasını sağlayan eşitlik Denklem 3.5'te verilmiştir.

$$C_J(V_R) = \frac{C_{J0}}{\left(1 + \frac{V_R}{V_J}\right)^M} \quad (3.5)$$

Toplam kapasitans ( $C_T$ ) ise jonksiyon kapasitansı ile paralel kapasitansını ( $C_P$ ) toplamıdır ve denklemleri:

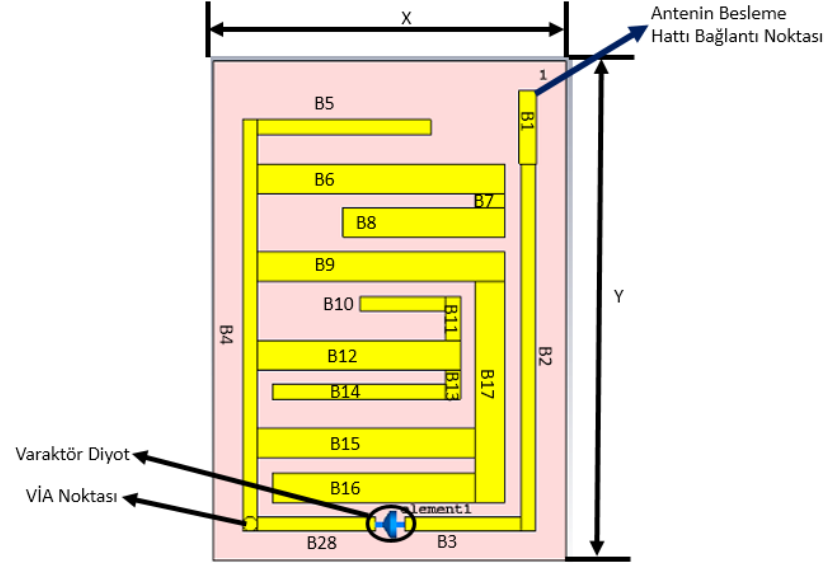
$$C_T(V_R) = \frac{C_{J0}}{\left(1 + \frac{V_R}{V_J}\right)^M} + C_P \quad (3.6)$$

$C_J$ : Varaktör jonksiyon kapasitansı,  $C_T$ : Varaktör jonksiyon kapasitansı,  $V_R$ : uygulanan ters DC voltajı,  $C_{J0}$ : Sıfır polarma jonksiyon kapasitansı,  $V_J$ : jonksiyon voltajı,  $M$ : Derecelendirme katsayısı,  $C_P$ : Paralel Kapasitans

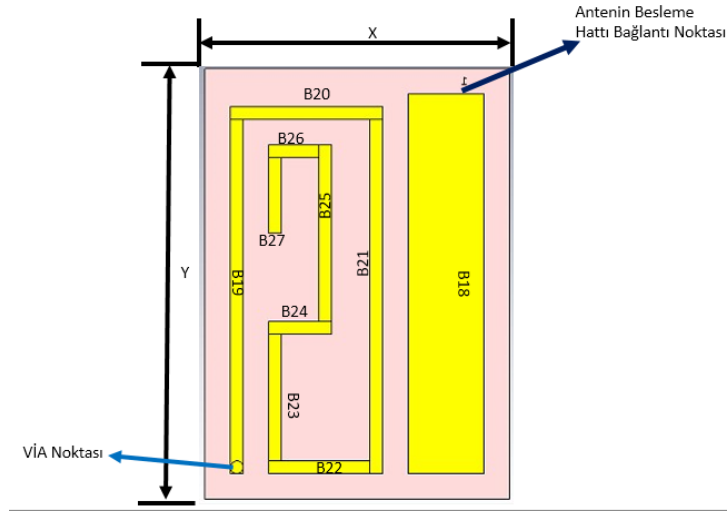
Tablo 3. 5: Kullanılan Dokuların Elektriksel Özellikleri ve Parametreleri[67]

Varaktör Diyot	$C_{J0}$ (pF)	$V_J$ (V)	M	$C_P$ (pF)	$R_S$ ( $\Omega$ )	$L_S$ (nH)
SMV1251	60	17	14	0	1,3	-
SMVA1470	110	80	19,7	3,94	0,5	1,4
SMV2019	2,25	3,5	1,4	0,07	4,8	0,45

Bu varaktör diyotların eklenmesi sonucu antenin oluşan antenin genel geometrisi Şekil 3.6'da ve parametreleri Tablo 3.6'de verildiği gibi olmuştur.



(a)



(b)

Şekil 3. 6: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin Nihai Geometrisine Varaktör Eklenmesi ile Elde Edilen Yapı a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi

Tablo 3. 6: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenın Nıhai Geometrinin Varaktör Diyot ile Oluşturulmuş Halinin Parametreleri

Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
<b>B1</b>	2,5	0,59	<b>B16</b>	1	6,90
<b>B2</b>	12,5	0,5	<b>B17</b>	7,5	1
<b>B3</b>	0,5	3,95	<b>B18(Toprak)</b>	15	3
<b>B4</b>	14	0,5	<b>B19</b>	14	0,5
<b>B5</b>	0,5	5,90	<b>B20</b>	0,5	6
<b>B6</b>	1	8,40	<b>B21</b>	14	0,5
<b>B7</b>	0,5	1	<b>B22</b>	0,5	4
<b>B8</b>	1	5,5	<b>B23</b>	5	0,5
<b>B9</b>	1	8,40	<b>B24</b>	0,5	2,5
<b>B10</b>	0,5	2,90	<b>B25</b>	7	0,5
<b>B11</b>	1,5	0,5	<b>B26</b>	0,5	2
<b>B12</b>	1	6,90	<b>B27</b>	3	0,5
<b>B13</b>	1	0,5	<b>B28</b>	0,5	4
<b>B14</b>	0,5	5,90	<b>X,Y</b>	17	12
<b>B15</b>	1	7,40			

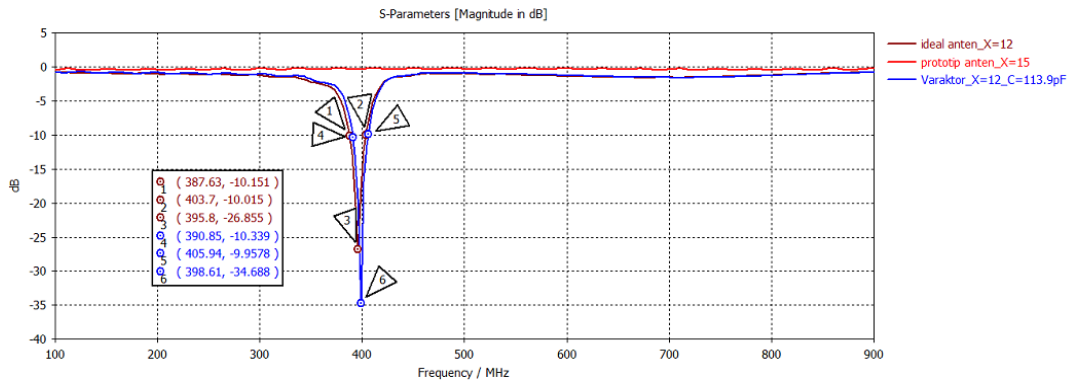
Tablo 3.6’de verilen parametrelere göre Şekil 3.6’daki nihai varaktörlü anten yapısı oluşturulmuştur. Bu yapı üst ve alt dielektrik malzemeler ile birlikte Şekil 3.3’deki gibi yağ dokusunun 1,08mm altına yerleştirilmiştir. Üst ve alt dielektrik malzeme ile birlikte anten dokulara yerleştirildiği için silikon katmanı kaldırılmıştır. Dokuların elektriksel özellikleri ve parametreleri Tablo 3.4’de yer alan değerlere göre oluşturulmuştur. Bu özellikler [53]’de verilen parametreler kullanılarak oluşturulmuştur. Şekil 3.4’de ise dokuların simülasyon programındaki görseline yer verilmiştir.

Şekil 3.6’daki tasarlanan nihai varaktörlü antenin simülasyonlar sonucu MICS bandında çalıştığı gözlemlenmiştir. Tüm antenlere ait simülasyon sonuçları

kıyaslamasına Bölüm 3.1.2’de (Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) ayrıntılı olarak değinilecektir.

### 3.1.2 Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları

Bölüm 3.1.1’de yer alan Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenin farklı modellerine ait simülasyon sonuçları bu bölümde incelenecektir. Bu sonuçların en ideal sonuç olup olmadığını S parametresi incelenerek kararlaştırılacaktır. İlk prototip anten, ideal anten ve varaktör diyot eklenmiş anten için S parametresi sonuçları Şekil 3.7’deki gibidir.



Şekil 3. 7: Antenlerin S Parametreleri Kıyaslamaları(Kırmızı=İlk Prototip Anten, Kahverengi= İdeal Anten Yapısı, Mavi= Varaktör Diyot(SMVA1470) Eklenmesi ile Elde Edilen Sonuçlar)

Şekil 3.7’den de görüleceği üzere ilk prototip anten belirlenen aralıkta ışınım yapmamaktadır. İdeal anten ve varaktör diyot eklenen antenin MICS bandında ışınım yaptığı gözlemlenmiştir. Varaktör diyotun eklenmesinin S parametresinde iyileşmeye neden olduğu açıkça görünmektedir.

## 3.2 Spiral Rezonatörlü Anten Tasarımı

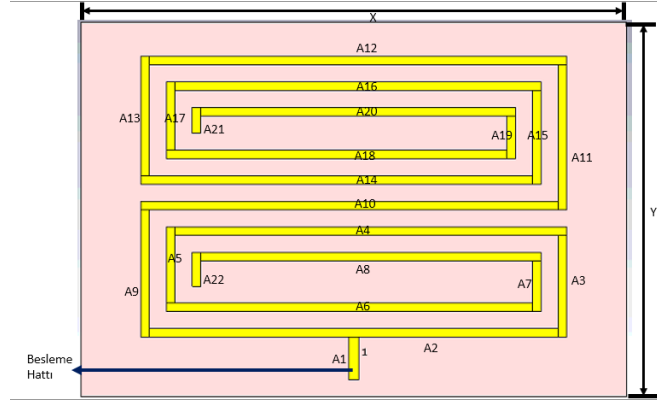
Spiral rezonatörlü anten modeli oluşturulurken temel anten tasarım bilgileri kullanılarak öncül anten yapısı tasarlanmıştır. Nihai anten yapısında kullanılan parametreler Bölüm 3.2.1(Spiral Rezonatörlü Anten Modeline Ait Temel Parametreler) içerisinde verilmiştir. Antenin ilk oluşturulduğu hali, nihai hali ve varaktör diyot eklenmesiyle elde edilen yapıların simülasyon sonuçlarına ve nihai anten geometrisine ise Bölüm 3.2.2(Spiral Rezonatörlü Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) içerisinde verilmiştir.

### 3.2.1 Spiral Rezonatörlü Anten Modeline Ait Temel Parametreler

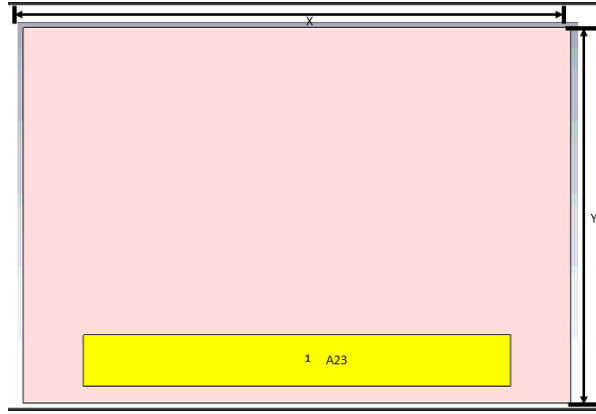
Spiral rezonatörlü anten modeli Bölüm 1’de bahsedilen kare spiral anten yapısını temel almaktadır. Bu anten yapısında da Rogers RT/duroid 6010LM malzemesi kullanıldığı için besleme hattı Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten ile aynı ölçülerde yani 0,59mm olacaktır. Antenin ilk prototip halinde yama yüzeyinde 2 adet spiral bulunmaktadır. Antenin bu yapısı değiştirilerek 3 farklı spiral tipi kullanılarak yeni anten modelleri oluşturulmuştur. İlk olarak oluşturulan yapıda yama yüzeyinde 1 adet spiral ve toprak düzleminde de 1 adet spiral olacak şekilde yeniden düzenlenmiştir. İkinci olarak toprak düzleminde bulunan yapı Antispiral Rezonatör yapısına çevrilmiş ve varaktör diyot eklenmiştir ve son olarak toprak düzlemindeki bakır ve toprak düzleminde yer alan rezonatör yapıları birleştirilmiştir ve varaktör eklenerek simülasyonları tamamlanmıştır. Oluşturulan tüm spiral rezonatörlü antenlerin simülasyon sonuçları Bölüm 3.2.2’de incelenmiştir. Ayrıca yine bu antenlerin simülasyonlarında da Bölüm 3.1.1’de bulunan dokular ve varaktör diyotlar kullanılmıştır.

Tez için önerilen spiral rezonatörlü anten yapıları oluşturulurken literatürde yer alan kare spiral rezonatör yapısı referans alınarak tasarımlar tamamlanmıştır. Oluşturulan ilk prototip antenin geometrisi Şekil 3.8’deki gibi oluşturulmuştur. Antenin parametreleri ise Tablo 3.7’de verilmiştir.





(a)



(b)

Şekil 3. 8: Spiral rezonatörlü anten için oluşturulan ilk prototip yapı (a: Yama, b: toprak yüzeyi)

Tablo 3. 7: Spiral Rezonatörlü Antenin Oluşturulan İlk Prototipinin Parametreleri

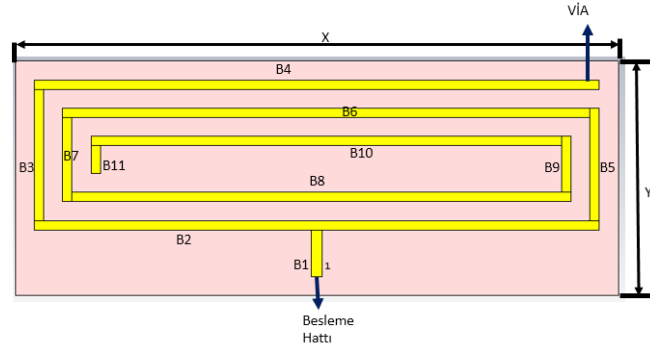
Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
<b>A1</b>	2,5	0,59	<b>A13</b>	7	0,5
<b>A2</b>	0,5	24	<b>A14</b>	0,5	23
<b>A3</b>	6	0,5	<b>A15</b>	5,5	0,5
<b>A4</b>	0,5	23	<b>A16</b>	0,5	21,5
<b>A5</b>	4,5	0,5	<b>A17</b>	4	0,5

Tablo 3.7(Devamı)

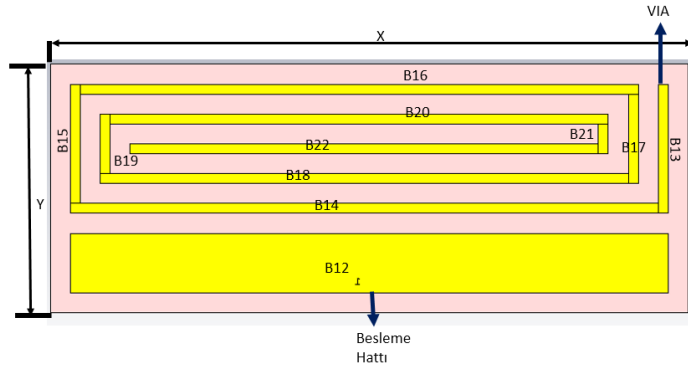
Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
<b>A6</b>	0,5	21,5	<b>A18</b>	0,5	20
<b>A7</b>	3	0,5	<b>A19</b>	2,5	0,5
<b>A8</b>	0,5	20	<b>A20</b>	0,5	18,5
<b>A9</b>	7,5	0,5	<b>A21</b>	1,5	0,5
<b>A10</b>	0,5	24,5	<b>A22</b>	2	0,5
<b>A11</b>	8,5	0,5	<b>A23</b>	3	25
<b>A12</b>	0,5	24,5	<b>X,Y</b>	22	32

Şekil 3.8’de tasarlanan antenin simülasyonlar sonucu MICS bandında çalışmadığı gözlemlenmiştir. İlk prototipin simülasyon sonuçları ve nihai yapı ile kıyaslamasına Bölüm 3.2.2’de(Spiral rezonatörlü Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) ayrıntılı olarak değinilecektir.

Spiral rezonatörlü antenin ilk prototipinin oluşturulması ardından antenin bazı bölgeleri için değişiklik önermiştir. Bu değişiklikler sonucu spiral rezonatörlü anten için nihai geometri oluşturulmuştur. Şekil 3.9’da antenin genel görünüşüne ve Tablo 3.8’de ise antende kullanılan temel parametrelere yer verilmiştir.



(a)



(b)

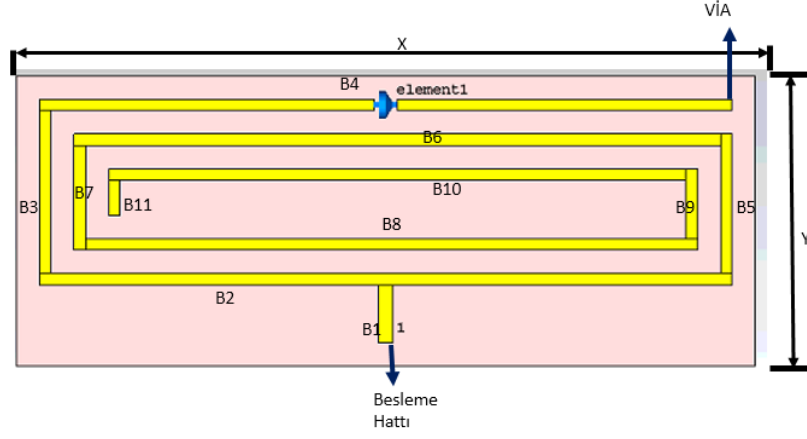
Şekil 3. 9: Spiral rezonatörlü Antenin Nihai Geometrisi a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi

Tablo 3. 8: Spiral Rezonatörlü Antenin Oluşturulan Nihai Geometrinin Parametreleri

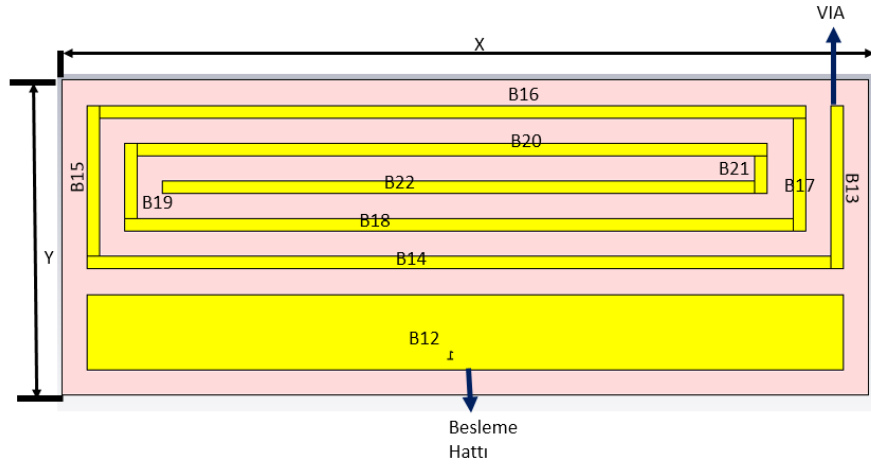
Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
<b>B1</b>	2,5	0,59	<b>B13</b>	6,5	0,5
<b>B2</b>	0,5	30	<b>B14</b>	0,5	29,5
<b>B3</b>	7	0,5	<b>B15</b>	6	0,5
<b>B4</b>	0,5	30	<b>B16</b>	0,5	28
<b>B5</b>	6	0,5	<b>B17</b>	4,5	0,5
<b>B6</b>	0,5	28	<b>B18</b>	0,5	26,5
<b>B7</b>	4,5	0,5	<b>B19</b>	3	0,5
<b>B8</b>	0,5	26,5	<b>B20</b>	0,5	25
<b>B9</b>	3	0,5	<b>B21</b>	1,5	0,5
<b>B10</b>	0,5	25	<b>B22</b>	0,5	32,5
<b>B11</b>	1,5	0,5	<b>X,Y</b>	32	12,5
<b>B12(Toprak)</b>	3	30			

Tablo 3.8’de verilen parametrelere göre Şekil 3.9’daki nihai anten yapısı oluşturulmuştur. Şekil 3.9’da tasarlanan nihai antenin simülasyonlar sonucu MICS bandında çalıştığı gözlemlenmiştir. Tüm antenlere ait simülasyon sonuçları kıyaslamasına Bölüm 3.2.2’de(Spiral Rezonatörlü Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) ayrıntılı olarak değinilecektir.

Antenin nihai geometrisi oluşturulduktan anten yapısı üzerine varaktör diyotlar eklenerek yeni tasarımlar oluşturulmuştur. Bu varaktör diyotlar kullanılarak antenin simülasyonları tamamlanmıştır. Bu varaktör diyot kullanılarak yapılan simülasyonların sonuçlarına Bölüm 3.2.2 içerisinde yer almaktadır. Varaktör diyotların model numaraları SMV1251, SMV2019 ve SMVA1470’dır. Bu varaktör diyotların gerilim ve kapasite değişim oranları Ek 4. “Varaktör Diyot Değerleri” bölümünde yer almaktadır. Bu varaktör diyotların eklenmesi sonucu antenin oluşan antenin genel geometrisi Şekil 3.10’da ve parametreleri Tablo 3.8’de verilen değerlerle aynı olmakla birlikte sadece B4 yolu tam ortasında 1mm açıklık olacak şekilde bölünmüştür.



(a)

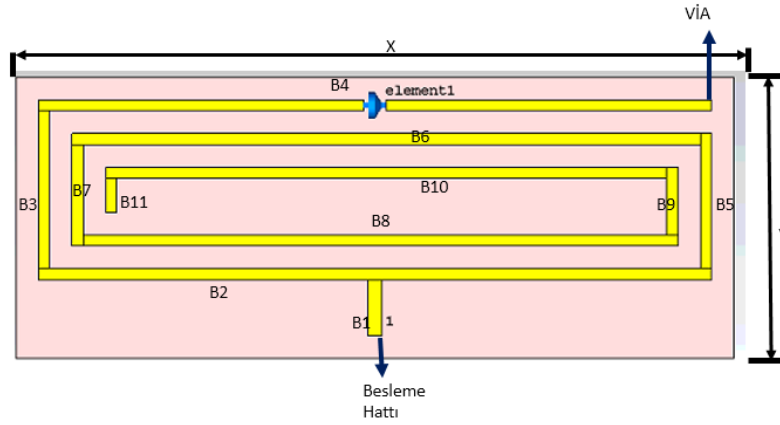


(b)

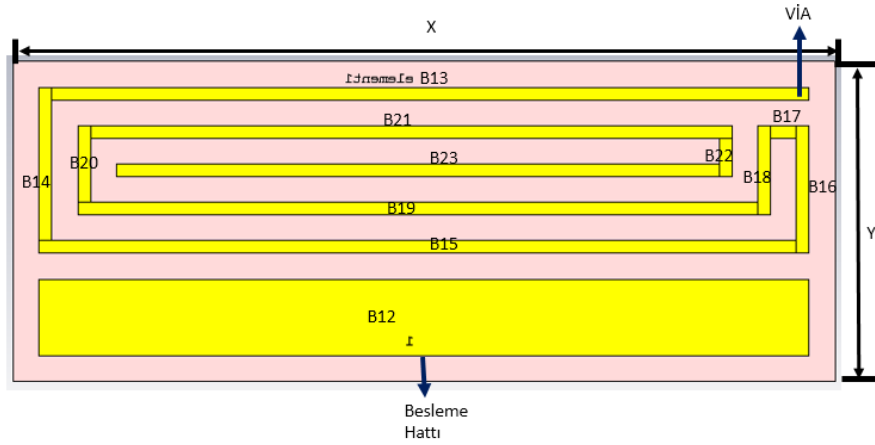
Şekil 3. 10: Spiral Rezonatörlü Antenin Nihai Geometrisine Varaktör Eklenmesi ile Elde Edilen Yapı a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi

Tablo 3.8’de verilen parametrelere göre Şekil 3.10’daki nihai varaktörlü anten yapısı oluşturulmuştur. Şekil 3.10’daki tasarlanan nihai varaktörlü antenin simülasyonlar sonucu MICS bandında çalıştığı gözlemlenmiştir. Tüm antenlere ait simülasyon sonuçları kıyaslamasına Bölüm 3.2.2’de(Spiral Rezonatörlü Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) ayrıntılı olarak değinilecektir.

Spiral rezonatör yapılı antenin nihai geometrisi oluşturulduktan toprak düzleminde yer alan spiral rezonatör yapısı değiştirilerek anti spiral rezonatör yapısı kullanılmış ve Bölüm 3.2.2’de simülasyon sonuçları incelenmiştir. Şekil 3.11’de antenin geometrisi ve Tablo 3.9’da antenin parametreleri verilmiştir. Antenin simülasyonları insan dokuları içerisinde ve varaktör diyot kullanılarak yapılmıştır.



(a)



(b)

Şekil 3. 11: Spiral Rezonatörlü Antenin Anti Spiral ve Varaktör Eklenmesi ile Elde Edilen Yapı a) Yama Yüzeyi, b) Toprak Yüzeyi

Tablo 3. 9: Spiral Rezonatörlü Antenin Anti Spiral ve Varaktör Eklenmesi ile Elde Edilen Yapının Parametreleri

Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
<b>B1</b>	2,5	0,59	<b>B13</b>	0,5	29,5
<b>B2</b>	0,5	30	<b>B14</b>	6	0,5
<b>B3</b>	7	0,5	<b>B15</b>	0,5	29,5
<b>B4</b>	0,5	30	<b>B16</b>	5	0,5
<b>B5</b>	6	0,5	<b>B17</b>	0,5	1
<b>B6</b>	0,5	28	<b>B18</b>	3,5	0,5
<b>B7</b>	4,5	0,5	<b>B19</b>	0,5	26,5
<b>B8</b>	0,5	26,5	<b>B20</b>	3	0,5
<b>B9</b>	3	0,5	<b>B21</b>	0,5	25
<b>B10</b>	0,5	25	<b>B22</b>	1,5	0,5
<b>B11</b>	1,5	0,5	<b>B23</b>	0,5	23,5
<b>B12(Toprak)</b>	3	30	<b>X,Y</b>	32	12,5

Tablo 3.9’da verilen parametrelere göre Şekil 3.11’deki Spiral rezonatörlü antenin anti spiral ve varaktör eklenmesi ile elde edilen yapı oluşturulmuştur. Şekil 3.11’deki tasarlanan Spiral rezonatörlü antenin anti spiral ve varaktör eklenmesi ile elde edilen antenin simülasyonlar sonucu MICS bandında çalıştığı gözlemlenmiştir. Tüm antenlere ait simülasyon sonuçları kıyaslamasına Bölüm 3.2.2’de(Spiral Rezonatörlü Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) ayrıntılı olarak değinilecektir.

Tasarlanan spiral rezonatör yapıları antende daha farklı yenilikler eklenebilmesi adına alt yüzeyde yer alan toprak noktası ile spiral rezonatör yapısı kısa devre durumunda olacak şekilde yapıda değişiklikler yapılmıştır. Ayrıca yine bu anten yapısında da varaktör diyot eklenerek çalışma frekansında oynamalar yapılabileceği sonucuna varılmıştır. Antenin gelen geometrisi Şekil 3.12’deki gibi oluşturulmuş ve bu antenin temel parametreleri Tablo 3.10’da verilmiştir.



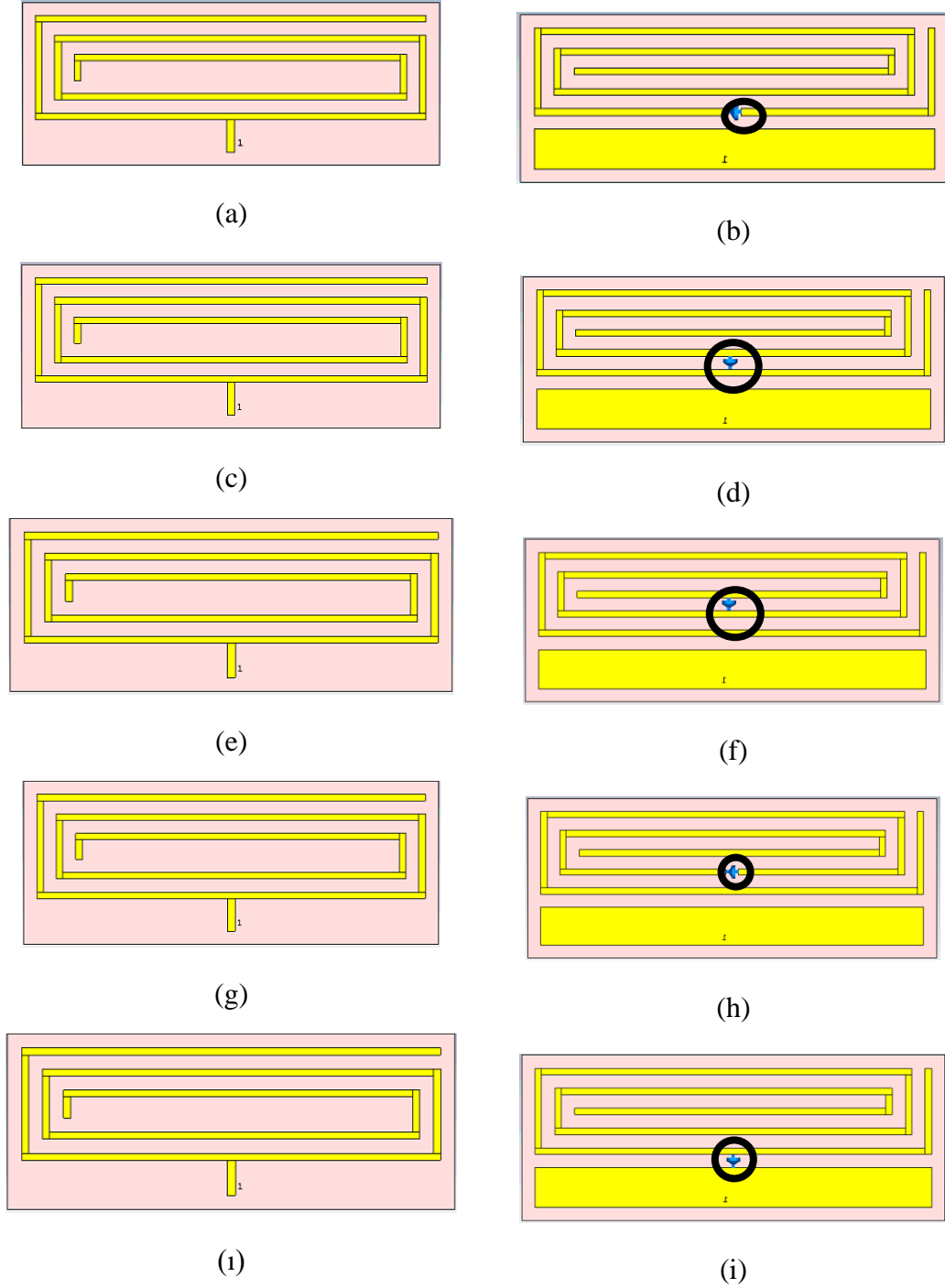


Tablo 3.10(Devamı)

Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)	Parametre	Uzunluk (mm)	Genişlik (mm)
<b>A6</b>	0,5	23	<b>A16</b>	0,5	23
<b>A7</b>	4,5	0,5	<b>A17</b>	3	0,5
<b>A8</b>	0,5	21,5	<b>A18</b>	0,5	21,5
<b>A9</b>	3	0,5	<b>A19</b>	1,5	0,5
<b>A10(Toprak)</b>	3	25	<b>X, Y</b>	12,5	27
<b>A11</b>	1	0,5			

Tablo 3.10’da verilen parametrelere göre Şekil 3.12’deki anten yapısı oluşturulmuştur. Şekil 3.12’deki tasarlanan antenin simülasyonlar sonucu MICS bandında çalıştığı gözlemlenmiştir. Tüm antenlere ait simülasyon sonuçları kıyaslamasına Bölüm 3.2.2’de(Spiral Rezonatörlü Anten Modeline Ait Simülasyon Sonuçları) ayrıntılı olarak değinilecektir.

Tasarlanan varaktör diyotlu nihai anten için varaktör diyotun konumunun değiştirilmesi sonucu antenin çalışma performansında değişim meydana gelip gelmediğini incelemek adına bu aşamadaki çalışmalar yapılmıştır. Bu başlıkta varaktör diyotun konumlarına yer verilecektir. Bölüm 3.2.2 altında ise simülasyon sonuçları değerlendirilecektir. Genel olarak antenler Tablo 3.8’de bulunan parametreler ve Tablo 3.4’de bulunan insan vücudu parametreleri kullanılarak oluşturulmuştur. Şekil 3.13’de bu antendeki varaktör diyotların konumları gösterilmiştir.

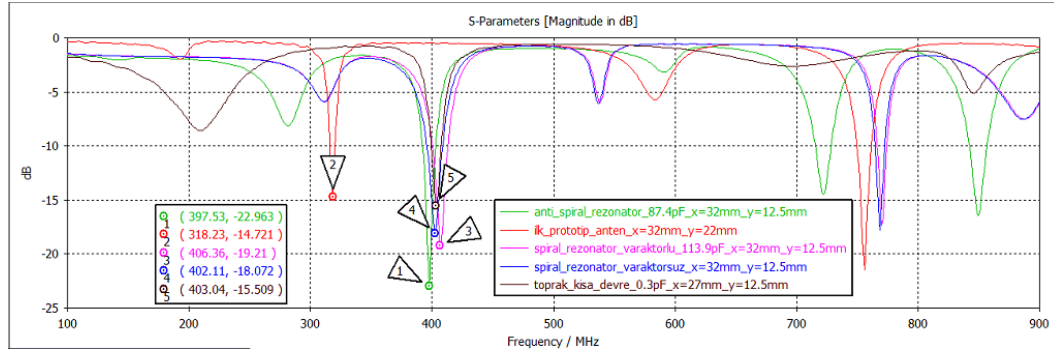


Şekil 3. 13: Spiral Rezonatörlü Antenin Varaktör Diyot Değişimi ile Elde Edilen Geometriler(a, b: 1 numaralı konum, c, d: 2 numaralı konum, e, f: 3 numaralı konum, g, h: 4 numaralı konum, ı, i: 5 numaralı konum)

Şekil 3.13’de yuvarlak ile belirtilen konumlara yerleştirilen varaktör diyotların MICS bandında çalıştığı gözlenmiş ve bu sonuçlar Bölüm 3.2.2’de değerlendirilmiştir.

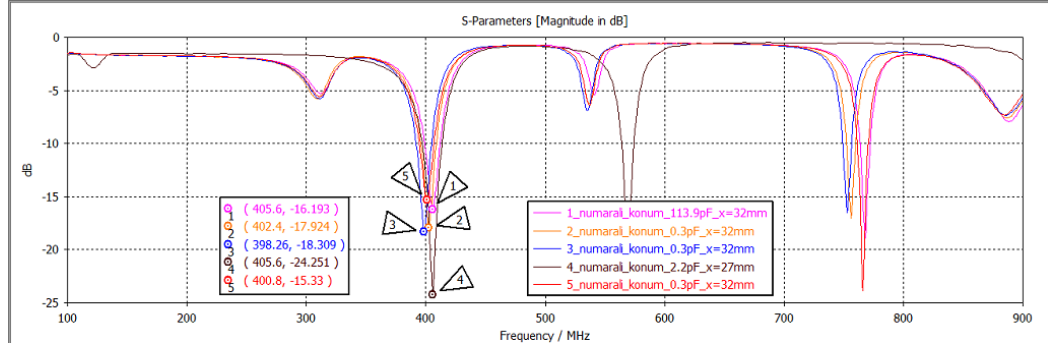
### 3.2.2 Spiral Rezonatörlü Anten Modellerine Ait Simülasyon Sonuçları

Bölüm 3.2.1’de yer alan spiral rezonatörlü antenin farklı modellerine ait simülasyon sonuçları bu bölümde incelenecektir. Bu sonuçların en ideal sonuç olup olmadığını S parametresi incelenerek karşılaştırılacaktır. İlk prototip anten, ideal spiral rezonatörlü anten, spiral rezonatörlü varaktör diyot eklenmiş anten, varaktörlü anti spiral rezonatörlü anten ve toprak düzlemi kısa devre edilmiş anten için S parametresi sonuçları Şekil 3.14’teki gibidir.



Şekil 3. 14: Antenlerin S Parametreleri Kıyaslamaları (Yeşil= Anti Spiral Rezonatör ve Varaktör Diyotlu Anten Yapısı, Kırmızı=İlk Prototip Anten, Pembe= Spiral Rezonatör ve Varaktörlü Anten Yapısı, Mavi= Spiral Rezonatör ve Varaktör Diyotsuz Anten Yapısı, Kahverengi= Toprak Yüzeyi Kısa Devre ve Varaktör Diyotlu Anten Yapısı ve Simülasyonlar Sonucu Elde Edilen Sonuçlar)

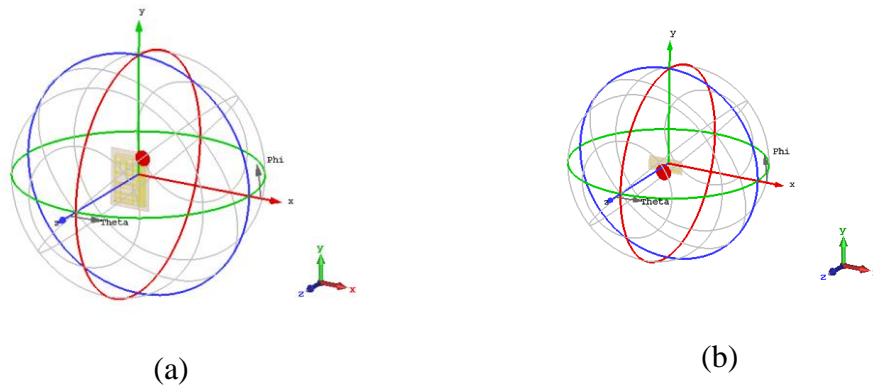
Şekil 3.14’ten de görüleceği üzere ilk prototip antenin 318 MHz frekansında ışıma yaptığı gözlemlenmiştir. Bu MICS(402-405 MHz) frekans bandının dışında yer almaktadır. Spiral anten, spiral anten varaktör diyotlu, anti spiral anten varaktör diyotlu ve toprak kısa devre için varaktör diyotlu olarak tasarlanan anten yapılarının MICS bandında ışıma yaptığı gözlemlenmiştir. Spiral rezonatör yapısı için varaktör diyotun eklenmesinin S parametresinde iyileşmeye neden olduğu açıkça görülmektedir. Varaktör diyotun yerinin değişmesinin S parametreleri sonuçlarına etkileri ise Şekil 3.15’deki gibi olmuştur.



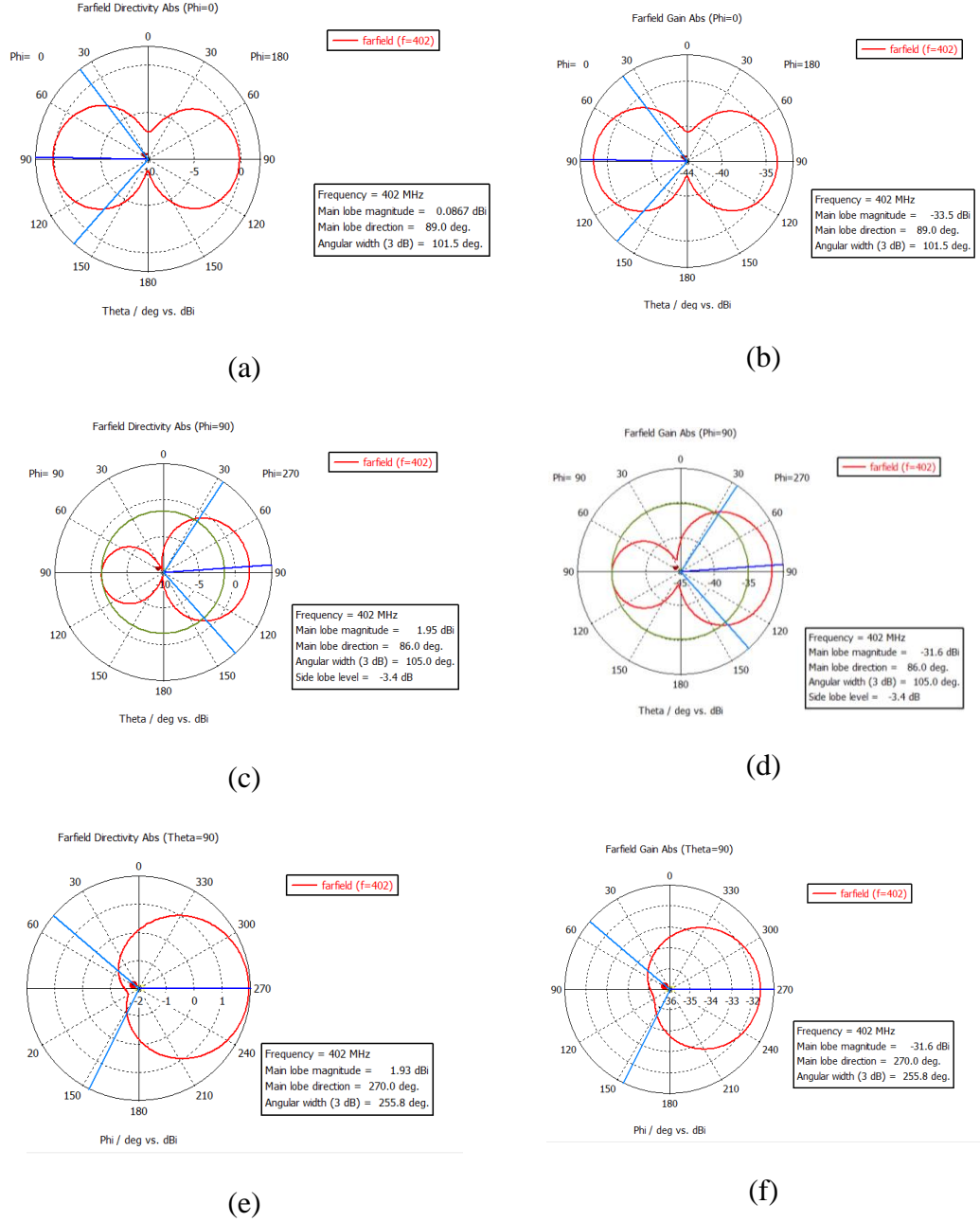
Şekil 3. 15: Varaktör Konum Değişikliği S parametresi Sonuçları(Şekil 3.12’de Bulunan Konumlara Göre; Pembe= Varaktör Diyot 1 Numaralı Konumdayken, Turuncu= Varaktör Diyot 2 Numaralı Konumdayken, Mavi= Varaktör Diyot 3 Numaralı Konumdayken, Kahverengi= Varaktör Diyot 4 Numaralı Konumdayken, Kırmızı= Varaktör Diyot 5 Numaralı Konumdayken )

Şekil 3.14 ve Şekil 3.15’de yer alan S parametresi sonuçları kıyaslandığı zaman antenin spiral rezonatörlü ve varaktörlü durumuna göre S parametresinin daha iyi hale geldiği sonucuna varılabilir.

Ayrıca tasarlanan anten yapılarının 402 MHz için antenlerin uzak alan örüntüleri hesaplanmıştır. Antenlerin uzak alan perspektif görünümü Şekil 3.16’de;  $\theta=0$ ,  $\theta=90$  ve  $\theta=90$  açılarındaki uzak alan ışınım örüntüleri ise Şekil 3.17, 3.18, 3.19 ve 3.20’de gösterilmiştir.



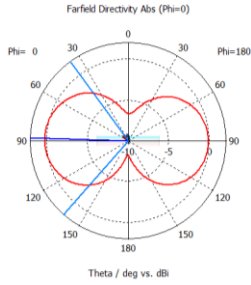
Şekil 3. 16: Tasarlanan Temel Antenlerin Uzak Alan Perspektif Görünümü



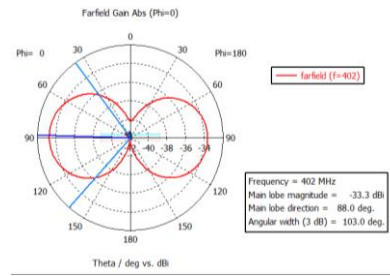
Şekil 3. 17: Antispiral Rezonantörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten yapısının sayısal hesaplama programı ile elde edilen uzak alan simülasyon sonuçları a)  $\Theta=0^\circ$  yönlülük b)  $\Theta=0^\circ$  kazanç c)  $\Theta=90^\circ$  yönlülük d)  $\Theta=90^\circ$  kazanç e)  $\theta=90^\circ$  yönlülük f)  $\theta=90^\circ$  kazanç

Şekil 3.17 incelendiğinde Antispiral Rezonantörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten yapısının 402 MHz’de  $\Theta=0$  açılışta maksimum yönlülük değeri 0,1 dBi,  $\Theta=90$  açılışta 1,95 dBi ve  $\theta=90$  açılışta 1,93 dBi’dir. Işıma gücünün 3 dB’ye düştüğü açılış değerleri ise sırasıyla 102

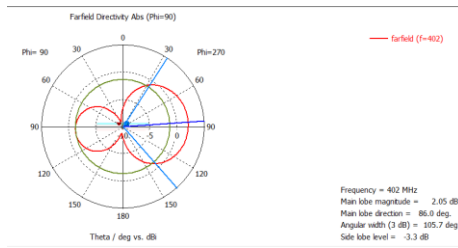
derece, 105 derece ve 226 olarak elde edilmiştir. Antenlerin kazanç değerleri yönlülük değeri ile orantılı olduğundan uzak alan kazanç ve yönlülük örüntü ve açıları aynıdır.



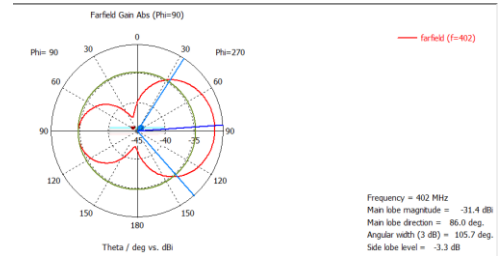
(a)



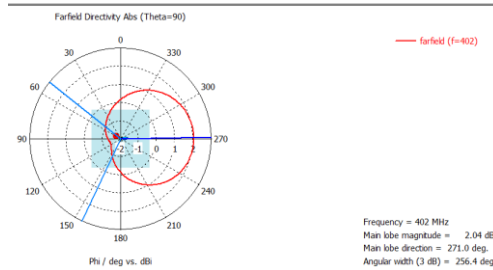
(b)



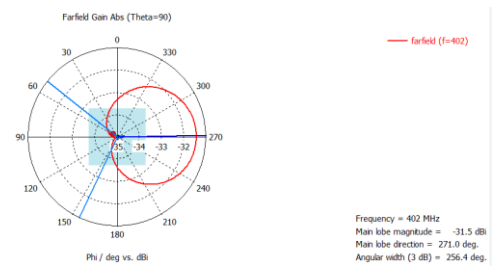
(c)



(d)



(e)

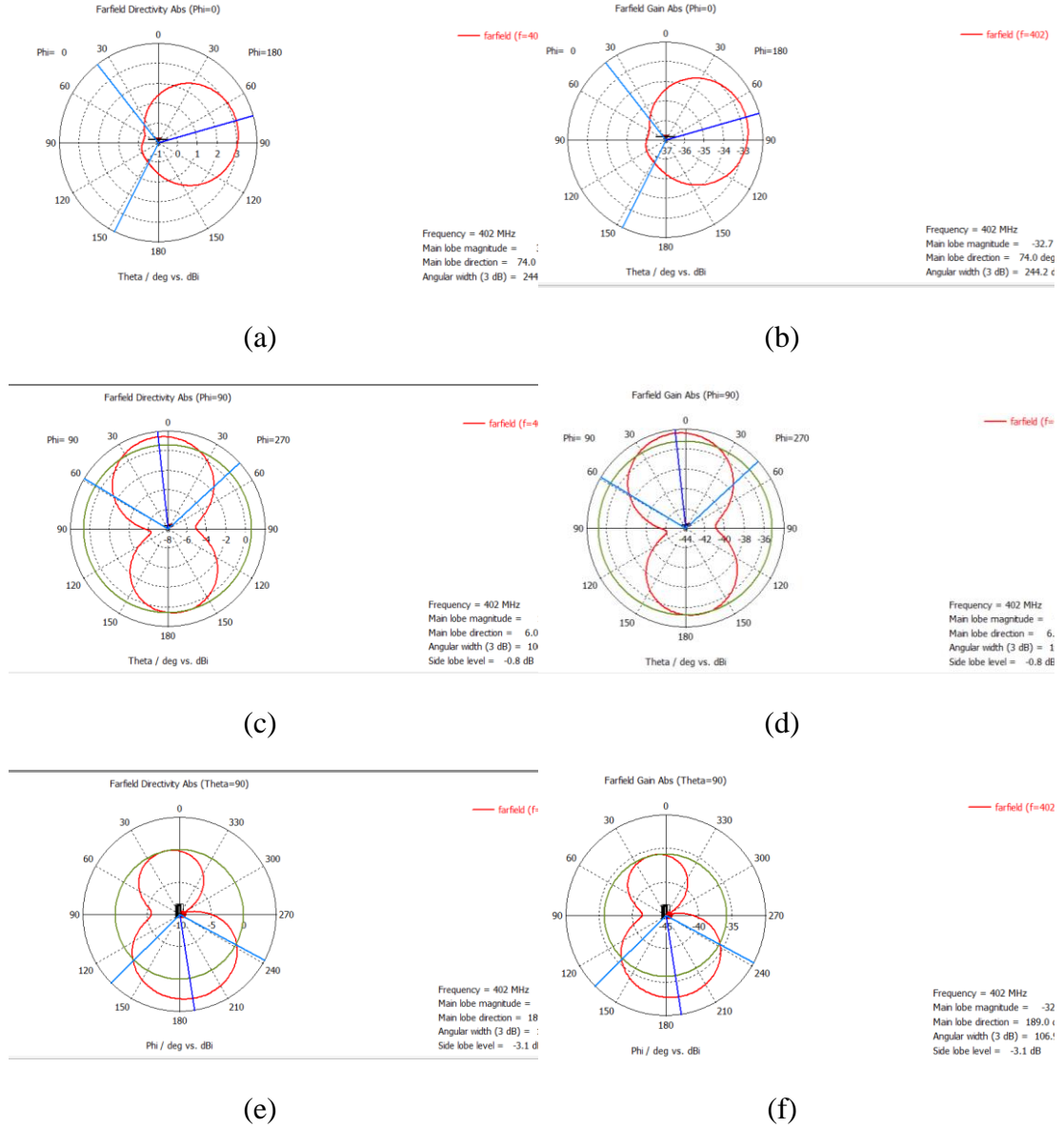


(f)

Şekil 3. 18: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten yapısının varaktör diyot eklenmiş durumdaki sayısal hesaplama programı ile elde edilen uzak alan simülasyon sonuçları a)  $\theta=0^\circ$  yönlülük b)  $\theta=0^\circ$  kazanç c)  $\theta=90^\circ$  yönlülük d)  $\theta=90^\circ$  kazanç e)  $\theta=90^\circ$  yönlülük f)  $\theta=90^\circ$  kazanç

Şekil 3.18 incelendiğinde Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten yapısının varaktör diyotlu yapısının 402 MHz'de  $\theta=0$  açı değerinde maksimum yönlülük değeri 0,16 dBi,  $\theta=90$  açı değerinde 2,1 dBi ve  $\theta=90$  açı değerinde 2,04 dBi'dır. Işıma gücünün 3 dB'ye düştüğü açı değerleri ise

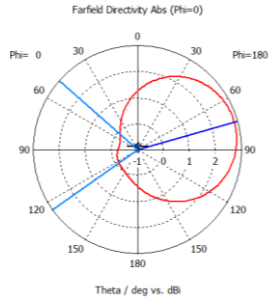
sırasıyla 103 derece, 106 derece ve 257 olarak elde edilmiştir. Antenlerin kazanç değerleri yönlülük değeri ile orantılı olduğundan uzak alan kazanç ve yönlülük örüntü ve açıları aynıdır.



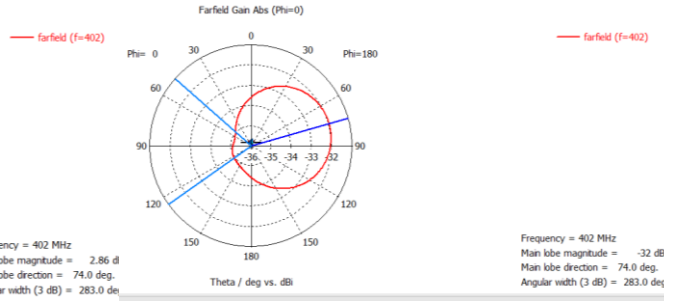
Şekil 3. 19: Spiral Rezonatörlü Antenin sayısal hesaplama programı ile elde edilen uzak alan simülasyon sonuçları a)  $\Phi=0^\circ$  yönlülük b)  $\Phi=0^\circ$  kazanç c)  $\Phi=90^\circ$  yönlülük d)  $\Phi=90^\circ$  kazanç e)  $\theta=90^\circ$  yönlülük f)  $\theta=90^\circ$  kazanç

Şekil 3.19 incelendiğinde Spiral Rezonatörlü Anten yapısının 402 MHz'de  $\Phi=0$  açı değerinde maksimum yönlülük değeri 3,1 dBi,  $\Phi=90$  açı değerinde 1,43 dBi ve  $\theta=90$

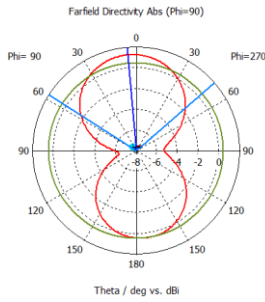
açı değerinde 3,1 dBi'dır. Işıma gücünün 3 dB'ye düştüğü açı değerleri ise sırasıyla 245 derece, 107 derece ve 107 olarak elde edilmiştir. Antenlerin kazanç değerleri yönlülük değeri ile orantılı olduğundan uzak alan kazanç ve yönlülük örüntü ve açıları aynıdır.



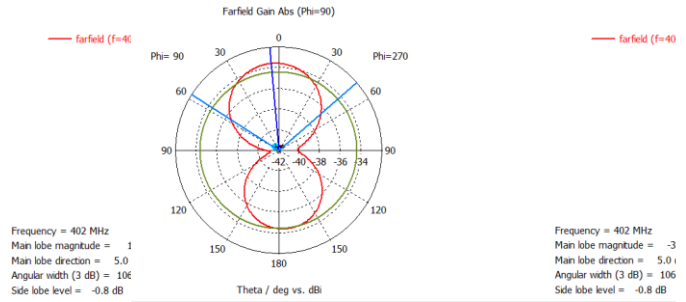
(a)



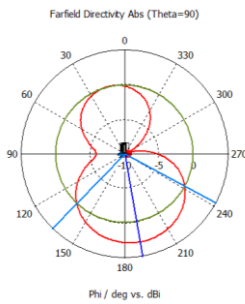
(b)



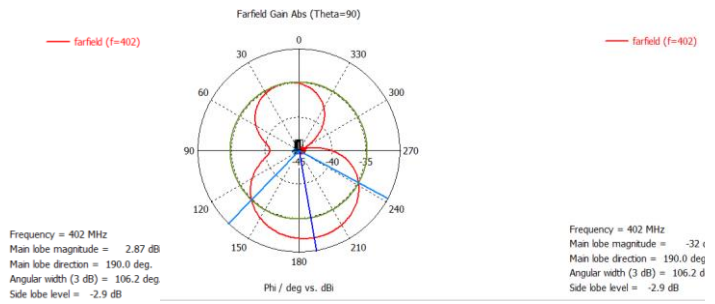
(c)



(d)



(e)



(f)

Şekil 3. 20: Spiral Rezonatörlü Antenin varaktör diyot eklenmiş sayısal hesaplama programı ile elde edilen uzak alan simülasyon sonuçları a)  $\Theta=0^\circ$  yönlülük b)  $\Theta=0^\circ$  kazanç c)  $\Theta=90^\circ$  yönlülük d)  $\Theta=90^\circ$  kazanç e)  $\theta=90^\circ$  yönlülük f)  $\theta=90^\circ$  kazanç



Şekil 3.20 incelendiğinde Spiral Rezonatörlü Antenin varaktör diyotlu yapısının 402 MHz’de  $\theta=0$  açılış değerinde maksimum yönlülük değeri 2,9 dBi,  $\theta=90$  açılış değerinde 1,3 dBi ve  $\theta=90$  açılış değerinde 2,9 dBi’dir. Işıma gücünün 3 dB’ye düştüğü açılış değerleri ise sırasıyla 283 derece, 107 derece ve 107 olarak elde edilmiştir. Antenlerin kazanç değerleri yönlülük değeri ile orantılı olduğundan uzak alan kazanç ve yönlülük örüntü ve açıları aynıdır.

Bölüm 3.4’ün içerisinde ise oluşturulan tüm antenlerin genel bir kıyaslaması yapılacaktır.

### 3.3 Antenlerin SAR Değerlerinin Hesaplanması

Biyoiimplant olarak kullanılacak olan antenlerin SAR değeri büyük öneme sahiptir. SAR değerinin belirli bir seviyede olması gerekmektedir. SAR değeri ile ilgili yapılan açıklama şu şekildedir: ‘İmplant anten tasarımlarının vücutta oluşturabilecekleri en olumsuz etkilerden birisi, antenden gerçekleşecek elektromanyetik ışınlar sonucunda vücut ya da doku ısısını  $1^{\circ}\text{C}$ ’den daha fazla arttırmasıdır. İnsan vücudundaki 1 kg’lık bir dokunun sıcaklığının  $1^{\circ}\text{C}$  artması için 4 W’lık güç soğurması gerekmektedir. Bu değerın 1/50’si (0,08W/kg) genel yaşam alanları için limit değer olarak kabul edilmektedir. Vücut içerisine yerleştirilen implant anten yapısından kaynaklı olarak dokudaki aşırı ısınmayı engellemek amacıyla 1 gramlık vücut dokusu için ortalama özgül soğurma oranı (Specific Absorption Rate; SAR) 1,6 W/kg olarak öngörülmektedir.

Oluşturulan anten modellerinin sayısal hesaplama programı ile SAR değerleri hesaplanmıştır. Bu değerlere göre antenlere ne kadar güç uygulanması gerektiği Formül 3.7 ile hesaplanabilmektedir.

Güç hesaplama formülü şu şekildedir:

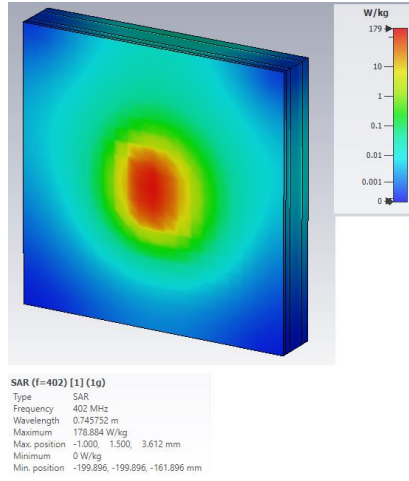
$$\text{Uygulanacak Güç (mW)} = \frac{1,6}{\text{Hesaplanan SAR Değeri}} * 1000 \quad (3.7)$$

Formülde verilen; Uygulanacak Güç: mW(Mili Watt), SAR: W/kg(Watt/Kilogram) olarak hesaplanmaktadır.

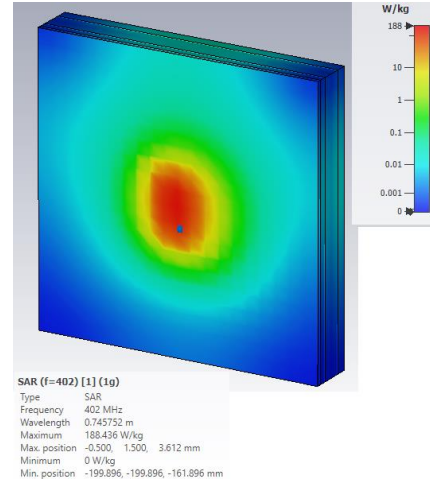
Tablo 3. 11: SAR değeri Tablosu

Anten	Varaktör	Simülasyon Sonucu SAR Değeri (1g için W/kg)	Uygulanacak Güç(mW)
<b>Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzleml Gamma(<math>\Gamma</math>) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten</b>	Yok	178,73	9,2
<b>Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzleml Gamma(<math>\Gamma</math>) Şekli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten</b>	Var (0V)	180,21	8,8
<b>Spiral Rezonatörlü Anten</b>	Yok	118,07	13,5
<b>Spiral Rezonatörlü Anten</b>	Var (0V)	110,88	14,4

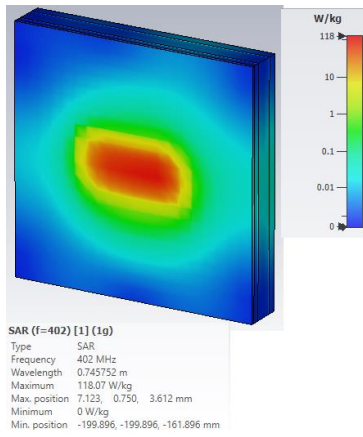
Sayısal hesaplama programının hesapladığı SAR değerleri ve Formül 3.7'den yararlanarak her antene maksimum ne kadar güç uygulanacağı hesaplanarak SAR değerleri Tablo 3.11'ye eklenmiştir. Şekil 3.21'de ise simülasyonlar sonucu hesaplanan SAR değerlerin dokular üzerindeki dağılımı gösterilmiştir.



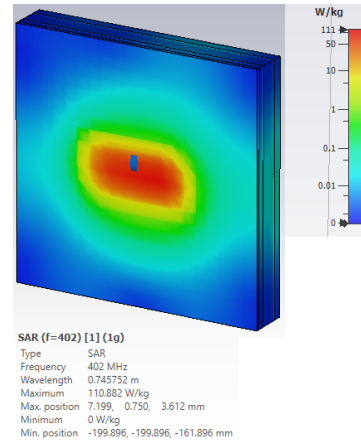
(a)



(b)



(c)



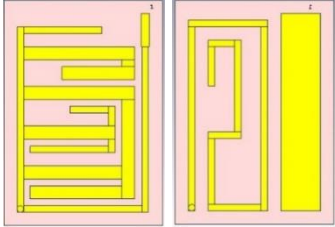
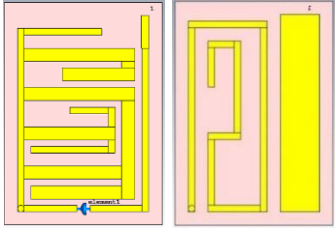
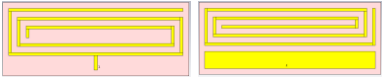
(d)

Şekil 3. 21: Dokular Üzerindeki SAR Dağılımı a) Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarı Halka Mikroserit Anten, b) Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarı Halka Mikroserit Anten Varaktör Diyotlu, c) Spiral Rezonatörlü Anten, d) Spiral Rezonatörlü Anten Varaktör Diyotlu

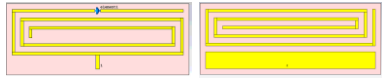
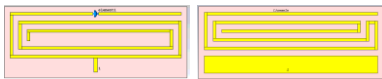
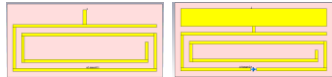
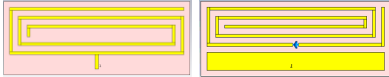
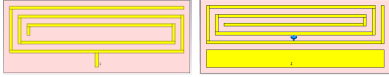
### 3.4 Anten Modellerinin Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Bu tez sürecinde farklı anten geometrileri üzerine çalışılmıştır. Bu antenler üzerine düzenlemeler yapılarak 2 farklı yapıca nihai geometriler oluşturulmuştur. Bu anten yapıları üzerinde çeşitli değişiklikler yapılarak çeşitli anten versiyonları oluşturulmuştur. Oluşturulan tüm antenler Tablo 3.11’de gösterilmiştir.

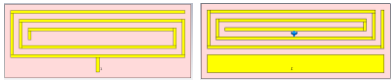
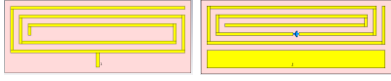
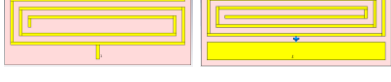
Tablo 3. 12: Tez İçin Önerilen Anten Tasarımları

Anten Geometrisi	Boyut (mm)	Ölçüm Frekansı(MHz)	Kazanç (dBi)	Yönlülük(dBi)
	17*12 *0,64	402	-31,63	1,95
	17*12 *0,64	402	-31,44	2,05
	32*12 ,5*0,6 4	402	-32,66	3,16

Tablo 3.12(Devamı)

Anten Geometrisi	Boyut (mm)	Ölçüm Frekansı(MHz)	Kazanç (dBi)	Yönlülük(dBi)
	32*12 ,5*0,6 4	402	-31,92	2,93
	32*12 ,5*0,6 4	402	-37,64	3,12
	27*12 ,5*0,6 4	402	-29,40	1,72
	32*12 ,5*0,6 4	402	-32,12	3,23
	32*12 ,5*0,6 4	402	-32,65	2,95

Tablo 3.12(Devamı)

Anten Geometrisi	Boyut (mm)	Ölçüm Frekansı(MHz)	Kazanç (dBi)	Yönlülük(dBi)
	32*12 5*0,6 4	402	-33,27	3,12
	27*12 5*0,6 4	402	-35,76	2,25
	32*12 5*0,6 4	402	-33,04	2,98

Tablo 3.12'den de görüleceği üzere oluşturulan 11 adet anten versiyonunun gerçekleştirilen simülasyonları sonucunda MICS frekans bandında ışıma yapımları sağlanacak şekilde anten geometrileri üzerinde çeşitli tasarımsal düzenlemeler yapılmıştır. Bu sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda 2 nihai anten geometrisi ve bunların alt versiyonlarının fabrike edilebilecekleri sonucuna varılmıştır. Bu antenlerin fabrike edilmeleri ve sonuçları 4.Bölümde yer alacaktır.

## Bölüm 4

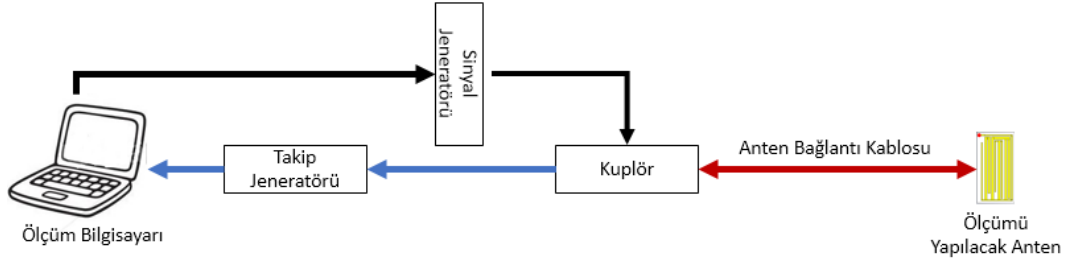
# 4. Tasarlanan Biyoimplant Antenlerin Deri Taklit Jeli İçerisinde Deneysel Ölçümleri

Bu bölüm içerisinde, MICS frekans bandında çalışan biyotelemetri sistemlerinde kullanılmak üzere insan vücudu içerisine yerleştirilecek olan iki farklı tipte biyoimplant yama antenlerin ölçüm aşamalarıyla ilgili bilgilere yer verilecektir. Tez çalışması için tasarlanan antenlerden Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten modeli  $204 \text{ mm}^2$  dielektrik alttaş alanına sahip olup literatürde yer alan antenlerin ebatları ile kıyaslandığında küçük veya benzer boyutlardadır. Spiral rezonatör yapıları ise  $400 \text{ mm}^2$  dielektrik alanına sahiptir.

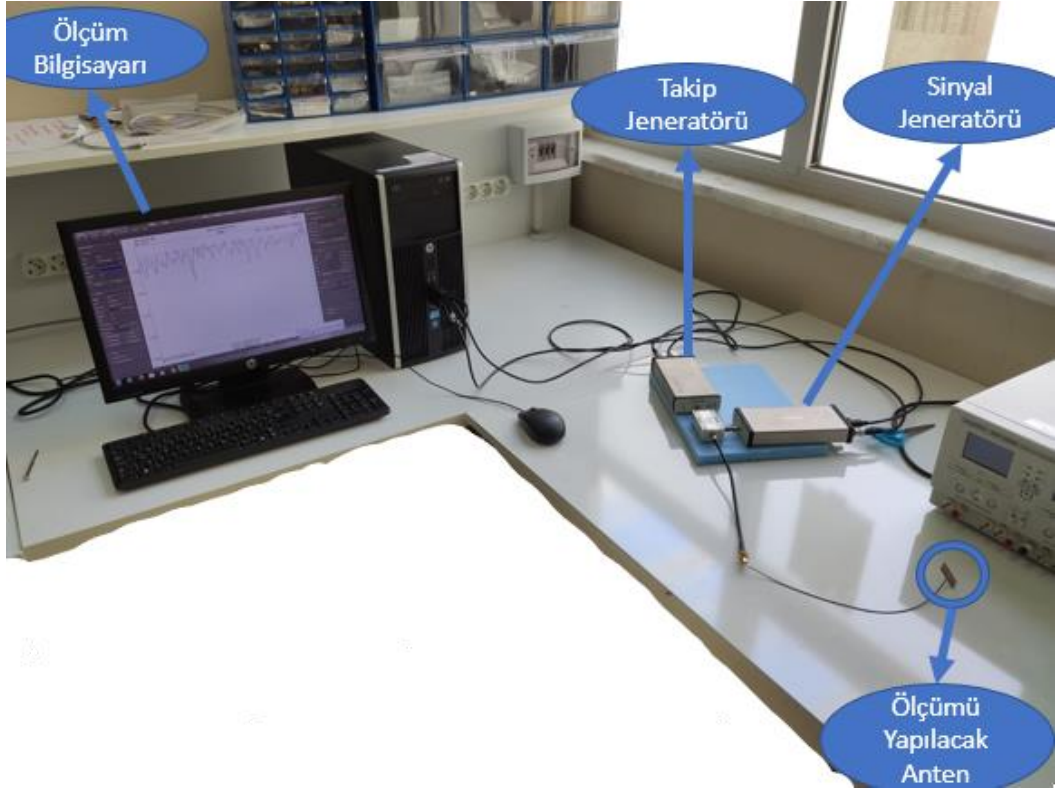
Bu bölümün alt başlıklarında ise, deri taklit jelinin özellikleri, deri taklit jelinin üretilmesi ve fabrikasyon işlemi gerçekleştirilen antenlerin deri taklit jeli/sıvısı içerisindeki ölçüm sonuçlarına yer verilmiştir.

### 4.1 Anten Ölçüm Sistemi

Tasarlanan ve üretimi gerçekleştirilen biyoimplant antenlerin MICS bandındaki yansıma katsayısının ( $S_{11}$ ) ölçülebilmesi için Tablo 4.2'den seçilen sistem elemanları ile hazırlanan deri taklit jeli kullanılacaktır. Ölçüm düzeneği bir bilgisayar, bilgisayara bağlı sinyal jeneratörü, antenden gelen verileri kontrol eden takip jeneratörü, iki jeneratörü birbirine bağlayan bir kablolu, anten bağlantı kablosu ve antenden oluşmaktadır. Ölçüm sisteminin şeması Şekil 4.1'de verilmiştir.



Şekil 4. 1: Ölçüm Sistemi Şeması



Şekil 4. 2:  $S_{11}$  Deneysel Ölçüm Düzenneği

Şekil 4.1’de verilen ölçüm şeması Şekil 4.2’deki gibi hazırlanarak antenlerin ölçümleri alınmıştır. Üretimi yapılan antenler deri taklit jelleri içerisine yerleştirilerek ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Deri taklit jelinin özellikleri ve oluşturulmasına 4.2’de ayrıca



antenlerin ölçüm ve simülasyon sonuçlarının karşılaştırmaları ise “4.3. Antenin Ölçüm Sonuçları” konu başlığı altında değerlendirilecektir.

## 4.2 Deri Taklit Jelinin Özellikleri ve Oluşturulması

Biyointeraktif antenler yapıları çeşitli sayısal hesaplama programları kullanılarak tasarlanmaktadır. Tasarlanan bu biyointeraktif antenlerin istenen frekans bandında ışıma yapabilmesi için simülasyonlarda antenlerin insan dokuları içerisine yerleştirilmesi gerekmektedir. Simülasyonlarda bu işlem kolay olsa da gerçek hayatta bu anten yapılarını bir canlı dokuya yerleştirip(in-vivo) ölçümler almak kolay değildir. İn-vivo ölçümleri alabilmek için ya deney fareleri kullanılmalı ya da gerçek bir insan dokusu içerisine antenler yerleştirilmelidir. Tüm bu işlemlerin gerçekleştirilmesi için etik kurul onayı gerektirmekte ve yüksek kullanım maliyetli gerektirmektedir. İn-vivo çalışmaları yerine ya benzer dielektrik özelliklerine sahip gerçek cansız dokular(in-vitro) kullanılabilir ya da laboratuvar ortamında çeşitli kimyasal maddeler ile doku taklit sıvıları/jelleri oluşturulabilmektedir. İn-vitro, bir organizmadan alınan doku örneklerinin dokuya özgü yaşamsal faaliyetlerinin gerçekleştirilebileceği bir deney ortamında muhafaza edilerek tekrar kullanılmamak üzere yapılan çalışmaları baz almaktadır. İn-vitro çalışmalarda kullanılan dokular deney bitiminde biyolojik atık olarak ayrılıp, bu sayede üzerine çalışma yapılmış bir doku grubunun başka dokular ile herhangi bir etkileşim oluşturma ihtimali de ortadan kaldırılmış olmaktadır. İn-vivo ve in-vitro'nun avantaj ve dezavantajları Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4. 1: İn-vivo ve İn-vitro Çalışmalarının Kıyaslaması[57]

	<b>Avantaj</b>	<b>Dezavantaj</b>
<b>İn-vivo</b>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Gerçek doku ortamının kullanılmaktadır.</li><li>2. Yüksek ölçüm tutarlılığına sahiptir.</li></ol>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Doku örneğinin bulunması ve tedarik edilmesi zordur.</li><li>2. Canlı doku olduğu için ölçümün hızlı ve kısa sürede gerçekleştirilmesi gerekmektedir.</li><li>3. Ölçüm yapılacak dokunun parçalara ayrılması gerekebilir.</li><li>4. Deney hayvanı tedarik maliyetli yüksektir.</li><li>5. Deney hayvanı tedarik etmenin yüksek maliyetli oluşu</li></ol>

Tablo 4.1(Devamı)

	<b>Avantaj</b>	<b>Dezavantaj</b>
<b>İn-vitro</b>	1. Kullanılan malzemelerin tedarik ve erişimi kolaydır. 2. Ölçüm sırası sınırı yoktur. 3. Kullanabilmek için özel izin gerektirmez. 4. Maliyeti düşüktür.	Ölçüm tutarlılığı in-vivoya göre düşüktür ancak gerçeğe yakın doku ortamı elde edilebilir.

Tablo 4.1'den de görüleceği üzere in-vitro ve in-vivo çalışmalarının birbirlerine avantaj ve dezavantajlarından bahsedilmiştir. Bu iki ölçüm tekniğine alternatif olarak taklit sıvıları yoluyla anten performansının belirlenmesi de mümkün olup bu çalışma içerisinde taklit sıvılarıyla ölçüm tekniği tercih edilmiştir. Bu tez içerisinde çeşitli deri taklit sıvılarının/jellerinin literatür taraması yapılmıştır ve bu tarama sonucu elde edilen tüm taklit sıvıları/jelleri, kullanılan kimyasallar ve elektriksel özellikleri Tablo 4.2'de verilmiştir.

Tablo 4. 2: Deri Taklit Sıvı/Jel Oluşturmak İçin Kullanılan Malzemeler ve Elektriksel Özellikleri

Referans No.	Doku	Şekil(Ölçüler mm <sup>3</sup> )	Madde Hali	Malzeme	Karışım Oran (%)	Dielektrik Sabiti	Elektriksel İletkenlik
[58]	Deri	Kübik (100*100*100)	Sıvı	Saf su Tuz Şeker	41,49 2,33 56,18	46,7	0,69
	Deri	Dikdörtgen (h=100mm)	Sıvı	Saf su Tuz Şeker Selüloz	- - - -	49,6	0,51
	Deri	Dikdörtgen (100*100*50)	Sıvı	Saf su Tuz Meyve şekeri Selüloz	- - - -	49,7	0,69
	Deri	Dikdörtgen	Jel	Saf su Tuz Şeker Agaroz	41,49 2,33 56,18 100 ml için 1g	49,7	0,69
	2/3 Kas	Dikdörtgen	Sıvı	Saf su Tuz Şeker, TX-151	- - - -	48,9	0,71
	2/3 Kas	Dikdörtgen	Sıvı	Saf su Tuz Şeker Selüloz Setilpiridin yum klorür	- - - - -	41,3	-
	Fare Doku su	Dikdörtgen	Jel	Saf su Tuz Şeker DGBE	- - - -	0,78	1,3
[59]	Deri	-	Sıvı	Şeker Tuz Saf su	56,18 2,33 41,49	-	-
[60]	Deri	-	Jel	Sakaroz Saf Su Karbomer	53 47 Her 40 ml için 0,5g	-	-

Tablo 4.2(Devamı)

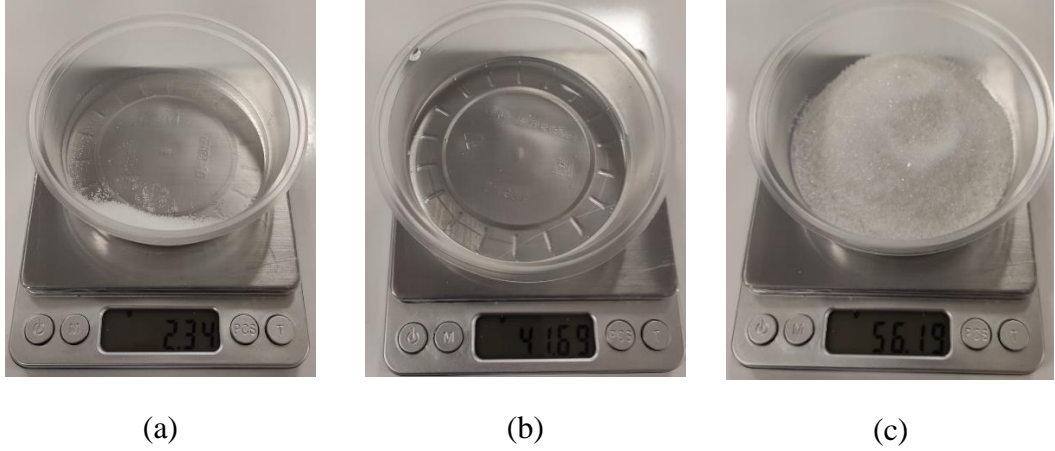
Referans	Doku	Şekil(Ölçüler $mm^3$ )	Madde Hali	Malzemeler	Karışım Oranı (%)	Dielektrik Sabiti	Elektriksel İletkenlik
[61]	Deri	-	Jel	Tuz Saf su Şeker Her Agaroz	2,33 41,49 56,18 100 ml için 1g	-	-
[62]	Deri	-	Sıvı	Tuz Saf su Şeker	2,33 41,49 56,18	-	-

Tablo 4.2’de görüldüğü üzere deri taklit sıvı/jelleri oluşturulurken 3 temel kimyasal malzeme kullanılmaktadır. Bunun dışında eklenen malzemeler genelde sıvı formdaki karışımı jel kıvamına getirmek için kullanılan malzemelerdir. Kullanılan malzemeleri kısaca açıklamak gerekirse;

Tezdeki antenlerin ölçümlerinde jel kıvama sahip olanlar tercih edilecektir. Bunun en önemli sebebi sıvı formdaki malzeme antenin yansıma yüzeyine ulaşım olası kısa devre meydana getirebileceği ve anten yapısına ve ölçüm sistemine zarar verebileceği için öncelikli tercih jel kıvamındaki malzeme olacaktır.

Doku taklit yönteminde, fabrikasyon üretimi gerçekleştirilen biyoimplant antenin bir sıvı veya jel içerisine yerleştirilerek ölçüm işlemi gerçekleştirilmektedir. Doku taklit yöntemi kullanılarak ölçüm işleminin yapılması gerçek doku kullanılarak ölçümün yapılmasına göre daha az zahmetlidir. Kullanılacak olan sıvının veya jelin oluşturulmasının kolay olması ve etik kurul onayı gerektirmeyen bir yöntem olması in-vivo yöntemine göre büyük bir avantajdır.

Tez çalışmasında kullanılmak üzere MICS frekans bandı için literatürde yer alan bazı insan ve fare taklit dokularının özellikleri ise Tablo 4.2’de verilmiştir. Tablo 4.2’de yer alan [58, 61] numaralı referanslardaki dikdörtgensel jel taklit derisi kullanılarak fabrikasyon üretimi yapılan antenlerin S parametresi ölçümleri gerçekleştirilecektir.



Şekil 4. 3: (a) Deri Taklit Jeline Eklenen Tuz Miktarı, (b) Deri Taklit Jeline Eklenen Saf Su Miktarı, (c) Deri Taklit Jeline Eklenen Şeker Miktarı

Şekil 4.3’de gösterilen miktarlarda malzemeler Tablo 4.2’de yer alan [58, 61]’e göre hazırlanmış ve oluşturulmuştur. Agaroz ise karışımın kıvam durumuna bakılarak eklenmektedir. Agaroz maddesi jelleşmeyi sağlayıcı bir madde olduğu ve elektriksel bir özelliği olmadığı için agaroz maddesinin eklenmesi kıvam durumuna bakılarak yapılmıştır.

### 4.3 Tez İçin Önerilen Antenlerin Ölçüm Sonuçları

Tez dâhilinde 2 farklı anten ve bu antenlerin varaktör diyotlu ve varaktör diyotsuz olmak üzere toplamda 4 anten için ölçümler gerçekleştirilmiştir. 4.3.1 alt başlığında varaktör diyotsuz 2 anten modeli için ölçüm ve simülasyon sonuçlarının karşılaştırmaları yapılmıştır. 4.3.2 alt başlığında ise tasarlanan 2 anten modeline varaktör diyot eklendiğindeki elde edilen ölçüm ve simülasyon sonuçlarının karşılaştırmaları yapılmıştır.

### 4.3.1 Varaktör Diyotsuz Antenlerin Simülasyon ve Ölçüm Sonuçları

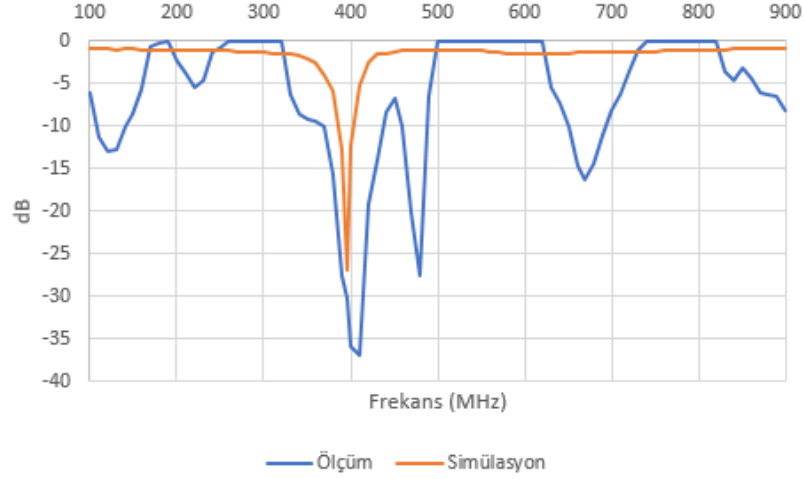
Bu konu başlığının alt başlıkları altında üretimi yapılan antenlerin ölçüm ve simülasyon karşılaştırmaları ve değerlendirmelerine yer verilmiştir. Ölçümlerde antenler Şekil 4.4'de gösterildiği gibi doku taklit jeli içerisine batırılarak geri dönüş kaybı ölçümü yapılmıştır.



Şekil 4. 4: Antenin Doku Taklit Jeli İçerisine Yerleştirilmesi

Anten Şekil 4.4'den de görüleceği üzere ince ve ölçümü etkilemeyecek bir plastik malzemenin içine yerleştirilmiştir. Ölçümün bu şekilde alınmasının en önemli sebebi antenlerin yüzeylerinin kısa devre yapma ihtimalini sıfıra indirmektir.

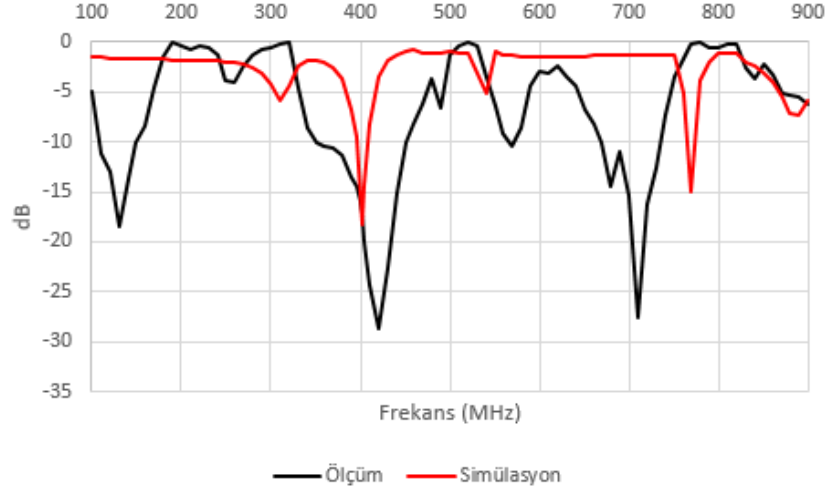
İlk olarak Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten modeli Ek Şekil 5'deki gibi üretildikten ve Şekil 4.2'de verilen ölçüm sistemine bağlandıktan sonra ölçüm işlemine başlanmıştır. Ölçümler için anten Şekil 4.4'deki gibi doku taklit jeline yerleştirilmiştir. Bilgisayar üzerinden anten için 100-900 MHz aralık belirlenerek ölçüm yapılmıştır. Bu ölçüm sonucu ve simülasyondan elde edilen sonuçlar ise Şekil 4.5'deki gibidir.



Şekil 4. 5: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin Ölçüm(mavi) ve Simülasyona(turuncu) Ait Geri Dönüş Kaybı Sonucu

Şekil 4.5’de yer alan geri dönüş kaybı grafiğinden görüleceği üzere tasarlanan ve üretilen Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin 370-430 MHz(<-10 dB) aralığında ışıma yaptığı, ışıma frekans aralığınının 60 MHz ve bant genişliğininin %7,5 olduğu hesaplanabilir. Bu değerler doğrultusunda tasarlanan antenin MICS frekans bandı kurallarına uygun 402-405 MHz bandını kapsayacak şekilde ışıma yaptığı sonucuna varılmıştır.

Spiral rezonatör yapılı anten modeli Ek Şekil 5’deki gibi üretildikten ve Şekil 4.2’de verilen ölçüm sistemine bağlandıktan sonra ölçüm işlemine başlanmıştır. Ölçümler için anten Şekil 4.4’deki gibi doku taklit jeline yerleştirilmiştir. Bilgisayar üzerinden anten için 100-900 MHz aralık belirlenerek ölçüm yapılmıştır. Bu ölçüm sonucu ve simülasyondan elde edilen sonuçlar ise Şekil 4.6’daki gibidir.



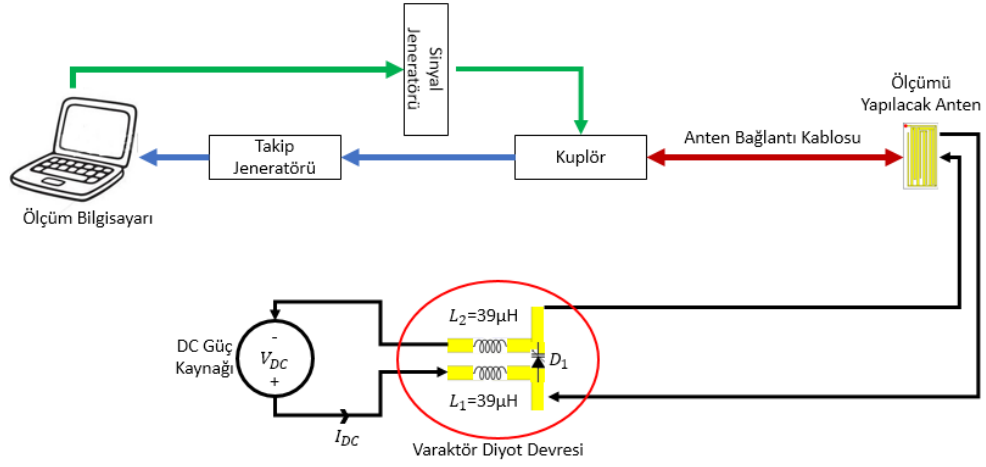
Şekil 4. 6: Spiral Rezonatörlü Antenin Ölçüm(siyah) ve Simülasyona(kırmızı) Ait Geri Dönüş Kaybı Sonucu

Şekil 4.6’da yer alan geri dönüş kaybı grafiğinden görüleceği üzere tasarlanan ve üretilen spiral rezonatörlü antenin 350-450 MHz(<-10 dB) aralığında ışıma yaptığı, ışıma frekans aralığının 100 MHz ve bant genişliğinin %12,5 olduğu hesaplanabilir. Bu değerler doğrultusunda tasarlanan antenin MICS frekans bandı aralığına uygun 402-405 MHz bandını kapsayacak şekilde ışıma yaptığı sonucuna varılmıştır.

#### 4.3.2 Varaktör Diyotlu Antenlerin Ölçüm ve Simülasyon Sonuçları

Tez çalışması sırasında literatür taramaları sırasında varaktör diyot eklemenin anten ışıma performansında iyileşme yapabildiği görülmüştür. Bu doğrultuda mevcut anten yapılarına varaktör diyot eklenerek simülasyonları yapılmıştır. “2.Mikroşerit İmplant Anten Tasarımı” ana başlık altında varaktör diyotlu tasarımlardan ayrıntılı olarak bahsedilmiştir. Varaktör diyot harici bir güç beslemesi ile kullanıldığı için bir çeşit filtre devresi ile Doğru Akım(DC) ve Alternatif Akım(AC) birbirinden ayrılmalıdır. Ayrımın yapılmadığı durumda hem DC güç kaynağı hem de sinyal jeneratörleri(AC) zarar görecektir. Bu durumu önlemek için filtre devresinde AC kesmesi için bobinler yerleştirilmiştir. DC kesmek için ise anten üzerinde varaktör diyotun bağlandığı noktanın önü ve arkasına kondansatör etkisi oluşturma maksatlı kesikler atılmıştır.

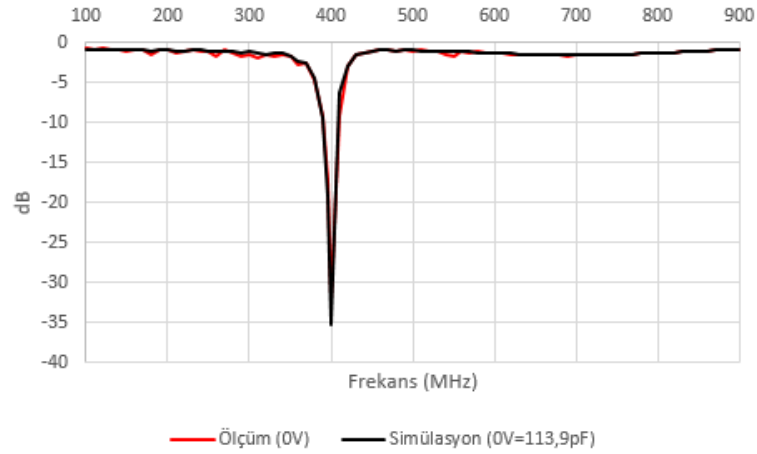




Şekil 4. 7: Varaktör Diyotlu Anten Ölçüm Sistemi Şeması

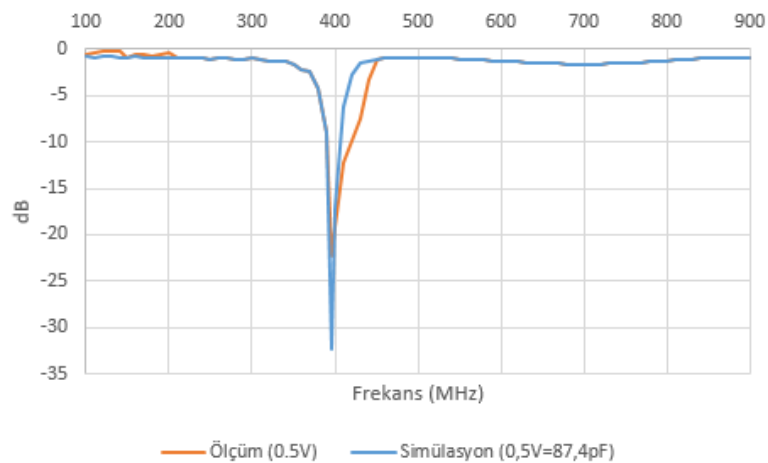
Şekil 4.7’de verilen ölçüm sistemi şeması oluşturularak antenlerin ölçümleri tamamlanmıştır. Antenler Şekil 4.4’den de görüleceği üzere ince ve ölçümü etkilemeyecek bir plastik malzemenin içine yerleştirilmiştir. Ölçümün bu şekilde alınmasının en önemli sebebi antenlerin yüzeylerinin kısa devre yapma ihtimalini sıfıra indirmektir.

Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten modeli varaktör diyot kullanılacak şekilde yeniden üretildikten ve Şekil 4.7’de verilen ölçüm sistemine bağlandıktan sonra ölçüm işlemine başlanmıştır. Ölçümler için anten Şekil 4.4’deki gibi doku taklit jeline yerleştirilmiştir. Bilgisayar üzerinden anten için 100-900 MHz aralık belirlenerek ölçüm yapılmıştır. Bu ölçüm sonucu ve simülasyondan elde edilen sonuçlar ise Şekil 4.8, 4.9 ve 4.10’daki gibidir.



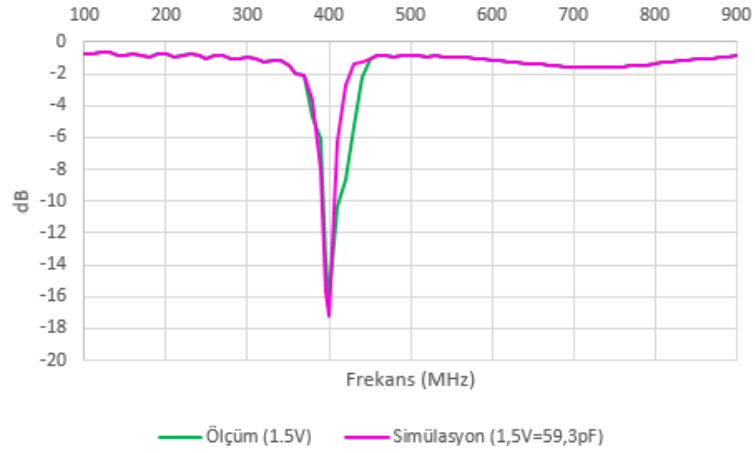
Şekil 4. 8: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenın Varaktör Diyotlu (0V yani kapasite değeri 113,9pF) Ölçüm(kırmızı) ve Simülasyon(siyah) Sonucu

Şekil 4.8’de yer alan geri dönüş kaybı grafiğinden görüleceği üzere tasarlanan ve üretilen Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenın varaktörlü hali 390-410 MHz(<-10 dB) aralığında ışıma yaptığı, ışıma frekans aralığınının 20 MHz ve bant genişliğininin %2,5 olduğu hesaplanabilir. Bu değerler doğrultusunda tasarlanan antenin MICS frekans bandı kurallarına uygun 402-405 MHz bandını kapsayacak şekilde ışıma yaptığı sonucuna varılmıştır.



Şekil 4. 9: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlı Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Antenın Varaktör Diyotlu (0,5V yani kapasite değeri 87,4pF) Ölçüm(turuncu) ve Simülasyon(mavi) Sonucu

Şekil 4.9’de yer alan geri dönüş kaybı grafiğinden görüleceği üzere tasarlanan ve üretilen Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin varaktörlü hali 390-420 MHz( $<-10$  dB) aralığında ışıma yaptığı, ışıma frekans aralığının 30 MHz ve bant genişliğinin %3,75 olduğu hesaplanabilir. Bu değerler doğrultusunda tasarlanan antenin MICS frekans bandı kurallarına uygun 402-405 MHz bandını kapsayacak şekilde ışıma yaptığı sonucuna varılmıştır.

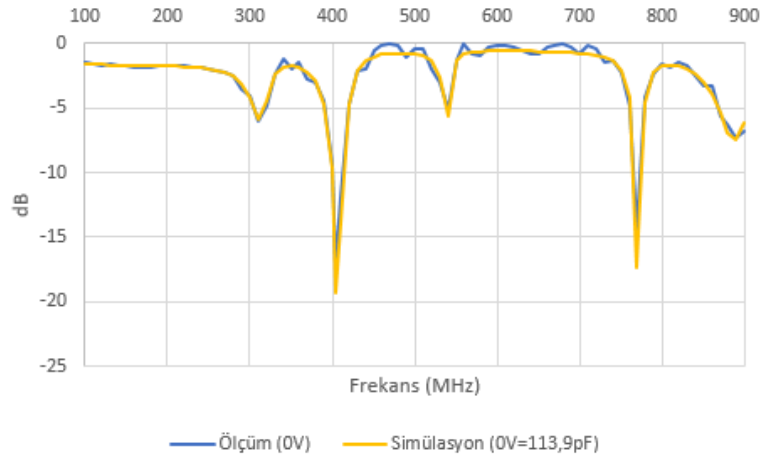


Şekil 4. 10: Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin Varaktör Diyotlu (1,5V yani kapasite değeri 59,3pF) Ölçüm(yeşil) ve Simülasyon(pembe) Sonucu

Şekil 4.10’da yer alan geri dönüş kaybı grafiğinden görüleceği üzere tasarlanan ve üretilen Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlili Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anteninin varaktörlü hali 395-410 MHz( $<-10$  dB) aralığında ışıma yaptığı, ışıma frekans aralığının 15 MHz ve bant genişliğinin %1,875 olduğu hesaplanabilir. Bu değerler doğrultusunda tasarlanan antenin MICS frekans bandı kurallarına uygun 402-405 MHz bandını kapsayacak şekilde ışıma yaptığı sonucuna varılmıştır.

Bölüm 4.3.2'deki sonuçları değerlendirildiğinde varaktör diyotun kapasitansı düşüp besleme gerilimi artırıldığında önerilen anten yapısının yansıma katsayısı arzu edilen frekans bant aralığında yüksek değerler elde edilmesine sebep olmaktadır. Buna ek olarak varaktör diyotun besleme gerilimi 1,5V'un üzerindeki değerlerde uygulandığında antenin MICS frekans bant aralığında zarar görebilecek kadar yüksek yansıyan güce maruz kalmasına sebep olduğu gözlemlenmiştir.

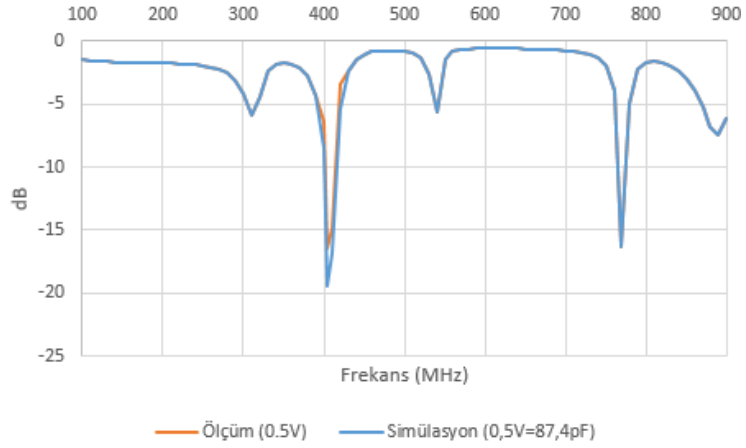
Spiral rezonatör anten modeli varaktör diyot kullanılacak şekilde yeniden üretildikten ve Şekil 4.7'de verilen ölçüm sistemine bağlandıktan sonra ölçüm işlemine başlanmıştır. Ölçümler için anten Şekil 4.4'deki gibi doku taklit jeline yerleştirilmiştir. Bilgisayar üzerinden anten için 100-900 MHz aralık belirlenerek ölçüm yapılmıştır. Bu ölçüm sonucu ve simülasyondan elde edilen sonuçlar ise Şekil 4.11, 4.12 ve 4.13'deki gibidir.



Şekil 4. 11: Spiral Rezonatörlü Antenin Varaktör Diyotlu (0V yani kapasite değeri 113,9pF) Ölçüm(mavi) ve Simülasyon(sarı) Sonucu

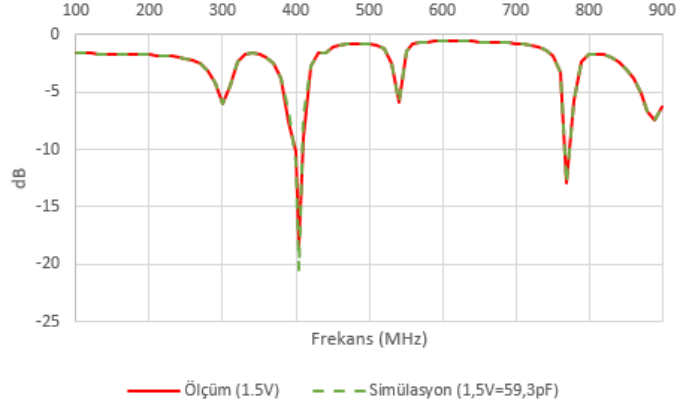
Şekil 4.11'de yer alan geri dönüş kaybı grafiğinden görüleceği üzere tasarlanan ve üretilen spiral rezonatörlü antenin varaktörlü hali 400-415 MHz(<-10 dB) aralığında ışıma yaptığı, ışıma frekans aralığının 15 MHz ve bant genişliğinin %1,875 olduğu hesaplanabilir. Bu değerler doğrultusunda tasarlanan antenin MICS frekans bandı

kurallarına uygun 402-405 MHz bandını kapsayacak şekilde ışıma yaptığı sonucuna varılmıştır.



Şekil 4. 12: Spiral Rezonatörlü Antenin Varaktör Diyotlu (0,5V yani kapasite değeri 87,4pF) Ölçüm(turuncu) ve Simülasyon(mavi) Sonucu

Şekil 4.12’de yer alan geri dönüş kaybı grafiğinden görüleceği üzere tasarlanan ve üretilen spiral rezonatörlü antenin varaktörlü hali 400-410 MHz(<-10 dB) aralığında ışıma yaptığı, ışıma frekans aralığının 10 MHz ve bant genişliğinin %1,25 olduğu hesaplanabilir. Bu değerler doğrultusunda tasarlanan antenin MICS frekans bandı kurallarına uygun 402-405 MHz bandını kapsayacak şekilde ışıma yaptığı sonucuna varılmıştır.



Şekil 4. 13: Spiral Rezonatörlü Antenin Varaktör Diyotlu (1,5V yani kapasite değeri 59,3pF) Ölçüm(kırmızı) ve Simülasyon(yeşil) Sonucu

Şekil 4.13’de yer alan geri dönüş kaybı grafiğinden görüleceği üzere tasarlanan ve üretilen spiral rezonatörlü antenin varaktörlü hali 400-410 MHz(<-10 dB) aralığında ışıma yaptığı, ışıma frekans aralığınının 10 MHz ve bant genişliğininin %1,25 olduğu hesaplanabilir. Bu değerler doğrultusunda tasarlanan antenin MICS frekans bandı kurallarına uygun 402-405 MHz bandını kapsayacak şekilde ışıma yaptığı sonucuna varılmıştır.

Tüm bu sonuçlardan da görüleceği üzere varaktör değeri düşüp voltaj değeri arttıkça tasarlanan antenlerin MICS frekans bant aralığında zarar görebilecek kadar yüksek yansıyan güce maruz kalmasına sebep olduğu gözlemlenmiştir.

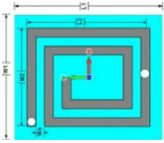
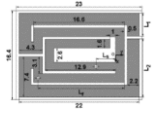

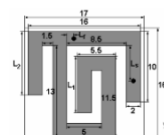
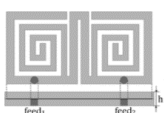
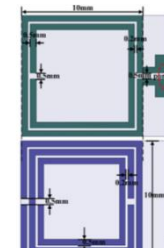
Genel olarak üretilen tüm antenlerin geri dönüş kayıplarına bakıldığı zaman MICS bandı standartlarını karşılayacak şekilde ışıma yaptıkları sonucuna varılabilir.

## Bölüm 5

### 5. Değerlendirme ve Sonuçlar

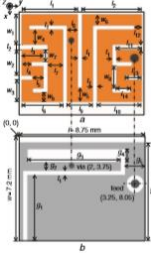
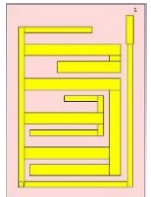
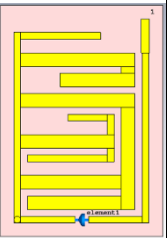

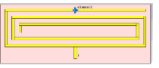
Bu tez çalışmasında, insan dokuları içerisinde çalıştırılmak üzere iki farklı mikroşerit biyoimplant anten tasarımı ve bu antenlerin varaktör diyotlu versiyonları üzerine çalışmalar yapılmıştır. Tasarımları oluşturabilmek için 3B elektromanyetik simülasyon yazılımı olan sayısal hesaplama programı kullanılmıştır. Tezde tasarımları yapılan biyoimplant antenler ve literatürde yer alan antenlerin performans değerleri Tablo 5.1’de ayrıntılı olarak özetlenmiştir. Tasarlanan özgün antenlerin ışıma yüzey geometrileri sayesinde medikal cihazlar için belirtilen frekans bandını(MICS) kapsarken literatürde bulunan verilen antenler ile kıyaslandığında bazılarında küçük bazıları ile de benzer boyutlara sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Tasarlanan biyoimplant antenlerin üretimleri gerçekleştirildikten sonra doku taklit jeli kullanılarak geri dönüş kaybı ölçümleri yapılmıştır. Bu çalışmada doku taklit jelinin kullanılmasındaki en önemli sebep ölçüm sırasında canlı doku kullanımından ve canlıya verilebilecek olası zararlardan kaçınmaktır. Ayrıca doku taklit jelinin yeniden kullanılabilirliği, kolay bulunabilen malzemeler ile oluşturulması ve maliyet gibi çeşitli avantajları da bulunmaktadır. Doku taklit jeli neredeyse insan dokularıyla birebir elektriksel özelliklere sahip olduğu için simülasyon ve ölçüm sonuçlarının benzer veya yaklaşık değerlerde hesaplanmasına yardımcı olmuştur. Simülasyonlar sonucu elde edilen veriler ve ölçüm verileri Tablo 5.1’de olduğu gibi literatürde yer alan antenler ile kıyaslandığında literatüre uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Tablo 5. 1: Antenlerin Literatürde Yer Alan Antenlere Göre Performans Değerleri

Anten Tasarımı	Varaktör Diyot	Çalışma Frekansı (MHz)	Bant Genişliği (%)	Kazanç (dBi)	Uygulanması Gereken Güç(mW)	Boyutlar(mm)
 [37]	Yok	403 2450	18 40	-33 -16	2,6 4,8	14*17*0,25
 [38]	Yok	378- 427	24	-34,9	5,62	23*16,4*1, 27
 [40]	Yok	433 915	-	-16,6 -17	- -	42*10*0,64
 [41]	Yok	402	-	-42,3	2,64	17*16*0,5
 [44]	Yok	433	7,3	-	13,5	27*14*1,27
 [45]	Yok	433 2450	- -	- -	-	10*12*1,27



Tablo 5.1(Devamı)

Anten Tasarımı	Varaktör Diyot	Çalışma Frekansı (MHz)	Bant Genişliği(%)	Kazanç (dBi)	Uygulanması Gereken Güç(mW)	Boyutlar(mm)
 <p>[47]</p>	Yok	402 2450	21,8 8,6	-39,1 -21,2	2 3,2	8,75*7,2*0,5
	Yok	370-430	7,5	-31,6	9,2	17*12*0,64
	Var	0V	390-410	2,5	8,8	17*12*0,64
	0,5V	390-420	3,75	-31,4		
	1,5V	395-410	1,875			
	Yok	350-450	12,5	-32,7	13,5	32*12,5*0,64
	Var	0V	400-415	1,875	14,4	32*12,5*0,64
	0,5V	400-410	1,25	-31,92		
	1,5V	400-410	1,25			

Bu alışma boyunca tasarlanan ve ideal formda optimize edilen antenlerin küçük boyutlara, özgün geometrilere sahip olmalarından dolayı insan dokusu altına yerleştirilen ve insandan aldığı fizyolojik verileri işleyebilen biyoteleometri sistemlerinde kullanılabilircek antenler olarak tasarlanmıştır. İnsan dokusu içerisine antenin yerleştirilmesi ile frekansta bir değişim meydana gelse dahi varaktör diyotlu olarak tasarlanan anten yapıları sayesinde bu frekans değişimlerinin tasarlanan voltaj kontrollü devre ile giderilebileceği ve farklı varaktör diyot kullanımları ile mevcut anten yapılarının ışıma performanslarında iyileştirme meydana getirebileceği sonucuna varılmıştır. Varaktör diyotların kullanımı ile antenin kazanç, yönlülük gibi değerlerinde de önemli değişimler sağladığı simülasyonlar ile kanıtlanmıştır. Ayrıca tasarlanan antenler her ne kadar MICS bandında çalışmak üzere tasarlansalar bile ölçümlerden de görüleceği üzere farklı frekans bantlarında da çalışma potansiyeline sahiptir. Anten parametreleri tablolarındaki değerlerin birkaçında yapılacak değişiklik ile antenlerin çalışma frekansları kolaylıkla değiştirilebilir yapıda olduğu sonucuna varılabilir.

# Kaynaklar

- [1] Mayo-Wells, Wilfrid J., The Origins of Space Telemetry, Technology and Culture, 1963, 4(4), 499-514.
- [2] Carden F., Jedlicka R., Henry R., Telemetry Systems Engineering, 1st ed., Artech House, Boston, 2002.
- [3] Singh K., Biotelemetry: Could Technological Developments Assist Healthcare in Rural India, Rural and Remote Health Journal, 2005, 234(5), 1-6.
- [4] Hall P. S., Hao Y., Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications, 2nd ed., Artech House, Boston, 2012.
- [5] Topsakal E., Antennas for Medical Applications: Ongoing Research and Future Challenges, International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA), Torino, Italy, 2009.
- [6] Izdebski P. M., Rajagopalan H., Rahmat-Samii Y., Conformal Ingestible Capsule Antenna: A Novel Chandelier Meandered Design, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 2009, 57(4), 900-909.
- [7] Yang L., Vyas R., Rida A., Pan J., Tentzeris M. M., Wearable RFID-enabled sensor nodes for biomedical applications, 2008 58th Electronic Components and Technology Conference, Lake Buena Vista, FL, ABD, 2008.
- [8] Lee J.-H., Human Implantable Arrhythmia Monitoring Sensor with Wireless Power and Data Transmission Technique, Austin J Biosens & Bioelectron., 2015, 1(2), 1008-1014
- [9] Sondas A., Ucar M. H. B., Uras E., A Dual-Band Implantable Antenna Design, 22nd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Trabzon, Turkey, 23-25 April 2014.
- [10] Uras E., Ucar M. H. B., Sondas A., A Miniature Implantable Microstrip Antenna Design for Dual-Band Biotelemetry Operations, Computational Electromagnetics International Workshop (CEM), Izmir, Turkey, 1-4 Jun 2015.

- [11] Sondas A., Ucar M. H. B, An Implantable Microstrip Antenna Design For Biomedical Telemetry, International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO), Ankara, Turkey, 7-9 November 2013.
- [12] Duan Z., Guo Y, Je M., Kwong D., Design and in Vitro Test of a Differentially Fed Dual-Band Implantable Antenna Operating at MICS and ISM Bands, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 2014, 62(5), 2430-2439.
- [13] Kiourti A., Psathas K. A., Costa J. R., Fernandes C. A., Nikita K. S., DualBand Implantable Antennas For Medical Telemetry: A Fast Design Methodology And Validation For Intra-Cranial Pressure Monitoring, Progress In Electromagnetics Research, 2013, 141, 161–183.
- [14] Huang F., Lee C., Chang C., Chen L., Yo T., Luo C., Rectenna Application of Miniaturized Implantable Antenna Design for Triple-Band Biotelemetry Communication, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 2011, 59(7), 2646-2653.
- [15] Kwak S.I., Chang K., Yoon Y.J., Small Spiral Antenna For Wideband Capsule Endoscope System, Electronics Letters, 2006, 42(23), 1328-1329.
- [16] Karacolak T., Hood A. Z., Topsakal E., Design Of A Dualband Implantable Antenna And Development Of Skin Mimicking Gels For Continuous Glucose Monitoring, IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2008, 56(4), 1001–1008.
- [17] Karaçolak T., Cooper R., Topsakal E., Electrical Properties of Rat Skin and Design of Implantable Antennas for Medical Wireless Telemetry, IEEE Transactions On Antennas And Propagation, 2009, 57(9), 2806-2812.
- [18] Lee J., Seo D., Lee H., Design of Implantable Rectangular Spiral Antenna for Wireless Biotelemetry in the MICS Band, ETRI Journal, 2015, 37(2), 204-211.
- [19] Gani I., Yoo H., Multi-Band Antenna System for Skin Implant, IEEE Microwave And Wireless Components Letters, 2016, 26(4), 294-296
- [20] Liu C., Guo Y., Xiao S., Compact Dual-Band Antenna for Implantable Devices, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2012, 11, 1508-1511.
- [21] Xu L., Guo Y., Wu W., Dual-Band Implantable Antenna With Open-End Slots on Ground, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2012, 11, 1564-1567.

- [22] Chamaani S., Akbarpour A., Miniaturized Dual-Band Omnidirectional Antenna for Body Area Network Basestations, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 2015, 14, 1722-1725.
- [23] Soontornpipit P., Furse M. C., Chung C. Y., Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication With Medical Implants, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2004, 52(8), 1944-1951. 60
- [24] Kim J., Rahmat-Samii Y., Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2004, 52(8), 1934-1943.
- [25] Kim J., Rahmat-Samii Y., Planar Inverted-F Antennas on Implantable Medical Devices: Meandered Type Versus Spiral Type, *Microwave And Optical Technology Letters*, 2006, 48(3), 567-572.
- [26] Ahmed Y., Hao Y., Parini C., A 31.5 GHz Patch Antenna Design for Medical Implants, *International Journal of Antennas and Propagation*, 2008, 2008, 1-6.
- [27] Liu W., Yeh F., Ghavami M., Miniaturized Implantable Broadband Antenna for Biotelemetry Communication, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2008, 50(9), 2407-2409.
- [28] Ramli N. H., Kamarudin M. R., Samsuri N. A., Ahyat E. N., Investigation On A Compact Ring Printed Monopole Antenna For Wireless Implantable Body Area Network (Wiban) Applications, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2013, 55(5), 1053-1058.
- [29] Kumar S. A., Shanmuganatham T., Analysis And Design of Implantable ZMonopole Antennas at 2.45 GHz ISM Band for Biomedical Applications, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2015, 57(2), 468-473.
- [30] Kumar S. A., Shanmuganatham T., Sasikala G., Design And Development of Implantable CPW Fed Monopole U Slot Antenna at 2.45 GHz ISM Band for Biomedical Applications, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2015, 57(7), 1604-1608.
- [31] Rodriguez M., Furse C. M., An Implantable Antenna Designed for Ease of Manufacturing, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2016, 58(3), 619-623.

- [32] Sondas A., Ucar M. H. B., An Implantable Microstrip Antenna Design For MICS-Band Biomedical Applications, Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences, 2016, 24(4), 2267-2273.
- [33] Duan Z., Guo Y, Je M., Xue R., Je M., Kwong D., Differentially Fed DualBand Implantable Antenna for Biomedical Applications, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 2012, 60(12), 5587-5595.
- [34] Asili M., Green R., Seran S., Topsakal E., A Small Implantable Antenna for MedRadio and ISM Bands, IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters, 2012, 11, 1682-1685.
- [35] Alrawashdeh R., Huang Y., Cao P., Flexible Meandered Loop Antenna for Implants in Medradio And ISM Bands, Electronics Letters, 2013, 49(24), 1515-1517.
- [36] Huang W., Kishk A. A., Embedded Spiral Microstrip Implantable Antenna, International Journal of Antennas and Propagation, 2011, 2011, 1-6.
- [37] A. Basir, A. Bouazizi, M. Zada, A. Iqbal, S. Ullah, U. Naeem, A Dual-band Implantable Antenna With Wide-band Characteristics at MICS and ISM Bands, Microwave And Optical Technology Letters, 2944-2949, 24 October 2018
- [38] Rongqiang Li, Bo Li, Guohong Du, Xiaofeng Sun, Haoran Sun, A Compact Broadband Antenna with Dual-Resonance for Implantable Devices, Micromachines (Basel). 2019, 10(1): 59.
- [39] Tahreem Saeed, Zafar Iqbal, A Compact Dual Band Implantable Antenna Design For Biotelemetry Applications Using HFSS, 2015 International Conference on Open Source Systems & Technologies (ICOSST), 17-19 Dec. 2015
- [40] Fanpeng Kong, Muhammad Zada, Hyongsuk Yoo, Maysam Ghovanloo, Adaptive Matching Transmitter With Dual-Band Antenna for Intraoral Tongue Drive System, IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, August 2018
- [41] S.Q. Xiao, R.Q. Li, Antennas Design for Implantable Medical Devices, 2015 IEEE International Conference on Computational Electromagnetics, 2-5 Feb. 2015
- [42] Rongqiang Li, Shaoqiu Xiao, Compact Slotted Semi-circular Antenna For Implantable Medical Devices, Electronics Letters, 01 November 2014

- [43] Nithyanandham Ganeshwaran, Jegadishkumar Kailairajan Jeyaprakash, Mohammed Gulam Nabi Alsath, Vidhyashree Sathyanarayanan, Design of a Dual-Band Circular Implantable Antenna for Biomedical Applications, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, Volume: 19, Issue: 1, Jan. 2020
- [44] Zhu Duan, Yong-Xin Guo, Rui-Feng Xue, Minkyu Je, Dim-Lee Kwong, Differentially Fed Dual-Band Implantable Antenna for Biomedical Applications, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Volume: 60, Issue: 12, Dec. 2012
- [45] Long Li, Haixia Liu, Huiying Zhang, Weiming Xue, Efficient Wireless Power Transfer System Integrating With Metasurface for Biological Applications, IEEE Transactions on Industrial Electronics, Volume: 65, Issue: 4, April 2018
- [46] Mustafa Hikmet Bilgehan Uçar, Erdem Uras, ISM Bandı Tıbbi Telemetri Uygulamaları İçin Fare Derisi Ekit Mikroşerit Spiral Anten Tasarımı ve In-Vitro Ölçümü, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, September 2017
- [47] Y. Cho, H. Yoo, Miniaturised Dual-band Implantable Antenna For Wireless Biotelemetry, Electronics Letters 52(12), April 2016
- [48] Imran Gani, Hyongsuk Yoo, Miniaturized Scalp-Implantable Antenna for Wireless Biotelemetry, 2015 International Workshop on Antenna Technology (iWAT), 4-6 March 2015
- [49] FCC 64 FR 69926, Establishment of a Medical Implant Communications Service in the 402-405 MHz Band, Federal Communications Commission, Washington, 1999.
- [50] ETSI EN 300 328, Data Transmission Equipment Operating in the 2,4 GHz ISM Band and Using Wide Band Modulation Techniques, European Telecommunication Standards Institute, Cedex, 2012.
- [51] CEPT/ERC 70-03, Recommendation 70-03 Relating to the Use of Short Range Devices, The European Conference of Postal and Telecommunications Administrations, Tromso, 1997.
- [52] IEEE C95.1-2005, IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields 3 KHz to 300 GHz, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, New York, 2005.

- [53] Nizam Uddin, Raja Rashidul Hasan, Abdur Rahman, Shantanu Kumar Nath, Palash Sarkar, ‘Bio-implantable Antenna at Human Head Model’ International Conference on Robotics, Electrical and Signal Processing Techniques (ICREST), 10-12 Jan. 2019
- [54] [https://www.skyworksinc.com/-/media/SkyWorks/Documents/Products/101-200/SMV1247\\_SMV1255\\_Series\\_200061W.pdf](https://www.skyworksinc.com/-/media/SkyWorks/Documents/Products/101-200/SMV1247_SMV1255_Series_200061W.pdf)
- [55] [https://www.skyworksinc.com/-/media/SkyWorks/Documents/Products/201-300/SMV2019\\_to\\_SMV2023\\_Series\\_200074S.pdf](https://www.skyworksinc.com/-/media/SkyWorks/Documents/Products/201-300/SMV2019_to_SMV2023_Series_200074S.pdf)
- [56] [https://www.skyworksinc.com/-/media/SkyWorks/Documents/Products/2001-2100/SMVA1470\\_004LF\\_203206C.pdf](https://www.skyworksinc.com/-/media/SkyWorks/Documents/Products/2001-2100/SMVA1470_004LF_203206C.pdf)
- [57] Erdem Uras, “Medikal uygulamalar için mikroşerit implant antenlerin sayısal analizi ve tasarımı”, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2016, <https://tez.yok.gov.tr/>
- [58] Asimina Kiourti, Konstantina S. Nikita, ‘A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry’
- [59] Merve Usluer, Besra Çetindere, Sıddık Cumhur Başaran, ‘Compact Implantable Antenna Design For MICS And ISM Band Biotelemetry Applications’
- [60] Erdinç Doğancıl, Mustafa Hikmet Bilgehan Ucar, Adnan Sondas, ‘Preparation of a Human Skin-Mimicking Gels for In-Vitro Measurements of the Dual-Band Medical Implant Antenna’
- [61] Tutku Karaçolak, Aaron Z. Hood, Erdem Topsakal, ‘Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring’
- [62] Li-Jie Xu, Yong-Xin Guo, Wen Wu, ‘Miniaturized Dual-Band Antenna for Implantable Wireless Communications’
- [63] Balanis, C., A., 2005. Antenna Theory, Analysis and Design (Vol. 1), John Wiley Sons.
- [64] Balanis, C., A., 2013. Antenna Theory, Analysis and Design (Vol. 3), John Wiley Sons.
- [65] Gözel, M., A., 2015. İmplant Tanımlama İçin RFID Sistem Tasarımı. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 70s, Isparta, <https://tez.yok.gov.tr/>



- [66] Kasar, Ö., 2015. Dikdörtgen ve Dairesel Yama Antenler Üzerinde Reel Empedans Uyumlandırma Tekniklerinin Nümerik ve Deneysel Yöntemlerle İncelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 142s, Isparta, <https://tez.yok.gov.tr/>
- [67] [https://www.skyworksinc.com/-/media/SkyWorks/Documents/Products/1-100/Varactor\\_SPICE\\_Model\\_AN\\_200315C.pdf](https://www.skyworksinc.com/-/media/SkyWorks/Documents/Products/1-100/Varactor_SPICE_Model_AN_200315C.pdf)

# Ekler

## Ek A. Besleme Hattı Empedans Hesaplaması

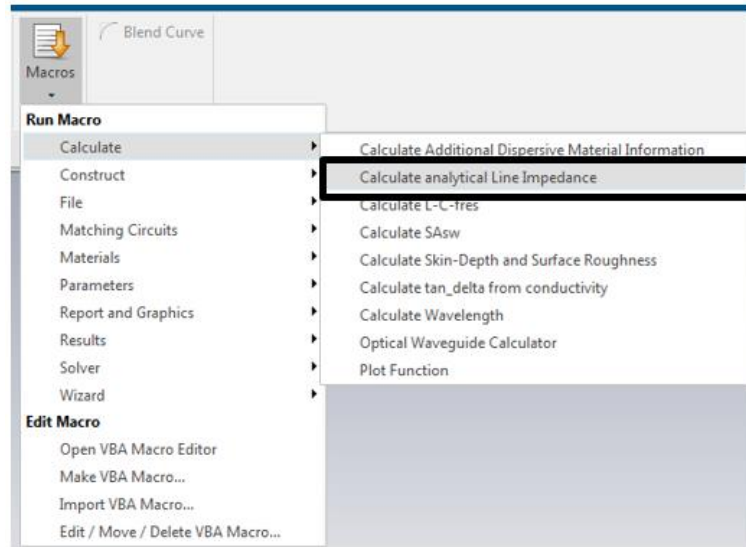
Sayısal hesaplama programında Yer Alan Makro ile Hesaplama Yöntemi;

Sayısal hesaplama programında besleme hattı hesabı için “Home” sayfasında bulunan “Macros” kısmı açılmalıdır. Ek Şekil 1’de “Macros” yeri gösterilmiştir.



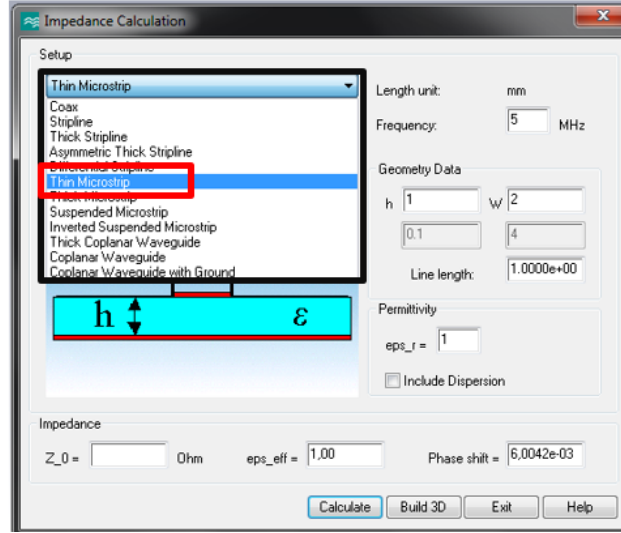
Ek Şekil 1: “Macros” Konumu

“Macros” kısmına girildikten sonra “Calculate” başlığı altında yer alan “Calculate analytical Line Impedance” açılmalıdır. Tüm bu işlemler Ek Şekil 2’de gösterilmiştir.



Ek Şekil 2: Hesaplama Aracının Açılması

Ek Şekil 2’deki işlemi gerçekleştirdikten sonra ekranımıza bir pencere açılacaktır. Bu pencerede “Setup” kısmında yer alan anten için besleme hattı tipinin seçilmesi gerekmektedir. Mikroşerit yama antenlerde kullanılan besleme hattı genellikle “Thin Microstrip” olarak geçen besleme tipidir. Bu başlıklar arasında “Thin Microstrip” bulunup seçildikten sonra hesaplama ekranı açılacaktır. Seçim ekranının görseli Ek 3’deki gibidir.



Ek Şekil 3: Besleme Hattı Tipi Seçimi

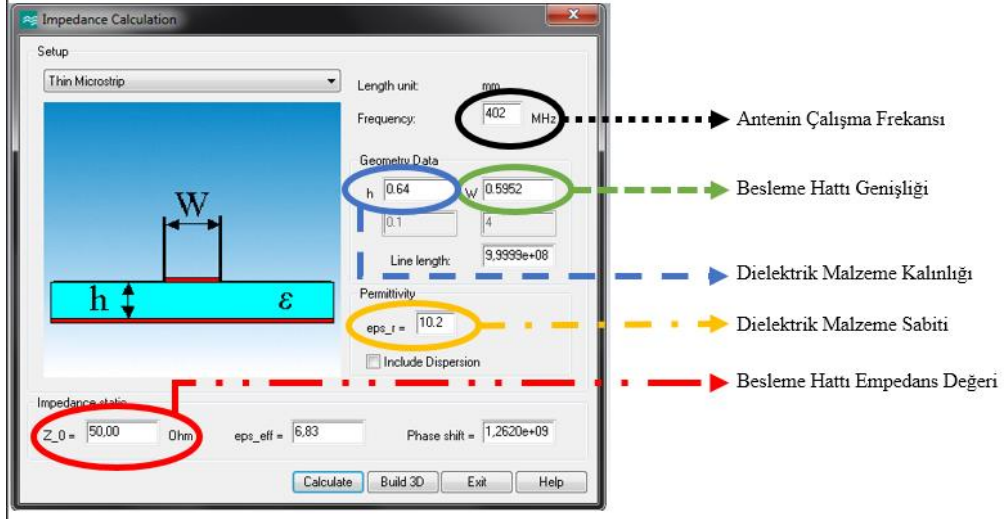
Ek Şekil 3’deki gibi “Thin Microstrip” seçildikten sonra ekranda bulunan parametrelerin girilmesi ve hesaplatılması gerekmektedir. Bu parametrelere sırasıyla şu değerler yazılmıştır;

Frequency=Antenin Çalışma Frekansı Değeri: 402MHz

Geometry Data= Geometrik Veriler: h=0,5952, W=0,64

Permittivity= Dielektrik Sabiti:  $\epsilon_{s,r} = 10,2$

Yukarıda yer aldığı gibi değerler programa girildiği zaman  $Z_0$  olarak belirtilen besleme hattı empedans değeri olup Ek Şekil 4’de görüleceği üzere  $50 \Omega$  olarak program tarafından hesaplanmıştır.



Ek Şekil 4: Empedans Hesaplama Programı ve Sonucu

Tüm bu hesaplama yöntemleri haricinde çeşitli internet siteleri de online hesaplama araçları sunmaktadır.

## Ek B. Kimyasal Malzemeler

Saf su: İçerisinde bulunan organik ve inorganik maddelerden arındırılmış su eşidir.

Tuz: Tuz, kimyada, bir asitle bir bazın tepkimeye girmesi neticesinde meydana gelen maddedir. Su ile karıştırıldığında suya iletkenlik özelliği kazandırmaktadır.

şeker: Genelde meyvelerde bulunan kimyasal maddedir.

Selüloz: Bitkinin sert ve kuvvetli olmasını sağlayan maddedir. Kâğıt, yapay ipek gibi malzeme üretiminde kullanılmaktadır.

Meyve şekeri: Meyvelerde yer alan şeker türüdür.

Agaroz: Genellikle belirli kırmızı deniz yosunlarından ekstrakte edilen bir polisakkarittir. Jel kıvamını oluşturmak için kullanılmaktadır.

Setilpiridinyum Klorür: Bazı ağız gargaralarında, diş macunlarında, pastillerde, boğaz sprelerinde, nefes sprelerinde ve burun sprelerinde kullanılan katyonik bir kuaterner amonyum bileşiğidir.

TX-151: Doku taklidi için kullanılan özel kimyasal bir malzemedir.

DGBE(Dietilen glikol butil eter): Boyalar, yağlar, mürekkepler, nitroselüloz, reçineler vb. için çözücü olarak kullanılmaktadır. Ayrıca organik sentez için de kullanılmakta olan kimyasal maddedir.

Sakaroz (ay şeker): Bitkisel bazlı şeker türüdür.

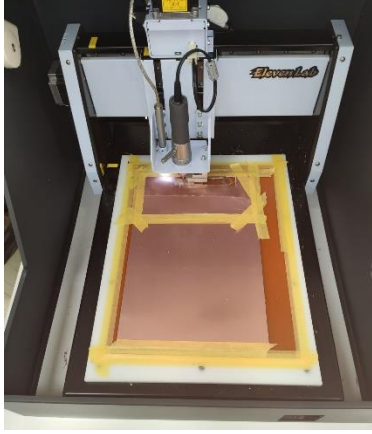
Karbomer: Gıda sektöründe kullanılan ve yiyeceğin kıvamını yoğunlaştırmak için kullanılan kimyasal maddedir.

Kullanılan bu kimyasal maddelere bakıldığında TX-151 harici tüm malzemelerin temin edilmesinin kolay ve ucuz olduğu görülmektedir.

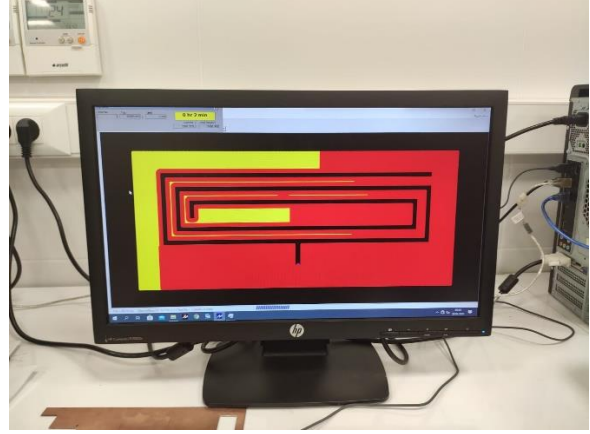
## Ek C. MITS ElevenLabs Cihazı ile Tasarlanan Antenlerin Üretilmesi

Tasarlanan antenlerin üretilebilmesi için iki farklı yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemlerin ilki PCB üzerinde bulunan bakırın kimyasal yöntem ile çözündürme yöntemidir. Bu yöntem kısa sürede hızlı bir şekilde bakırı kimyasal olarak çözülmekle birlikte PCB üzerindeki bakırın tamamının çözülmesi, bir kısmının çözünmesi veya istenen hassasiyette bakır yolların oluşturulamaması gibi riskleri bulunmakla birlikte kimyasal reaksiyon sonucu ortaya çıkan gazın solunması insan sağlığı açısından da tehlikelidir. Kimyasal çözündürme işlemi için perhidrol( $H_2O_2$ ) ve tuz ruhu (HCl) kimyasal maddeleri kullanılmaktadır.

PCB üretimi için kullanılan ikinci yöntem ise bakır yüzeyin çeşitli matkap uçlarıyla kazınmasıyla üretim yöntemidir. Bu cihaz temel olarak 3 step motor, 1 DC motor, bu motorları kontrol eden anakart ve bilgisayardan oluşmaktadır. Sayısal hesaplama programında tasarlanan antenlerin PCB kazıma cihazı tarafından tanınabilmesi için dosyaların. gbr olarak bilinen Gerber dosya formatta hazırlanması gerekmektedir. Oluşturulan bu dosyalar PCB kazıma cihazına yüklenmiş ve PCB üretimi gerçekleştirilmiştir.



(a)



(b)

Ek Şekil 5: PCB Üretimi; (a) PCB Üretim Cihazı İçerisindeki PCB'nin Görünüşü, (b) Bilgisayar Üzerinde PCB Üretim Aşaması

Bu tez için antenlerin üretiminde Ek Şekil 5'de bulunan MITS ElevenLabs PCB kazıma cihazı kullanılmıştır.



(a)

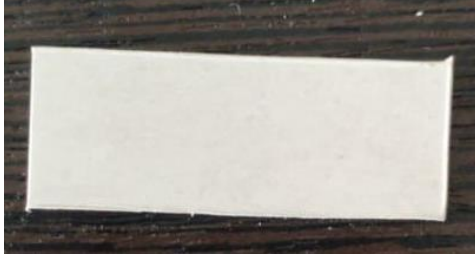
(b)

(c)

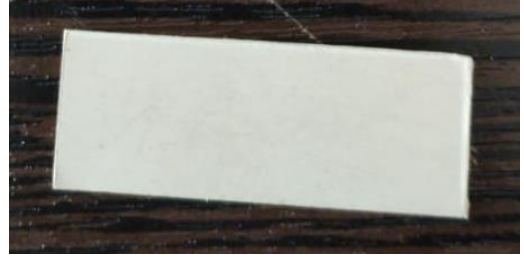
(d)

Ek Şekil 6: Üretilen Antenlerin Görünüşleri: (a) Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modelinin Yama Yüzeyinin Üretim Sonrası Görünüşü, (b) Antispiral Rezonatörlü Toprak Düzlemlü Gamma( $\Gamma$ ) Şekilli Yüklü Yarık Halka Mikroserit Anten Modelinin Toprak Yüzeyinin Üretim Sonrası Görünüşü, (c)Spiral Rezonatörlü Anten Modelinin Yama Yüzeyinin Üretim Sonrası Görünüşü, (d)Spiral Rezonatörlü Anten Modelinin Toprak Yüzeyinin Üretim Sonrası Görünüşü

Ek Şekil 6'den de görüleceği üzere PCB cihazı kullanılarak üretimi gerçekleştirilen antenlerin daha hassas olarak oluşturulabilmesi sağlanmıştır. Antenlerin ölçümlerinin yapılabilmesi için üst-taş ve alt-taş PCB'lerinin de oluşturulması gerekmektedir.



(a)



(b)

Ek Şekil 7: Kimyasal Reaksiyon Yoluyla Üretilen; (a)Üst-taş, (b)Alt-taş Dielektrik Malzemeler

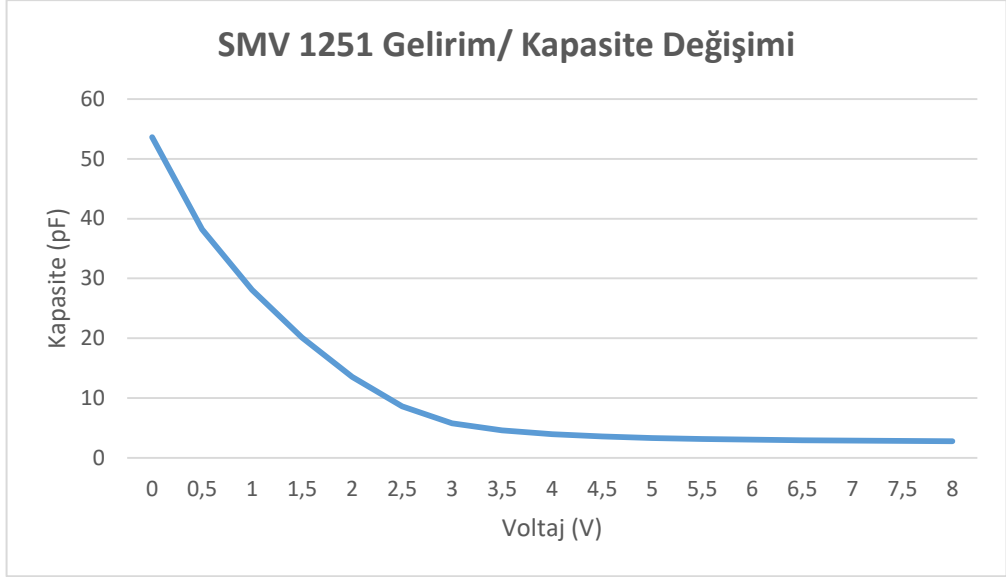
Bu alt-taş ve üst-taş PCB'lerin Ek Şekil 7'de gösterildiği gibi üzerinde bakır bulunmaması gerekmektedir. Bu bakır yüzeylerin hızlı ve etkin bir şekilde temizlenebilmesi için doğrudan kimyasal çözündürme yolu tercih edilmiş ve üretimi bu şekilde gerçekleştirilmiştir. Bu sayede bakır yüzeyler tamamen çözündürülmüş ve sadece dielektrik malzemenin kalması sağlanmıştır.



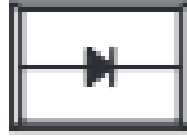
## Ek D. Varaktör Diyot Değerleri

Ek Tablo 1: SMV 1251 Gelirim/ Kapasite Değişimi [54]

Voltaj (Volt)	Kapasitans (pF)	Voltaj (Volt)	Kapasitans (pF)
0	53,65	4,5	3,58
0,5	38,23	5	3,33
1	28,09	5,5	3,16
1,5	20,13	6	3,03
2	13,55	6,5	2,94
2,5	8,6	7	2,88
3	5,78	7,5	2,83
3,5	4,57	8	2,79
4	3,95		



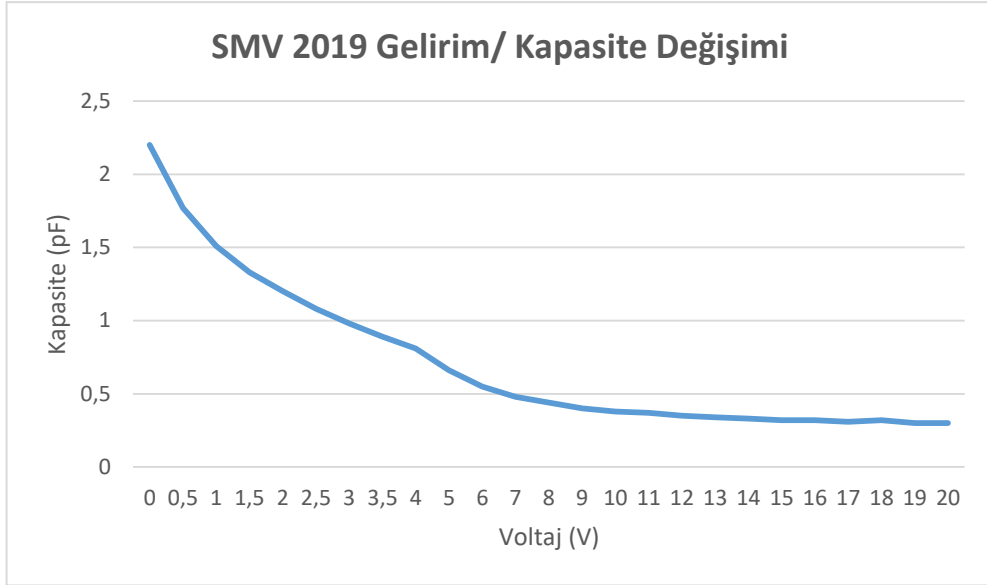
Ek Şekil 8: SMV 1251 Gelirim/ Kapasite Değişimi Grafiği [54]



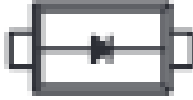
Ek Şekil 9: SMV 1251 Varakt3r Diyotun İ Yapısı [54]

Ek Tablo 2: SMV 2019 Gelirim/ Kapasite Değişimi [55]

Voltaj (Volt)	Kapasitans (pF)	Voltaj (Volt)	Kapasitans (pF)	Voltaj (Volt)	Kapasitans (pF)
0	2,2	5	0,66	14	0,33
0,5	1,77	6	0,55	15	0,32
1	1,51	7	0,48	16	0,32
1,5	1,33	8	0,44	17	0,31
2	1,2	9	0,4	18	0,32
2,5	1,08	10	0,38	19	0,30
3	0,98	11	0,37	20	0,30
3,5	0,89	12	0,35		
4	0,81	13	0,34		



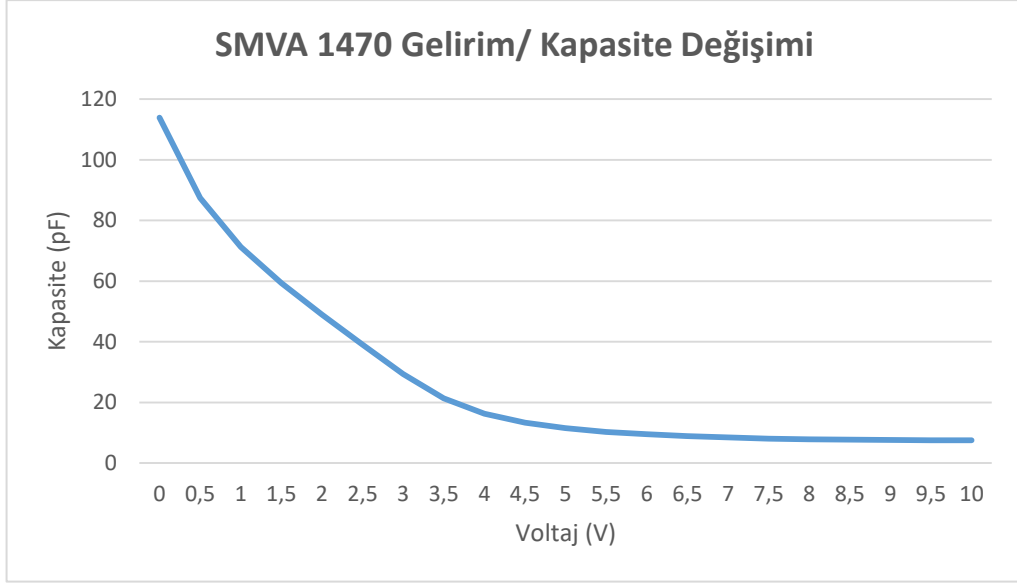
Ek Şekil 10: SMV 2019 Gelirim/ Kapasite Değişimi Grafiği [55]



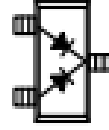
Ek Şekil 11: SMV 2019 Varaktör Diyotun İ Yapısı [55]

Ek Tablo 3: SMVA 1470 Gelirim/ Kapasite Değişimi [56]

Voltaj (Volt)	Kapasitans (pF)	Voltaj (Volt)	Kapasitans (pF)	Voltaj (Volt)	Kapasitans (pF)
0	113,9	3,5	21,4	7	8,5
0,5	87,4	4	16,3	7,5	8,1
1	71,3	4,5	13,3	8	7,9
1,5	59,3	5	11,5	8,5	7,7
2	49	5,5	10,3	9	7,6
2,5	39,1	6	9,5	9,5	7,5
3	29,4	6,5	8,9	10	7,5



Ek Şekil 12: SMVA 1470 Gelirim/ Kapasite Değişimi Grafiği [56]



Ek Şekil 13: SMVA 1470 Varakt3r Diyotun İç Yapısı [56]

# Özgeçmiş

Adı Soyadı: Emre Selçuk DEMİR

Eğitim:

2013–2018 Dumlupınar Üniversitesi, Elektrik Elektronik Müh. Bölümü

2018–2021 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü E.E.M.

İş Deneyimi:

2019 – 2020 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi- BAP Bursiyerliği

Yayınlar :

1. Emre Selçuk DEMİR, Merih PALANDÖKEN, Antispiral Resonator Ground Plane Loaded Gamma Shaped Microstrip Antenna Design, CMES 2021