

**T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN İMPLANT EDİLEBİLEN  
MİKROŞERİT ANTEN TASARIMI VE ÜRETİMİ**

**YUNUS EMRE YAMAÇ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**2015**

**T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN İMPLANT EDİLEBİLEN  
MİKROŞERİT ANTEN TASARIMI VE ÜRETİMİ**

**YUNUS EMRE YAMAÇ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**2015**

**T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN İMPLANT EDİLEBİLEN  
MİKROŞERİT ANTEN TASARIMI VE ÜRETİMİ**

**YUNUS EMRE YAMAÇ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

Bu tez .././201.. tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. S. Cumhur BAŞARAN Akdeniz Üniversitesi-Mühendislik Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. M. Fatih ÇAĞLAR Süleyman Demirel Üniversitesi- Mühendislik Fakültesi	
Doç. Dr. Selçuk HELHEL Akdeniz Üniversitesi-Mühendislik Fakültesi	

## ÖZET

### BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN İMPLANT EDİLEBİLEN MİKROŞERİT ANTEN TASARIMI VE ÜRETİMİ

YUNUS EMRE YAMAÇ

**Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**  
**Danışman: Yrd. Doç. Dr. S. Cumhuri Başaran**  
**Haziran 2015, 46 sayfa**

Hastaların hareketlerini ve davranışlarını kısıtlamadan uzaktan radyo sinyalleriyle kontrollerini sağlayan biyomedikal telemetrinin önemi her geçen gün daha fazla artmaktadır. Biyomedikal telemetri sayesinde mikrodalga görüntüleme, kalp ritim bozuklukları, nabız düzeni, vücut ısısı, solunum hızı, kan şekeri, kandaki oksijen miktarı gibi bulgulara ulaşılabilen, kanser teşhis ve tedavisi yapılabilmektedir. Bu bağlamda, söz konusu uygulamalarda kullanılacak özelliklerde biyosensörlere ve vücut içine yerleştirilebilen implant antenlere olan ilgi artmıştır. Medical İmplant Communication Service (MICS) bandı biyomedikal uygulamalar için tahsis edilmiştir.

Bu tezde biyomedikal telemetri için  $153.35 \text{ mm}^3$  ( $10.5 \times 11.5 \times 1.27 \text{ mm}$ ) anten boyutları ile minyatüre edilmiş implant edilebilen mikroşerit bir anten tanıtılıyor. Sunulan anten tasarımı 402-405 MHz'de MICS bandını ve 433-434 MHz, 2.45 GHz'de ise iki ISM (Industrial, Scientific and Medical) bandını kapsıyor. Antenin ışın elemanı üç adet eş-merkezli kare yarık halka ve üç adet metalik yoldan oluşmaktadır. Ayrıca kısa devre pin en dıştaki yarık halka ile toprağı doğrudan birbirine bağlamaktadır. Anten Rogers 3010 taban malzemesi üzerine üretilmiştir. Aynı materyal üst katman malzemesi olarak da kullanılmıştır. Ayrıca toprak düzlemi antenin rezonans karakteristiğini artıran üç adet boşluk yapısı içerir.

İmplant antenin tam dalga analizi zaman domeninde sonlu integral tekniğinden faydalanan CST Microwave Studio programı kullanılarak gerçekleştiriliyor. Simülasyon sırasında anten dielektrik özellikleri tamamen frekansa bağımlı olan tek katmanlı deri dokusu modeli içerisine yerleştirilmiştir. Bu tez kapsamında ayrıca sunulan antenin vücut dışı ölçümleri de yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar tatmin edicidir. Buna ek olarak tasarımdaki esnekliği göstermek için üç farklı boyutta anten tasarımı da bu tez içerisinde sunulmuştur.

Sunulan optimum anten tasarımı MICS bandında yaklaşık olarak %42.1 ve ISM bandında ise %5.8 bant genişliği sunuyor. Maksimum anten kazançları sırasıyla  $-39 \text{ dB}$  ve  $-22.9 \text{ dB}$ 'dir ve SAR değerleri sırasıyla  $369 \text{ W/kg}$  ve  $396.4 \text{ W/kg}$ 'dir.

**ANAHTAR KELİMELER:** Çift bant, implant anten, yarık halka anten, PIFA, MICS Bandı, anten optimizasyonu

**JÜRİ:** Yrd. Doç. Dr. S. Cumhuri BAŞARAN (Danışman)  
Yrd. Doç. Dr. M. FATİH ÇAĞLAR  
Doç. Dr. Selçuk HELHEL

## ABSTRACT

### IMPLANTABLE MICROSTRIP ANTENNA DESIGN AND FABRICATION FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS

YUNUS EMRE YAMAÇ

MSc Thesis in Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Dr. S. Cumhuri BAŞARAN

June 2015, 46 pages

Without restricting movement and treatment of patients, the importance of biomedical telemetry that provides control in distance by means of radio signals has been greater than ever. Thanks to biomedical telemetry, symptoms such as microwave monitoring, arrhythmia, sphygmia, body temperature, respiratory rate, blood sugar, oxygen content of blood can be achieved, and diagnosis and treatment of cancer can be done. In this context, biosensors and implantable antennas having features for these applications have gained considerable attention. Medical Implant Communication Service (MICS) band was allocated for biomedical application.

In this thesis a dual-band implantable microstrip antenna design is introduced with a miniaturized size of antenna  $153.35 \text{ mm}^3$  ( $10.5 \times 11.5 \times 1.27 \text{ mm}$ ) for biomedical telemetry. The proposed antenna design includes in MICS (402-405 MHz) band and 433-434 MHz, 2.45 GHz two Industrial, Scientific and Medical (ISM) bands. The radiating layer of the antenna is composed of three concentric square split-ring elements and three metallic pad placed between them. Also a shorting-pin is directly connects the outer ring element to the ground plane. The antenna is fabricated on the substrate of the Rogers 3010. The same material is used for the superstrate. Also ground planes have three slots that improve resonance characteristic of the antenna.

The full-wave analyses of the implant antennas are carried out using CST Microwave Studio, utilizing the time-domain finite-integration technique. During the simulation, the antenna is placed in a one-layer skin model whose dielectric properties are fully frequency dependent. Also, in vitro antenna measurements are made within the context of this thesis. The obtained results are satisfactory. In addition, three different sizes of antenna to show flexibility in design is presented in this thesis.

The proposed optimum antenna design offers at MICS band approximately 41.2% bandwidth and at ISM band approximately %5.6 bandwidth. Antenna gains are  $-39 \text{ dB}$  and  $-22.9 \text{ dB}$  and SAR values are  $369 \text{ W/kg}$  and  $396.4 \text{ W/kg}$ , respectively.

**KEYWORDS:** Dual band, implantable antenna, split-ring antenna, PIFA, MICS band antenna optimization

**COMMITTEE:** Asst. Prof. Dr. S. Cumhuri BAŞARAN (Supervisor)

Asst. Prof. Dr. M. Fatih ÇAĞLAR

Assoc. Prof. Dr. Selçuk HELHEL

## ÖNSÖZ

Biyotelemetri sistemlerinin sağlık sektörüne katabileceği yararlar mikroşerit anten tasarımcılarını vücut içerisinde çalışabilen olabildiğince küçük boyutlarda implant anten tasarımlarına yöneltti. Literatürde birçok iyi tasarımın olmasına rağmen diğer tasarımlara rakip olacak milli bir çalışma bulunmamaktaydı. Bu çalışmanın bu konudaki eksikliğin giderilmesinde yardımcı olacağını düşünüyorum. Buna ek olarak implant medikal cihaz tasarımı için de bir giriş adımı olabilir. Fakat tüm bu ileriki adımlar için çok daha ayrıntılı çalışmaların yapılması gerekir.

Bu tez çalışmamda destek ve katkılarından dolayı öncelikle değerli danışmanım Yrd. Doç. Dr. S. Cumhuri BAŞARAN'a, Akdeniz Üniversitesi'nden değerli arkadaşlarım Arş. Gör. Mehmet ÇAKIR ve Atalay KOCAKUŞAK'a, anten üretiminde desteğini esirgemeyen değerli çalışma arkadaşım Arş. Gör. Mehmet Ali BELEN'e, Yıldız Teknik Üniversitesi Biyokimya Laboratuvarını kullanmama izin veren Prof. Dr. Aşşegül PEKSEL'e ve fantom üretimdeki yardımlarından dolayı Arş. Gör. Dr. Nilay ALTAŞ'a çok teşekkür ederim.

Yunus Emre YAMAÇ

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI.....	4
3. İMPLANT MİKROŞERİT ANTEN.....	9
3.1. Mikroşerit Anten.....	9
3.2. Temel İmplant Mikroşerit Anten Yapısı.....	12
3.3. İmplant Antenin Yerleştirildiği Ortam.....	13
3.4. İmplant Anten Tasarım Aşamaları.....	16
3.5. İmplant Anten Ölçümleri.....	16
3.5.1. Vücut dışı ölçümler.....	16
3.5.2. Vücut içi ölçümler.....	18
4. SİMÜLASYON VE ÖLÇÜM SONUÇLARI.....	20
4.1. Sunulan Tasarımlar.....	20
4.1.1. Tasarımlara ait şekiller ve parametreler.....	20
4.1.2. Tasarımların $s_{11}$ karakteristikleri.....	22
4.1.3. Tasarımların ışıma örüntüsü ve kazanç değerleri.....	23
4.1.4. Tasarımların SAR değerleri.....	26
4.1.4. Tasarım I için verim ve giriş empedansı.....	26
4.2. Optimizasyon Aşamaları.....	27
4.2.1. Metalik yollar ve kısa devre pin optimizasyonu.....	30
4.2.2. Doku modeli büyüklüğünün etkisi.....	32
4.3. Vücut Dışı Ölçüm Sonuçları.....	33
4.2.1. Anten üretimi ve ölçüm ortamının hazırlanması.....	33
4.2.2. Ölçüm sonuçları.....	34
5. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	38
6. SONUÇ VE GELECEK İŞLER.....	42
7. KAYNAKLAR.....	43

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler

$\Omega$	Ohm
$\sigma$	İletkenlik
$\epsilon_r$	Bağıl dielektrik sabiti
$\epsilon_r'$	Bağıl dielektrik sabiti reel bileşeni
$\tan\delta$	Ortamın kayıp tanjant parametresi
$g_1$	Doku modeli üst taraf uzunluğu
$g_2$	Doku modeli alt taraf uzunluğu
$g_3$	Doku modeli sağ taraf uzunluğu
$g_4$	Doku modeli sol taraf uzunluğu
$g_5$	Üst katman ile taban malzemesi arasındaki uzunluk
$h$	Taban malzemesi kalınlığı
$L$	Taban malzemesi uzunluk
$L_1$	İletken yama uzunluğu
$l_1$	Birinci boşluk yapısı uzunluğu
$l_2$	İkinci boşluk yapısı uzunluğu
$l_3$	Üçüncü boşluk yapısı uzunluğu
$l_4$	$S_1$ anahtarının konumunu veren uzunluk
$m$	Yarık halkaların genişliği
$n$	Yarık halkalar arası boşluk
$n_1$	Toprak düzlemi birinci boşluk kalınlığı
$n_2$	Toprak düzlemi ikinci boşluk kalınlığı
$n_3$	Toprak düzlemi üçüncü boşluk kalınlığı
$r_1$	İlk boşluk yapısı başlangıç referans uzunluğu
$r_2$	Kısa devre pin referans uzunluğu
$r_3$	Besleme noktası konumu referans uzunluğu
$W$	Taban malzemesi genişlik
$W_1$	İletken yama genişliği

### Kısaltmalar

AIMD	Active Implant Medical Device
CST MWS	Computer Simulation Technology Microwave Studio
CPW	Coplanar Waveguide
DCS	Digital Communication Systems
DGBE	Diethylene Glycol Monobuthyl Ether
EM	Elektromanyetik
EIRP	Equivalent Isotropically Radiated Power



FCC	Federal Communications Commission
GSM	Global System for Mobile Communication
ISM	Industrial, Scientific and Medical
MICS	Medical Implant Communications Service
PEEK	Polyether Ether Ketone
PIFA	Planar Inverted-F Antenna
RFID	Radio-Frequency Identification
SAR	Specific Absorption Rate
SR	Split Ring
SMA	SubMiniature Version A
TRITON X-100	Polyethylene Glycol Mono Phenyl Ether
WLAN	Wireless Local Area Network
WBAN	Wireless Body Area Network
ZOR	Zeroth-Order Resonance

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Biyotelemetri sisteminin çalışması .....	2
Şekil 2.1. Bir implant anten için istenen $S_{11}$ karakteristiği .....	4
Şekil 2.2. Zarlink düşük güçlü verici entegresinin çalışması .....	6
Şekil 3.1. Tipik bir mikroşerit anten geometrisi .....	10
Şekil 3.2. Mikroşerit hat beslemeli yarık halka anten .....	11
Şekil 3.3. Doku modeli içine konulan implant anten yapısı .....	12
Şekil 3.4. İmplant antenin yerleştirildiği ortam.....	14
Şekil 3.5. Deri dokusunun bağıl dielektrik sabiti ve iletkenliğin frekansla değişimi .....	15
Şekil 3.6. Farklı dokular içerisine yerleştirilen implant antenler .....	15
Şekil 3.7. İmplant anten tasarım aşamaları .....	16
Şekil 3.8. İmplant anten ölçümü .....	17
Şekil 3.9. Deney canlısı olarak sıçanların kullanıldığı ölçümler .....	18
Şekil 4.1. Antenin yerleştirildiği deri dokusu modeli .....	21
Şekil 4.2. Sunulan tasarım modelleri .....	21
Şekil 4.3. Tasarım I'e ait $S_{11}$ karakteristiği .....	22
Şekil 4.4. Tasarım II'e ait $S_{11}$ karakteristiği.....	23
Şekil 4.5. Tasarım III'e ait $S_{11}$ karakteristiği .....	23
Şekil 4.6. Tasarım I'in ışıma örüntüsü kazanç grafiği .....	24
Şekil 4.7. Tasarım II'nin ışıma örüntüsü kazanç grafiği.....	24
Şekil 4.8. Tasarım III'ün ışıma örüntüsü kazanç grafiği.....	24
Şekil 4.9. Tasarım I için kazancın frekansla değişimi .....	25
Şekil 4.10. Tasarım II için kazancın frekansla değişimi .....	25
Şekil 4.11. Tasarım III için kazancın frekansla değişimi.....	25

Şekil 4.12. Tasarım I için ışıma verimliliği .....	26
Şekil 4.13. Tasarım I için anten giriş empedansı .....	27
Şekil 4.14. m parametresinin değişiminin yansıma katsayısına etkisi .....	27
Şekil 4.15. n parametresinin değişiminin yansıma katsayısına etkisi .....	28
Şekil 4.16. W ve L parametresinin değişiminin yansıma katsayısına etkisi .....	28
Şekil 4.17. Taban malzemesinin değişiminin yansıma katsayısına etkisi.....	29
Şekil 4.18. Üst katman malzemesinin büyüklüğünün yansıma katsayısına etkisi .....	29
Şekil 4.19. $S_1$ , $S_2$ , $S_3$ metalik yolları ve kısa devre pinin konumları.....	30
Şekil 4.20. $S_3$ metalik yolunun sağa kaydırılmasının yansıma katsayısına etkisi.....	30
Şekil 4.21. $S_1$ metalik yolunun yukarı kaydırılmasının yansıma katsayısına etkisi.....	31
Şekil 4.22. Kısa devre pinin sağa kaydırılmasının yansıma katsayısına etkisi .....	31
Şekil 4.23. Doku modeli büyüklüğünün yansıma katsayısına etkisi.....	32
Şekil 4.24. 402 MHz için doku modellerinin kazanç grafiklerinin karşılaştırılması .....	32
Şekil 4.25. Anten tasarımlarının üretimi .....	33
Şekil 4.26. İmplant antenin ölçüme hazırlanması .....	34
Şekil 4.27. MICS bandı için ölçüm ortamı .....	34
Şekil 4.28. MICS bandı için yapılan ölçüm sonuçları .....	35
Şekil 4.29. ISM bandı için ölçüm ortamı .....	35
Şekil 4.30. ISM bandı için yapılan ölçüm sonucu .....	36
Şekil 4.31. Elde edilen ölçüm sonuçları ve simülasyon sonucu .....	36

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Mikroşerit antenlerin avantaj ve dezavantajları .....	11
Çizelge 3.2. Biyolojik olarak uyumlu malzemeler .....	13
Çizelge 3.3. 402 MHz’de farklı biyolojik dokulara ait elektriksel özellikler .....	14
Çizelge 3.4. Deri için sunulan fantom tarifleri.....	18
Çizelge 4.1. Tasarımlara ait optimize edilmiş parametre listesi .....	21
Çizelge 4.2. Tasarımlara ait SAR değerleri .....	26
Çizelge 4.3. Doku modellerinin karşılaştırılması.....	32
Çizelge 5.1. Bu tezde sunulan tasarımın literatür özeti ile karşılaştırılması .....	38

## 1. GİRİŞ

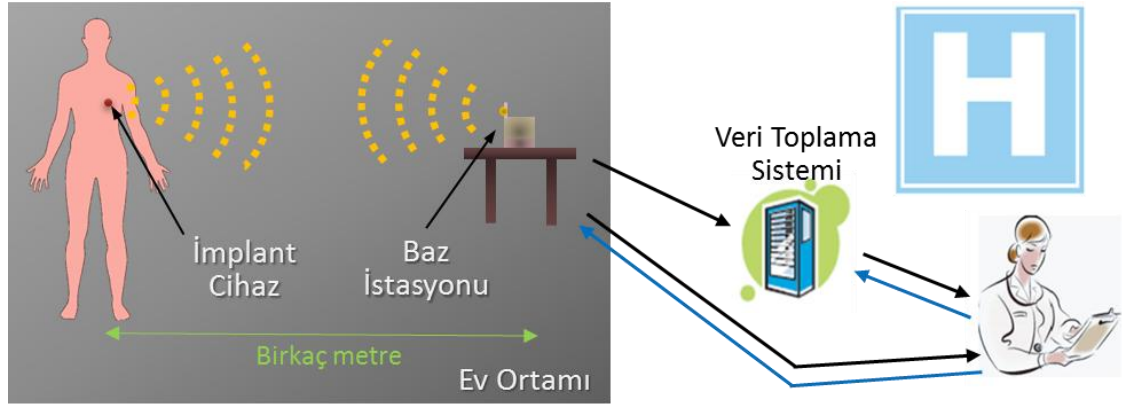
Elektromanyetizma 19. yüzyıl sonlarındaki ilk X-ray medikal denemelerinden beri tıptaki varlığını sürekli olarak artırıyor. Bugünlerde radyo frekans/mikrodalga uygulamaları hastalık engelleme, teşhis ve tedavi amacıyla kullanılabilir. Bunlardan bazıları hipertermi ile kanser tedavisi, mikroplu yara tedavisi, ilaç emiliminin artırılması ve görüntüleme olarak örneklenebilir. Bunlara ek olarak elektromanyetik medikal elemanların dokulara zararlı etkilerini azaltarak vücut içerisiyle kablosuz haberleşme yapılabilmesi hastanın konfor ve rahatı artırdığı için modern tıpta son derece kullanışlı olacağı düşünülmektedir. Canlı vücudu içerisine cerrahi yolla yerleştirilen bu cihazlar canlıya ait fizyolojik parametrelere çok hızlı bir şekilde ulaşabilmektedir. Böyle cihazlara genel olarak implant medikal cihazlar denmektedir.

Sağlık hizmetleri için implant edilebilen medikal cihazların kullanılması ilk olarak 1960'ların başlarında implant kalp pillerinin tanıtılmasıyla başladı. Daha sonra görüntüleme için yutulabilen pillerin tanıtılmasıyla insan vücudu içerisinde tedavi ve hastalıkların takibini yapabilmenin sağlık açısından ne kadar önemli bir iş olduğu gösterilmiş oldu. Bu sayede son yıllarda medikal kullanımlar için elektronik sistemlerin geliştirilmesine odaklanan araştırmalarda hızlı bir artışa tanıklık ettik. Bugün glikoz takibi, insülin pompaları, derin beyin uyarıcılar ve endoskopi medikal uygulamaların bir kaç örneğidir.

Medikal uygulamalarda implant cihazın dışardan kontrol edilebilmesi, hastanın uzaktan takip edilmesi ve izlemesi isteniyor. Böyle cihazlar hastanın durumunu rapor etmek ve sistem fonksiyonlarını kontrol etmek için kablosuz haberleşme kullanılmasına gerek duyuyor. Bu cihazlarla kablosuz haberleşmenin kurulabilmesi fiziksel kontak ve sıkı programlara gerek duyulmaksızın hasta takibinin yapılabilmesini sağlıyor. Tıpta elektronik mühendisliğin önemini artıran uygulamalarından biri radyo frekans teknolojisi yardımıyla bir mesafedeki hastanın fiziksel parametrelerinin kablosuz takibidir.

Kablosuz implant edilebilen cihazlar tarafından sağlık sistemine sağlanan net yararları ek olarak, ekonomik yönleri de ayrıca ilişkilidir. Uzaktan takip ve izleme sistemleri hastalıklardan korunmayı olanaklı kılıyor ve evde hastane hizmeti sunuyor. Her iki yönü de sağlık ücretlerini azaltıyor ve hastaneye sürekli gitme sıklığını çok daha aza indiriyor. Evde sağlık takibi ve izleme sisteminin bir örneği Şekil 1.1'de resmediliyor.

İmplant edilebilen cihazlar için kablosuz performans istenmesi implant anten tasarımının zorlukları üzerinde derinlemesine düşünülmesi gerektiriyor. Yaşayan bir vücut içerisinde anten kullanımı 50 yıl öncesine kadar dayandırılabilir. Buna rağmen implant edilebilen anten tasarımı konusu halen güncelliğini korumaktadır ve yeni uygulamalar göz önüne alındığında araştırmacıların ilgisi halen devam etmektedir. Bir WBAN(Wireless Body Area Network) içerisinde implant edilebilen cihazın dış üniteyle haberleşmesi hedeflendiği zaman özel bir anten tasarımı yapılması gerekir. İmplant edilen telemetri uygulamalarındaki tüm komponentler arasında anten, hem güçlü bir haberleşme bağlantısı hem de implant cihazın küçültülmesi için anahtar bir rol oynamaktadır.



Şekil 1.1. Biyotelemetri sisteminin çalışması

Bu tez biyotelemetri uygulamaları için mikroşerit antenlerin tasarımı, karakterizasyonu, analizi ve gerçekleştirilmesini konu alır. Tüm bunlar çoklu disiplinleri içerisinde barındırır. Örneğin anten tasarımı ve teorisi, kayıplı ortamlarda dalga yayılımı, dalgaların biyolojik dokularla etkileşimi ve ayrıca ileri seviye uygulamalarda telekomünikasyon ve paketleme mühendisliği, malzeme ve biyoloji bilimi, güvenlik ve özel hayat sorunlarına kadar çeşitli disiplinlerin bir arada değerlendirilmesi gerekir.

Bu tezde benzer yapıda üç farklı boyutta implant mikroşerit anten tasarımı yapılmıştır. Üç farklı boyutta anten tasarımının gösterilmesinin sebebi tasarımda sunulan müthiş esnekliğin gösterilmek istenmesindedir. Bu farklı tasarımlar optimizasyon aşamaları olarak da düşünülebilir. Yarık halka temeli üzerine inşa edilen temel yapıya kıvrımlı yapılar eklenerek anten boyutları ciddi oranda düşürülmüştür. Kıvrımlı yapıların kullanılması akım yolunu uzatıyor. Bu sayede daha küçük boyutta anten tasarımları elde edilebiliyor. Yine anten tasarımlarında toprak düzlemi üzerinde boşluk yapıları oluşturmuştur. Bu yapıların kullanılmasıyla istenen frekans aralıklarında anten daha iyi rezonansa girdiği görülmüştür. Buna ek olarak boşluk yapısının kullanılması ile anten boyutları bir miktar küçülmüştür.

Üretim kolaylığı açısından en büyük anten optimum tasarım olarak seçilmiştir. Optimizasyon aşamaları ve ölçüm sonuçları bu tasarım için verilmiştir. Optimum tasarım için ölçüm sonuçlarının doğru bulunması simülasyon aşamasının doğruluğunun kanıtlanmasında yeterlidir. Bu tezde sunulan antenin gerek çift bant karakteristik sergilemesi, gerek anten boyutlarının çok küçük olmasından dolayı literatürdeki tasarımlardan üstündür. İlerleyen bölümlerde yapılan çalışmalarla bu durum kanıtlanmaya çalışılmıştır.

Bu tezde sunulan optimum anten  $153.35 \text{ mm}^3$  ( $10.5 \times 11.5 \times 1.27 \text{ mm}$ ) boyutlarındadır. Anten 402-405 MHz'de MICS bandını ve 433-434 MHz, 2.45 GHz'de ise iki ISM bandını kapsamaktadır. Antenin ışıma elemanı üç adet eş-merkezli kare yarık halka ve üç adet metalik yoldan oluşmaktadır. Ayrıca kısa devre pin en dıştaki yarık halka ile toprağı doğrudan birbirine bağlamaktadır. Anten dielektrik sabiti 10.2, kayıp tanjantı 0.0035 ve yüksekliği 0.635 mm olan Rogers 3010 taban malzemesi üzerine üretilmiştir. Aynı materyal üst katman malzemesi olarak da kullanılmıştır.

Sunulan anten tasarımı MICS bandında yaklaşık olarak %42.1 ve ISM bandında ise %5.8 bant genişliği sunuyor. Maksimum anten kazançları sırasıyla  $-39$  dB ve  $-22.9$  dB'dir ve SAR değerleri sırasıyla  $369$  W/kg ve  $396.4$  W/kg'dir. Ayrıca toprak düzlemi antenin rezonans karakteristiğini artıran üç adet boşluk yapısını içerir.

İmplant antenin tam dalga analizi zaman domeninde sonlu integral tekniğinden faydalanan CST Microwave Studio programı kullanılarak gerçekleştiriliyor. Simülasyon sırasında anten dielektrik özellikleri tamamen frekansa bağımlı olan tek katmanlı deri dokusu modeli içerisine yerleştirilmiştir. Üç farklı boyutta doku modeli kullanılmıştır. Fakat üretim kolaylığı açısından antenin doku modelinin boyutları  $91 \times 90 \times 7.27$  mm<sup>3</sup> olarak seçilmiştir ve anten 3 mm derinliğe gömülmüştür.

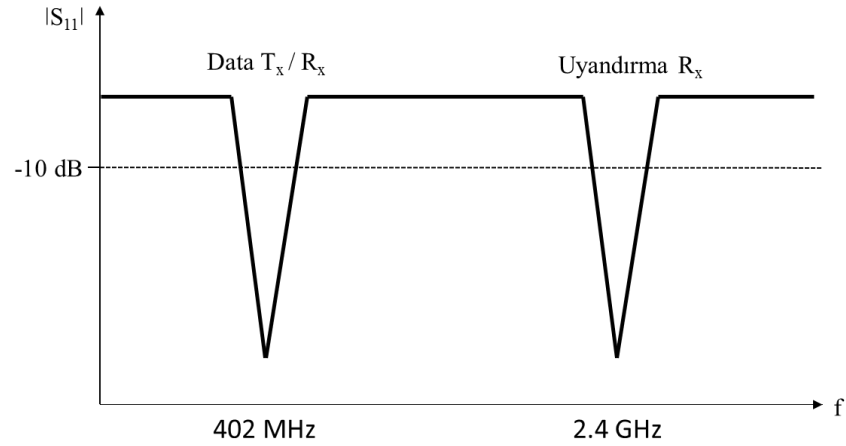
İmplant antenler ilk olarak simülasyon ortamında gerçekleşir. Daha sonra üretimi yapılan antenler dokunun elektriksel özellikleri sağlayan bir fantom içerisinde ölçülür. Yine bu fantom ölçümlerinin doğruluğunu kanıtlamak için deney canlıları üzerinde de ölçümler yapılabilir. Bu tezde vücut dışı ölçümler yani fantom içerisindeki ölçümler yapılmıştır. MICS bandı için hazırlanan fantom içerisindeki ölçümlerde antenin yansıma katsayısı 319-485 MHz frekansları arasında 10 dB referans noktasını sağlıyor. Antenin bu fantom içerisindeki ölçümlerinde minimum geri dönüş kaybı 378 MHz'de  $-22.5$  dB olarak bulunuyor. Antenin MICS bandı için bant genişliği %41.3 olarak ölçülüyor. Yine ISM bandı için bant genişliği 2.38-2.68 GHz aralığında bulunurken 2.51 GHz'de  $-32.5$  dB minimum geri dönüş kaybı değeri ölçülüyor. ISM bandında %11.8 bant genişliği ölçüm değeri elde ediliyor. Bant genişliğindeki artma kayıplı ortamlarda beklenen bir durumdur.

Anten tasarımına geçilmeden ikinci bölümde konuyla alakalı kurumsal bilgiler verilmiş ve kaynak taramaları yapılmıştır. İmplant anten tasarımındaki temel bilgiler bu kısımda verilmiştir. Üçüncü bölüm implant mikroşerit antenler üzerinedir. İmplant anten tasarımında kullanacağımız metaryal ve metodlardan bu kısımda bahsedilmiştir. İlk olarak mikroşerit antenler hakkında bilgiler verilmiş, implant mikroşerit anten yapısı detaylı incelenmiştir. Kayıplı ortamlarda anten davranışı incelenmiştir. Son olarak implant antenin ölçüm tekniklerinden bahsedilmiştir. Dördüncü bölüm sunulan implant antenin simülasyon ve ölçüm sonuçlarının verildiği, optimizasyon aşamalarının anlatıldığı bölümdür. Sunulan tasarım bu bölümde detaylı incelenmiştir. Beşinci bölüm sunulan anten tasarımının ölçüm sonuçlarının değerlendirildiği bölümdür. Sunulan tasarım literatür taramasıyla karşılaştırılmış ve değerlendirilmiştir. Son bölüm ise sonuç ve gelecek işlere ayrılmıştır. Bu teze ek olarak verilebilecek katkıların neler olduğu değerlendirilmiştir.

## 2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

Kablosuz implante edilebilen sistemler sayesinde farklı rahatsızlıklarla yaşamak zorunda olan insanlara ait bulguların takibi ve hastalıkların tedavisi yapılabilmekte ve böylece hastaların yaşam kalitesi artırılmaktadır. Nabız atış hızı, vücut sıcaklığı ve kandaki şeker oranının izlenmesi, insülin enjekte edilmesi ve endoskopi uygulamaları bu sistemlerle gerçekleştirilebilen medikal tedavilerden sadece birkaçıdır (Panescu 2008). Bu bağlamda biyotelemetri temeline dayanan medikal uygulamalarda kullanılan elektronik sistemler iki grupta düşünebilir. Bunlardan biri vücudun dışında deri yüzeyinde çalışan vücut merkezli sistemler iken diğeri tıbbi yönden daha fazla amaca hizmet edeceği düşünülen implant sistemlerdir. İmplant sistemlerde kendi arasında pasif ve aktif olarak iki gruba ayrılır. Pasif sistemler kendi güç ünitesine sahip değildir ve döngü şeklinde antenler kullanılır. Güç implant cihaza elektromanyetik kuplaj yoluyla iletilir. Bu sistemlerde 433-434 MHz frekanslarındaki ISM bandı kullanılır. Bu sistemlerin dış anten boyutunun çok büyük olması, iletişim mesafesinin çok kısa oluşu (yaklaşık 15 cm kadar), düşük iletim hızı ve bant genişliği gibi nedenlerden dolayı önemli dezavantajları bulunmaktadır. Aktif medikal sistemler ev ortamı içerisinde birkaç metre mesafeye kadar haberleşme imkanı sunabilmektedir (Bkz Şekil 1.1). Bu tezin konusu aktif implant sistemler üzerinedir ve verilen önceki ve sonraki tüm bilgiler aktif implant medikal cihazlar (AIMDs) için geçerlidir.

Aktif sistemlerde MICS (402–405 MHz) frekans bandı yukarıda bahsedilen biyotelemetri uygulamaları için özel olarak tahsis edilmiştir . Federal Komünikasyon Komisyonu (Federal Communications Commission: FCC) tarafından tescillenen (1999) bu frekans bandı, çift yönlü radyo haberleşmesine olanak sağlamakta ve aynı frekans bandındaki diğer kullanıcılarla girişim yaşanmaması için düşük çıkış gücüne (EIRP=25 mikrowatt) izin vermektedir. Diğer taraftan, ISM (2.4-2.48 GHz) frekans bandı da implant telemetri uygulamaları için kullanılabilir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. İmplant anten için istenen  $S_{11}$  karakteristiği



Aktif implant edilebilen telemetri sistemleri, dış ünite ile kablosuz bağlantıyı sağlayan anten, antenle doku arasındaki yalıtım malzemesi, bulguları algılayan biyosensörler, verileri işleyen elektronik donanım ve pilden oluşmaktadır. Bu malzemeler arasında gerek implant telemetri sisteminin minyatürizasyonu, aynı zamanda iletişimin sağlıklı yapılabilmesi açısından antenler en önemli rolü oynamaktadır. Bunun yanında, vücut fizyolojisine uyumlu yapısı, elektriksel boyutu, bant genişliği, ışına verimliliği ve SAR değerleri gibi temel parametrelerin birlikte optimize edilmesindeki zorluklar bu tarz antenlerin önemini ve değerini daha da artırmıştır.

Uygulamada karşılığı olan, implant telemetri sistemlerine entegre olabilecek özelliklerde ve uluslararası standartlarla uyumlu bir implant anten tasarımı, yukarıda da ifade edildiği gibi pek çok parametrenin eş zamanlı olarak dikkate alınması ile mümkün olabilmektedir. Söz konusu parametreler, sırasıyla fiziksel sınırlamalar, elektromanyetik gereksinimler ve vücut deri/kas doku modelinin elde edilmesi şeklinde üç ana grupta ele alınabilir. Böylesi bir gruplama, tasarım aşamaları için izlenecek süreci belirlemede yardımcı olurken, aynı zamanda ihtiyaçlara maksimum oranda cevap verebilen optimum bir anten tasarımının elde edilmesini de sağlayacaktır.

#### **A – Fiziksel Sınırlamalar**

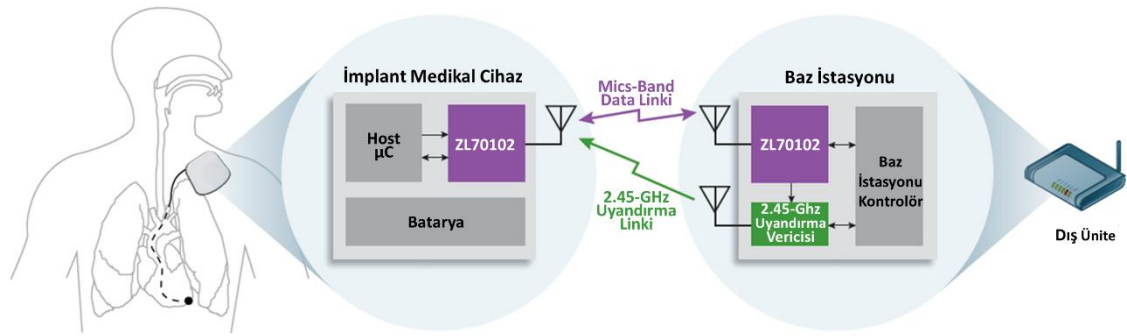
- Anten vücut içerisine yerleştirileceğinden dolayı olabildiğince küçük boyutlarda ve insan fizyolojisine uygun bir yapıda tasarlanmalıdır.
- Antenin vücut dokusuyla doğrudan temasını engellemek için implant edilmeden önce biyo-uyumlu bir yalıtım malzemesi ile kaplanması gerekmektedir. Bu tarz malzemeler, dokularda oluşacak olumsuz reaksiyonları önlemekte ve iletkenlik oranı oldukça yüksek olan vücut dokusundaki kısa devre etkileri engelleyerek telemetri uygulamalarının başarısını artırmaktadır (Dissanayake vd. 2009, Skrivervik ve Merli 2011, Warty vd. 2008).
- Vücut içine yerleştirilecek antenlerin besleme katmanlarının olabildiğince kompakt ve basit yapıda olması gerekmektedir.
- Tasarlanan antenin tasarım parametreleri aşırı bir hassasiyette olmamalı ve seri üretimi yapıldığında birbirleriyle özdeş performanslar sergilemelidir.

#### **B - Elektromanyetik Gereksinimler**

- Zarlink yarı iletken teknolojileri tarafından (Bradley 2006) implant telemetri sistemleri için üretilen alıcı/verici modülleri temel istasyonla iletişim için MICS ve ISM bantlarını aynı anda kullanmaktadır. Biyosensörlerden alınan veriler ana istasyona MICS bandında iletilirken, ISM bant ise iletişimin yapılmadığı anlarda pilin uyku moduna geçişini sağlamak için kullanılmaktadır. Böylece sistemin enerji ihtiyacını sağlayan pil sadece veri transferi yapıldığı anlarda aktif olmakta ve pil ömrü olabildiğince uzamaktadır. Dolayısıyla, bu tarz bir entegre ile uyumlu bir antenin MICS ve ISM bantlarında çift bant bir karakteristik göstermesi gerekmektedir (Şekil 2.2).
- Anten kazançları MICS ve ISM bantlarında sırasıyla  $-30$  dB ve  $-20$  dB'den daha yüksek değerlerde olmalıdır. İmplant antenlerin ilgili bantlardaki ışına

verimlilikleri oldukça düşük olmasına karşın, MICS bandında 10'm, ISM bandında ise 5'm den daha geniş bir alanda Zarlink verici ve ana istasyon arasında bir bağlantı sağlanabilmektedir. Zarlink sistemle sağlanan bu performansların, 2 m mesafe hedeflenerek tasarlanan bir telemetri uygulamasında mükemmel bir iletişime olanak sağladığı görülmüştür (Bradley 2006, Asili vd 2012).

- İnsan bedenindeki implante edilen bölgenin EM etkilerden olabildiğince az oranda etkilenmesi için uluslararası standartlarca belirlenmiş olan Özgül Soğurma Oranı (Specific Absorption Rate: SAR) değerinin 10 g doku üzerinde 2 W/kg'tan daha düşük seviyelerde olması gerekmektedir. Yine ABD için bu değer 1 g doku üzerinde 1.6 W/kg'dan daha düşük seviyelerde olması gerekir.



Şekil 2.2. Zarlink düşük güçlü verici entegresinin çalışması (www.microsemi.com)

### C-İnsan Deri/Kas Dokusunun Modellenmesi ve EM ölçümleri

Sayısal tasarım ve analizleri benzetim programları aracılığıyla gerçekleştirilen antenlerin, EM ölçümleri aşağıda sıralanan üç farklı yöntemle gerçekleştirilebilmektedir.

- **Sıvı fantom modeli:** Bu yöntemde insan deri/kas dokusu eşdeğer modeli fantom olarak ifade edilen kimyasal bir karışım ile elde edilir ve tasarımı yapılan anten bu yapı içerisine konularak EM ölçümleri gerçekleştirilir. Literatürde pek çok farklı özellikte ve karmaşıklıkta fantom modelleri not edilmiştir (Changrong vd. 2012, Karacolak vd. 2008, Kim ve Rahmat-Samii 2004, Kiourti ve Nikita 2012). Çift bant uygulamalarında (örneğin MICS ve ISM bantları), her bir bant için ayrı bir fantom modeli oluşturulur (Lie-jie vd. 2012). Karaçolak tarafından 2009 yılında yapılan tez çalışmasında bu fantomlardan ayrıntısıyla bahsedilmektedir.
- **Deri/kas dokusu örneği:** Bu yöntemde insan vücut dokusu özelliklerine benzer karakteristik sergileyen farklı denek hayvanlarından alınan doku örnekleri kullanılarak EM ölçümler gerçekleştirilmektedir. Huang ve arkadaşları tarafından 2012'de domuz bacağından alınan doku kullanılarak EM ölçümler gerçekleştirilirken, diğer bir çalışmada Karaçolak ve arkadaşları tarafından 2009'da yapılan çalışmada ise sıçandan alınan deri dokusu örneği kullanılmıştır.
- **Denek hayvanına doğrudan implant:** Bu yöntemde, tasarımı yapılan antenin gerçek vücut şartlarındaki performansı ve biyo-uyumluluk özelliğinin test

edilmesi için, prototip anten domuz ve sıçan gibi denek hayvanlarına doğrudan implante edilmektedir.

Yukarıda önemi, uygulama alanları, tasarım ve ölçüm zorlukları açısından ele alınan implant antenlerle ilgili ulusal alandaki çalışmalar hem nicelik hem nitelik olarak oldukça sınırlı bir seviyede kalmıştır (Arı vd. 2012, Çakmak vd. 2013, Sondaş ve Uçar 2013, Zengin vd. 2010). Bu kapsamda, rapor edilen bir çalışmada, literatürden alınan geniş bant bir anten tasarımının sayısal analizlerine yer verilirken (Zengin vd. 2010), başka bir çalışmada ise özgün bir ultra geniş bant implant anten konfigürasyonu önerilmiş fakat ilgili tasarımın üretimi ve ölçümleri gerçekleştirilmemiştir (Arı vd. 2012). Diğer bir çalışma da ise, bu tezin danışmanı Dr. Başaran ve Çakmak tarafından, MICS bandı için implant bir antenin sayısal tasarımı ve analizleri gerçekleştirilmiştir (2013). MICS ve ISM frekans bantları için çift-bant bir implant anten tasarımı ise, Dr. Sondaş ve çalışma arkadaşları tarafından çok yakın bir geçmişte gerçekleştirilmiştir (2013). Söz konusu çalışmalar ulusal anlamda birer ilk olmalarına karşın, üretimleri ve EM ölçümleri gerçekleştirilememiş dolayısıyla performans analizleri gerçek manada değerlendirilememiştir. Ayrıca, ilgili tasarımların sayısal analizleri incelendiğinde, görece olarak birbirlerine karşı üstünlükleri olmasına karşın, her iki tasarımın da telemetri sistemleri açısından ciddi eksiklikleri bulunmaktadır. Diğer taraftan, uluslararası literatür incelendiğinde, implant telemetri sistemlerine yönelik olarak, farklı geometrik yapı ve özelliklerde pek çok implant anten tasarımı rapor edilmiştir. Bu kapsamda, RFID uygulamaları için 800 MHz bandında bir implant anten tasarımı önerilirken (Sani vd. 2010), MICS ve ISM (433-434.8 MHz) frekans bantlarını kapsayan geniş bant implant anten tasarımları rapor edilmiştir (Asili vd 2012, Liu vd. 2009). Bu çalışmalarda önerilen antenlerin EM ölçümleri sadece fantom kullanılarak elde edilmiştir.

Sadece MICS bandını kapsayan tek bant anten tasarımları da literatürde yerini almıştır (Changrong vd. 2012, Chien vd. 2010, Ha vd. 2011, Kiourti vd. 2012, Lie-jie vd. 2012, 2013). Önerilen antenler küçük ve kompakt yapılarıyla implant uygulamalarına birer alternatif teşkil etmekle birlikte, tek bant oldukları için Microsemi ultra düşük güçlü verici sistemleriyle (Zarlink) birlikte kullanılmaları mümkün olamamaktadır. Diğer taraftan, MICS ve ISM frekans bantlarını kapsayan, çift-bant implant anten tasarımları da gerçekleştirilmiştir. Changrong vd. 2012, Karaçolak vd. 2008, Lie-jie vd. 2012'de önerilen antenlerin EM ölçümleri sadece fantom kullanılarak elde edilirken, Huang ve arkadaşları tarafından 2011'de yapılan çalışmada domuzdan alınan doku örneği kullanılmıştır. Karaçolak ve arkadaşları tarafından 2008'de rapor edilen çalışma da ise, tasarımı yapılan antenin EM ölçümleri hem fantom hem de sıçandan alınan doku örneği kullanılarak elde edilmesine karşın, anten doğrudan sıçana implant edilmemiş ve gerçek vücut koşullarındaki performansı değerlendirilmemiştir. Bir diğer çalışmada ise, literatürden alınan bir anten yapısının prototip üretimi gerçekleştirilmiş ve ilgili anten yapısı biyo-uyumlu bir malzeme ile kaplanarak sıçanlara implante edilmiştir (Karaçolak vd. 2009).

Baskı devre üretim tekniği ile imal edilen mikroşerit antenler, dielektrik (yalıtkan) taban malzemesi üzerine yerleştirilen iletken ışımaya elemanlarından (yama/boşluk) ve antenin toprak tabakasını oluşturan metal katmandan meydana

gelmektedir. Işımanın gerçekleştiği yama düşük kayıplı metalik (bakır gibi) malzemelerden seçilmekte ve değişik geometrik biçimlerde olabilmektedir. Işıma elemanının boyutları ve biçimi, taban malzemesinin kalınlığı ve dielektrik sabiti antenin elektriksel performansını doğrudan etkileyen başlıca parametrelerdir (Balanis 2005). Mikroşerit antenler, hafifliği, uygulandığı yüzeye kolayca uyum sağlamaları, üretim kolaylığı ve maliyetinin düşük olması gibi özellikleri sayesinde son yıllarda daha popüler hale gelmiş ve mikroşerit tabanlı pek çok implant anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Sözü edilen çalışmalarda farklı metot ve geometrik yapılar kullanılmış olmasına karşın, tasarım açısından minyatür bir yapının elde edilmesi bu çalışmaların odağını oluşturmuştur. Bu kapsamda, Changrong vd 2012, Karaçolak vd. 2008 ve 2009, Lie-jie vd. 2012’de rapor edilen çalışmalarda ışıma elemanı olarak kıvrımlı yama ve kıvrımlı açıklık (slot) elemanları önerilmiştir (Chien vd. 2010, Lie-jie vd. 2013). Ayrıca, bu anten tasarımlarında ışıma elemanı ve toprak düzlemi arasında uygun bir konumda Yüzeysel Devrilmiş-F antenler (Planar Inverted-F Antennas; PIFA) de olduğu gibi kısa-devre pinleri kullanılmıştır. Bilindiği gibi optimum konumda kısa devre pin’i kullanılarak elde edilen PIFA tasarımlarında, antenin fiziki boyutu değişmezken elektriksel boyutu yaklaşık olarak iki katına çıkmakta böylece rezonans frekansı daha aşağı değerlere kaymaktadır. Çok katmanlı yapıda gerçekleştirilmiş olan implant anten tasarımları oldukça küçük boyutlarda olmasına karşın kullanılan taban malzemelerinin kalınlıkları ve katman sayısına bağlı olarak antenin toplam hacmi artabilmektedir (Ha vd. 2011, Lie-jie vd. 2012, Liu vd. 2008, 2009).

### 3. İMPLANT MİKROŞERİT ANTENLER

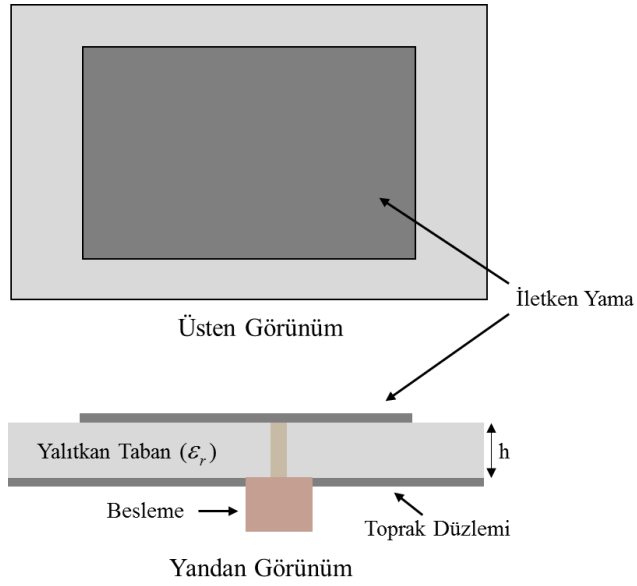
İmplant mikroşerit anten tasarımına geçilmeden önce implant mikroşerit anten tasarımındaki temel bileşenler bu kısımda gösterilmiştir. Mikroşerit anten yapısı ve tasarımı parametreleri incelendikten sonra temel implant mikroşerit anten yapısı anlatılmıştır, tasarım aşamalarından bahsedilmiştir. Kayıplı ortamda anten davranışı açıklanmıştır. Bunlara ek olarak ilerleyen bölümlerde ölçüm yöntemleri ve vücut dışı ölçümler için literatürde kullanılan fantom tarifleri verilmiştir.

#### 3.1. Mikroşerit Anten

Biyotelemetri amacıyla tasarlanan medikal cihazlarla kablosuz haberleşme istenmesiyle bu cihazlarda kullanılabilir antenlere olan ihtiyaç artmıştır. Böyle cihazların yakın mesafe uygulamalarında kullanılması, vücuda verilen zararın minimum düzeyde tutulmak için düşük güçlerde çalışması, vücut dokusuna uyumlu malzemelerle kaplanmak zorunda olması ve canlı dokusunun frekans ve sıcaklığa göre sürekli değişen kayıplı yapısı gibi birçok nedenden ötürü bu cihazlarda tasarımda esneklik sunan, kolay üretilen, ince profile sahip olan, diğer elektronik elemanlar kolayca entegre olabilen ve çoklu frekans bandı imkanı sunabilen mikroşerit yapıdaki antenler kullanılmıştır. İmplant mikroşerit anten tasarımına geçilmeden önce mikroşerit anten yapısı ve temel bileşenleri kısaca tanıtılmıştır.

Baskı devre mikroşerit yama antenler ince profil (low profile), düşük ücret ve tasarımda esneklik sunması, uyumlu yapıya sahip olması ve diğer mikroşerit devreler ile kolay entegre olmasından dolayı mobil uygulamalarda, kablosuz haberleşmede, yüksek performans uçaklarda, uzay araçlarında, uydularda, güdümlü füze uygulamalarında bolca kullanılır (Basaran ve Erdemli, 2007). Mikroşerit antenler ilk defa 1953 yılında tanıtıldı ve 1970'lere kadar önemli araştırmalar yapıldı. Baskı devre üretim tekniği ile imal edilen mikroşerit antenler, Şekil 3.1'de gösterildiği gibi dielektrik (yalıtkan) taban malzemesi üzerine yerleştirilen iletken ışıma elemanlarından (yama/boşluk) ve antenin toprak tabakasını oluşturan metal katmandan meydana gelmektedir. Işımanın gerçekleştiği yama düşük kayıplı metalik (bakır gibi) malzemelerden seçilmekte ve değişik geometrik biçimlerde olabilmektedir. Işıma elemanının boyutları ve biçimi, taban malzemesinin kalınlığı ve dielektrik sabiti antenin elektriksel performansını doğrudan etkileyen başlıca parametrelerdir.

Mikroşerit antenlerde metalik elemanların kalınlığı 50–200 nm aralığında değerler alırken, kullanılan taban malzemesinin dielektrik sabiti ( $\epsilon_r$ ) ve kalınlığı ( $h$ ) tipik olarak  $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$ ,  $0.003 \leq h \leq 0.05$  arasında değerler almaktadır. Taban malzemesinin dielektrik sabitinin düşük olması ( $\epsilon_r < 2.5$ ), kenar alanlar (fringe fields) etkisini artırarak antenin ışıma performansında iyileşme sağlamasına karşın dielektrik sabitinin küçük olması durumunda, aynı frekans cevabının elde edilmesi için daha büyük ışıma elemanının kullanılması gerekeceğinden, ilgili antenin fiziki boyutları da büyümektedir (Garg vd 2001). Taban malzemesinin dielektrik değerinin küçük kalınlığının büyük olması, antende ideal ışımayı sağlamanın yanı sıra frekans bant genişliğini de artırmaktadır (Balanis 2005, Pozar 1992). Fakat taban malzemesinin kalınlığının artırılması, yüzey dalgalarının oluşumunu tetikleyerek antenin veriminin azalmasına ve anten ışıma örüntüsünün bozulmasına neden olabilmektedir.



Şekil 3.1: Tipik bir mikroşerit anten geometrisi

Yukarıda fiziksel yapısından ve teknik özelliklerinden genel olarak bahsedilen mikroşerit antenler, küçük hacimli ve hafif olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bu özellikleri sayesinde entegre devre teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak imal edilen cm boyutlarındaki cihazların dışına ya da içine kolayca yerleştirilebilmektedirler. Yüzeyle uyumlu olmalarından dolayı da uçak, füze ve uydu gibi özel hassasiyet gerektiren araçların aerodinamik yapısını bozmadan bu araçların üzerine monte edilebilmektedirler. Gerekliğinde katı hal devreleri aynı taban malzemesi üzerine yerleştirilerek, elde edilen tümleşik anten sistemiyle daha ideal bir elektriksel performans sağlanabilmektedir. Ayrıca bu antenlerden çoklu-bant karakteristiği elde edilebilirken, besleme konumu kaydırılarak ta doğrusal veya dairesel kutuplanmış ışımaya gerçekleştirilebilmektedir.

Mikroşerit antenlerin bütün bu avantajlarının yanı sıra başta bant genişliğinin sınırlı olması (<5%) gibi bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Antende taban malzemesinin kalın seçilmesi ile bu sorun aşıyor gibi görünse de, oluşan yüzey dalgaları nedeniyle antenin diğer elektriksel performansları olumsuz etkilenmektedir. Ayrıca, alt tabakanın toprak düzlemi olmasından dolayı bu antenler sadece üst yarı düzlemde ışımaya yapmaktadırlar. Kazançlarının (~6 dB) düşük olması, yüzey dalga uyarımının bulunması ve yüksek çapraz-polarizasyon seviyesine sahip olması bu tür antenlerin diğer dezavantajlarıdır.

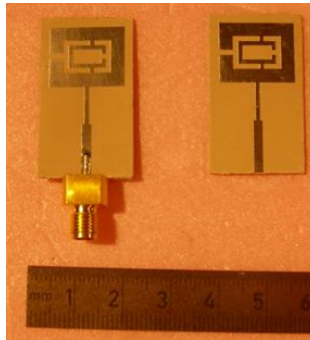
Tasarlandığı ilk yıllarda ağırlıklı olarak güdümlü füzeler, roketler, radarlar ve uydular gibi askeri uygulamalarda kullanılan mikroşerit antenler, günümüzde WLAN, GSM, DCS sistemleri, adaptif anten dizileri ve biyomedikal uygulamaları gibi geniş bir yelpazede uygulama alanı bulmuştur. Mikroşerit antenler kullanıldığı alana göre farklı fiziksel yapılarda olabilirken, besleme teknikleri de tasarımlara bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir.

Sıradan bir mikroşerit anten tasarımı karşılaşılan avantaj ve dezavantajlar aşağıdaki çizelgede özet olarak gösterilmiştir. Mikroşerit antenlerin tasarımı esneklik sunabilmesiyle antenin kullanıldığı uygulama alanına göre dezavantajları avantaja döndürülebilir.

Çizelge 3.1. Mikroşerit antenlerin avantaj ve dezavantajları

Avantajları	Dezavantajları
- Küçük hacimli, hafif ve ince profile sahiptir.	- Dar bantlıdır.
- Üretim maliyeti düşüktür ve seri üretime uygundur.	- Kazançları oldukça düşüktür.
- Diğer mikrodalga devreler ile entegre olması kolaydır.	- Yarı düzlemde ışımaya yaparlar.
- Tasarımda esneklik imkanı vardır.	- Besleme ve süreksizlik bölgelerinde istenmeyen ışımalar oluşmaktadır.
- Yerleştirildikleri alana uyumlu olarak üretilebilirler.	- Düşük güçlüdürler.
- Baskı devre teknikleri kullanılarak kolayca üretilebilirler.	- İstenmeyen yüzey dalgaları oluşmaktadır.
- Geniş bantlı ve çok bantlı uygulamalar için kolayca tasarlanabilirler ve minyatürize edilebilirler.	- Verimleri oldukça düşüktür.

Fiziksel parametrelerinin çeşitliği sayesinde mikroşerit antenler diğer mikrodalga antenlere oranla daha geniş bir yelpazede sınıflandırılmaktadırlar. Pek çok farklı boyut ve geometrik yapıda tasarlanabilen mikroşerit antenler, mikroşerit yama antenler, mikroşerit dipoller, mikroşerit boşluk antenler ve mikroşerit yürüyen dalga antenler olmak üzere dört temel kategoride ele alınmaktadır. Bu temel sınıflama dışında kalan özel mikroşerit anten tasarımları da mevcuttur. Bu tezde sunulan tasarım yarık-halka elemanlarını temel alan SR (Split Ring) antendir. Şekil 3.2’de bir yarık halka anten gösteriliyor. Yarık halkalar iki adet anahtarla birbirine bağlanıyor.



Şekil 3.2. Mikroşerit hat beslemeli yarık halka anten (Başaran, 2008)

Yarık halka antenlerin avantajlarından faydalanılarak bu tezde sunulan tasarımın boyutları küçültülmeye çalışılmıştır. Sıradan yama şekli değiştirilerek akım yolu

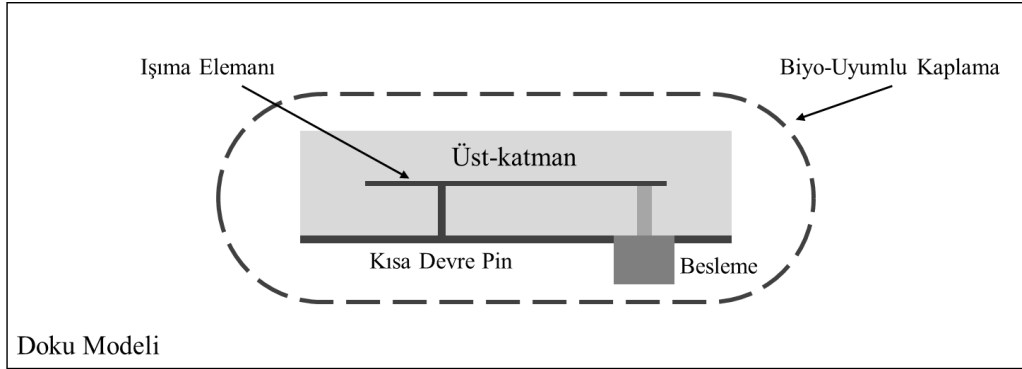
uzatılmaya çalışılır. Bu sayede aynı rezonans frekansı için daha küçük boyutlarda anten tasarımı yapılabilir. Yarık halka antenlerin sağladığı bazı avantajlar şunlardır;

- $\mu$ -negatif davranış gösteriler.
- Metameteryal yapıdadırlar.
- Daha geniş bant genişliği sunarlar.
- Kazançları daha yüksektir.
- Çalışılan frekansa göre boyutları daha düşüktür.
- Verimleri daha yüksektir

### 3.2. Temel İmplant Mikroşerit Anten Yapısı

Bu kısımda mikroşerit implant antenlerin tasarımında kullanılan genel yapı gösterilecektir. İmplant anten tasarımı yapılırken ilk olarak antenin yerleştirildiği ortama göre doku modeli kullanmak gerekir. Literatürde birçok farklı boyutta ve yapıda doku modelleri kullanılmıştır. Doku modelinin büyük olması anten parametreleri açısından daha iyi sonuç verse de hem simülasyon süresini uzatması hem de ölçümler için fantom hazırlanmasında daha fazla malzeme sarfiyatı yüzünden önemli dezavantajlara sahiptir. Şekil 3.3’de bir doku modeli içine konulan implant anten yapısı kabaca verilmiştir. Bu yapı içerisinde implant mikroşerit anten simülasyonu gerçekleştirilir. Toprak düzlemi en altta antenin ışınım yapmasını sağlayan yama ise orta kısımdadır.

İkinci olarak implant antenlerde mikroşerit anten yapılarından farklı olarak üstkatman malzemesi ve kısa devre pin kullanılır. Kısa devre pin yapısı ters F harfine benzediği için böyle antenlere PIFA antenler denmiştir. Bu yapının mikroşerit implant antenlerde genelinde kullanılma sebebi anten boyutlarını yarı yarıya düşürmesidir. PIFA yapısı kullanılarak aynı boyuttaki bir antenin rezonans frekansı yarı yarıya düşürülebilir.



Şekil 3.3. Doku modeli içine konulan implant anten yapısı

Üst katman malzemeleri, iletken kısmın (yamanın) biyolojik doku ile direkt temasının olmaması yani izolasyon katmanı olarak kullanılır. Işınım gücünün yakın alan terimleri ışınım ortamında  $r^3$  ile soğrulurken uzak alan terimleri  $r^2$  ile soğrulur. Yani antenin yakın alanında biyolojik dokuların varlığı gücün büyük bir kısmının doku içerisinde hızla soğrulmasına sebep olur. Bu yüzden mikroşerit antenin hemen üst kısmına dokulara verilen zararı azaltmak için genelde yüksek dielektrik sabitli, iletkenliği çok çok düşük malzemeler izolasyon katmanı olarak kullanılır. İzolasyon



katmanı aynı zamanda tüm anteni çevreleyecek şekilde sarılmalıdır. Katman malzemesi de biyolojik olarak uyumlu malzemelerden seçilmelidir. Bu sayede AIMD'nin vücuda düşman yapı olarak gözükmemesinin önüne geçilir. Aksi durumda vücudun savunma sistemi AIMD'yi çevreleyecek ve anten performansını ciddi anlamda düşürecektir. Tüm bu nedenlerden dolayı bir AIMD içerisindeki implant anten düşünüldüğü aman istenilen frekansı yakalamak için tasarımda esneklik sunan antenlerin kullanılması zorunludur. Çünkü tüm bu katmanlar ortamın efektif dielektrik sabitini değişmesine sebep olmaktadır.

Literatürde kullanılan biyolojik olarak uyumlu izolasyon malzemeleri çizelge 3.3'de verilmiştir. Bu malzemelerin dielektrik sabitinin büyük, iletkenliğinin çok küçük olması istenir. Bu seçim ışın kaybını en aza indirirken anten boyutlarının da küçültülmesini sağlamaktadır. Ancak böyle malzemeler çizelgede gösterildiği gibi genelde seramik malzemelerdir. Üretim kolaylığı açısından Merli PEEK malzemesini tercih etmiştir (2011). Seramik malzemelerin işlenmesi çok zordur.

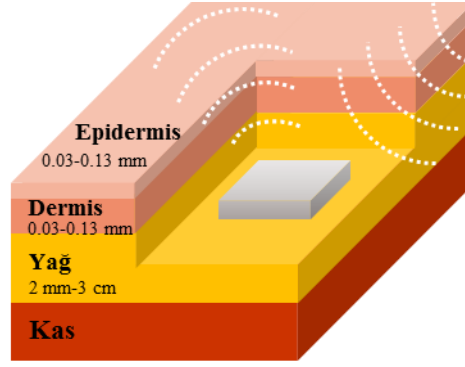
Çizelge 3.2. Biyolojik olarak uyumlu malzemeler

<b>Biyo-uyumlu Malzeme</b>	<b><math>\epsilon_r'</math></b>	<b><math>\tan\delta</math></b>
Teflon	2.1	0.001
Macor	6.1	0.005
Alumina	9.20	0.008
Zirconia	29	0.002
PEEK	3.20	0.010
Polypropylene	2.55	0.003
Polyamide	4.30	0.004
Silastic MDX-4210	3.3	0.002

Literatürde üretim kolaylığı bakımından birçok çalışmada taban ve üst katman malzemeleri genelde aynı seçilmiştir. Bu tezde sunulan tasarım da bu şekilde yapılmıştır ve biyo-uyumlu malzemeler ile kaplanmamıştır.

### 3.3. İmplant Antenin Yerleştirildiği Ortam

İmplant anten tasarımında göz önünde bulundurulması gereken temel unsurlardan birisi insan vücudunun varlığıdır. Anten yüksek miktarda kayıplı ve dağıtıcı bir ortama yerleştirilmektedir (Şekil 3.1). Bir anteni biyolojik dokular içerisine yerleştirmek anten tasarım probleminde ciddi bir karmaşıklık getirir. Işın elemanını çevreleyen kayıplı dokular anten performansını önemli ölçüde değiştirir ve elektromanyetik dalgalarla etkileşime girer. Bu durum antenin elektriksel uzunluğunu değiştirir. Sonuç olarak, sabit boyutlar göz önüne alınırsa boş uzay durumuna göre kayıplı ortamda daha düşük rezonans frekansı bulunur. Literatürde yapılan implant sarmal anten tasarımı bu durumu açıklamıştır (Rahmat-Samii vd. 2004).



Şekil 3.4. İmplant antenin yerleşirildiği ortam

Doku parametreleri (dielektrik sabiti, iletkenliği ve kütle yoğunluğu) sıcaklık ve frekansa bağlıdır. Frekans artarken dielektrik sabiti düşer ve iletkenlik artar (Şekil 3.2). Bu nedenlerden dolayı etkili ve küçük boyutlu bir implant anten tasarlamak zor ve mücadele gerektiren bir iştir. Canlı dokuların sıcaklık ve frekansla değişen yapısına ek olarak bu dokuların bünye parametreleri de birbirinden farklıdır. Çizelge 3.1’de 402 MHz için farklı dokulara dielektrik sabiti ve iletkenlik değerleri verilmiştir.

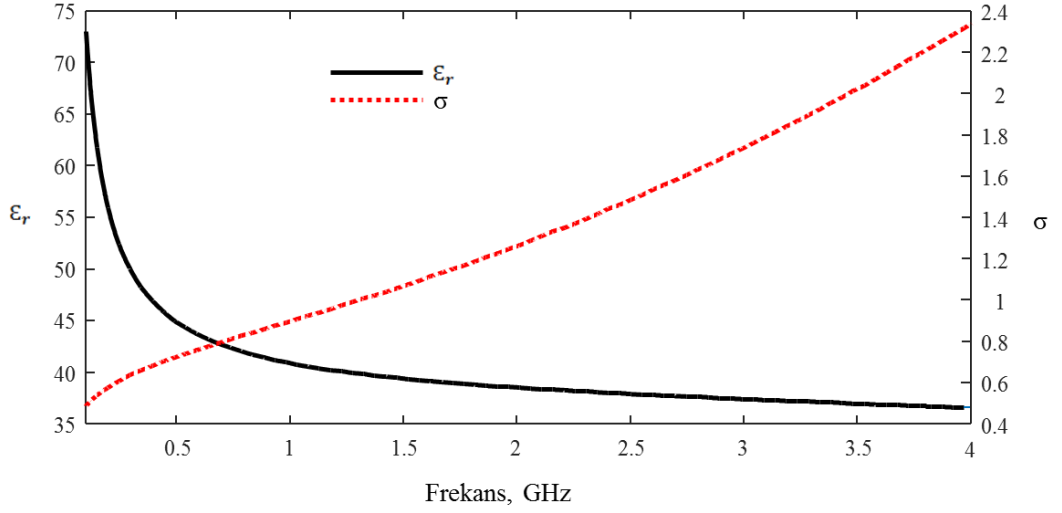
Kayıplı ortamlarda gücün hızla soğrulması ve yansılardan ötürü anten parametrelerinde farklılık görülür. Kayıplı ortamlarda anten performansı incelendiği zaman;

- *Canlı dokuların yüksek dielektrik sabiti yüzünden kayıplı ortamda anten boyutları küçülür.*
- *Canlı dokuların yüksek iletkenlik değeri yüzünden gücün büyük bölümü doku içerisinde soğrulur.*
- *Meydana gelen yansılardan dolayı kayıplı doku ortamında bant genişliği artar.*
- *Doku modeli (fantom) boyutlarına göre ışıma örüntüsü değişir.*
- *Antenin yerleştirildiği derinliğe ve doku modelinin büyüklüğüne göre kazanç, verimlilik gibi anten parametreleri ve SAR değerleri değişebilir.*

Çizelge 3.3. 402 MHz’de farklı biyolojik dokulara ait elektriksel özellikler

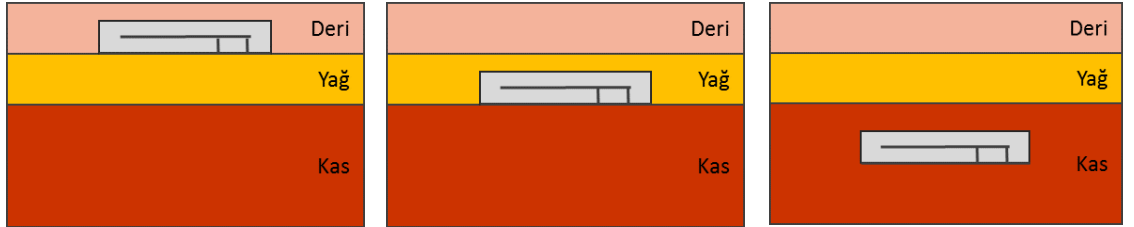
Biyolojik Doku	Bağıl Dielektrik Sabiti ( $\epsilon_r$ )	İletkenlik ( $\sigma$ )
Beyin	49.7	0.59
Kemik	13.1	0.09
Yağ	11.6	0.08
Deri	46.7	0.69
Kafatası	17.8	0.16
Kas	58.8	0.84
Kan	64.2	1.35
Kemik İliği	5.67	0.03
Nefes Borusu	44.2	0.64
Çene kemiği	22.4	0.23

Dil	57.7	0.77
Ağız Boşluğu	1.0	0.00
Göz Dokusu	57.7	1.00
Diş	22.4	0.23
Akciğer	54.6	0.68
Kalp	66.0	0.97
Karaciğer	51.2	0.65
Böbrek	66.4	1.10
Mide	67.5	1.00
Tiroid	61.5	0.88



Şekil 3.5. Deri dokusunun bağıl dielektrik sabiti ve iletkenliğin frekansla değişimi

İmplant anten simülasyonu yapılırken üç katmanlı doku yapısı kullanmak yerine tek katmanlı deri dokusu kullanmak yeterlidir. Duan ve arkadaşları tarafından 2012 yılında yapılan çalışmada bu durum kanıtlanmıştır. Şekil 3.6'da üç katmanlı doku modeli içerisinde farklı derinliklere yerleştirilen implant antenler gösterilmiştir. Daha kesin sonuçlar bulunmak istenirse üç katmanlı doku modeli içerisinde simülasyon yapılabilir.



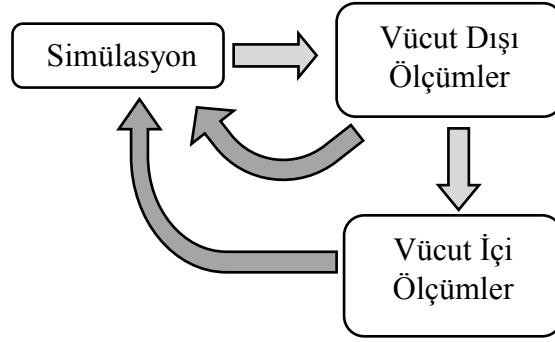
Şekil 3.6. Farklı dokular içerisinde yerleştirilen implant antenler

Anten parametrelerinin daha gerçekçi sonuçları için simülasyon programları tarafından üç boyutlu insan modelleri çizilmiştir. Fakat bu modeller içerisinde anten optimizasyonları simülasyon süresinin çok uzaması nedeniyle uygulanabilir değildir.

Anten tasarımı ve optimizasyon kısmında yeterli boyutta deri dokusu modeli kullanmak iyi sonuçlar vermektedir. Bu tezde Karaçolak vd. (2008) tarafından önerilen deri dokusu modeli kullanılmıştır. Nihai tasarımda insan modeli içerisindeki simülasyonlar yapılabilir.

### 3.4. İmplant Anten Tasarım Aşamaları

İmplant anten tasarımı ve üretimi üç aşamada meydana gelmektedir. Birinci aşama bilgisayar ortamında simülasyon aşamasıdır (In-silico). Bu aşamada mikroşerit anten parametreleri ayrı ayrı incelenip bilgisayar yardımıyla optimize edilir. İkinci aşama ölçüm aşamasıdır. Ölçümler canlı vücudu dışında (in-vitro) ve canlı vücudu içerisinde (in-vivo) olmak üzere iki kısma ayrılır. Geçmişte yapılan çalışmalarda vücut dışı ölçümlerin vücut içi ölçümlerle yaklaşık olarak aynı sonuç verdiği Karaçolak vd. tarafından sıçanlar kullanılarak gösterilmiştir (2010). Yine deney canlısı olarak domuzların kullanıldığı bir diğer çalışma Merli tarafından yapılmıştır (2011).



Şekil 3.7. İmplant anten tasarım aşamaları

### 3.5. İmplant Anten Ölçümleri

İmplant anten tasarımında ölçüm tekniklerin geliştirilmesi ayrıca önemlidir. Üretilen implant antenlerin ölçümleri almak da son derece uğraştırıcı bir süreçtir. Simülasyon ortamında insan vücuduna göre tasarımı yapılan antenlerin ölçümleri ve bu ölçümlerin doğruluklarının testi için literatürde çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bunlardan ilki canlı dokusunun elektriksel özelliklerinin yakalandığı fantomlar kullanmaktır. Bu fantomlar çeşitli kimyasalların belli oranlarda karıştırılmasıyla bulunur. Ayrıca bu fantomlarda alınan ölçümlerin doğrulanması için deney canlısı içerisindeki ölçümlerle karşılaştırılması düşünülmüştür. Deney canlısının dokularına göre tekrar optimize edilen anten fantom içerisindeki ölçümleri yapıldıktan sonra vücut içi ölçümleri yapılır. Literatürde yapılan çalışmalarda fantom içerisindeki ölçümlerin doğru sonuçlar verdiği görülmüştür.

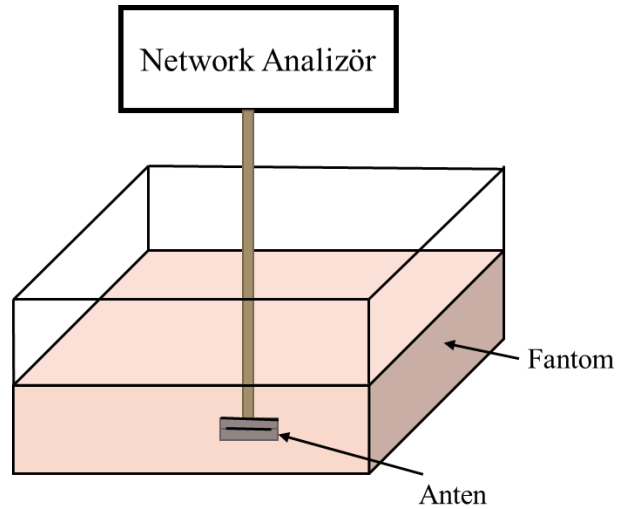
#### 3.5.1. Vücut dışı ölçümler

İnsan vücudu içerisinde ölçümlerin yapılamayacağı ve deney canlılarının kullanılması pahalı, olanakların sınırlı olması ve ayrıca her zaman ulaşılabilir olmaması yüzünden vücut dışı ölçüm tekniklerinin geliştirilmesi önemlidir. Bu yüzden vücut dışı

ölçümler için insan dokusunun elektriksel özelliklerini taklit eden jel halindeki kimyasal karışımların kullanılması düşünülmüştür.

Biyomedikal mühendisliği üzerinde artan ilgi ve araştırmalar, mobil telefonlar gibi mikrodalga frekanslarda elektromanyetik enerjiyi yayan kişisel cihazların geliştirilmesi ile biyolojik dokuların elektriksel özelliklerini taklit eden biyolojik fantomların karakterize edilmesi ve geliştirilmesi ihtiyacı doğdu. Bu fantomlar için farklı malzemeler kullanıldı. 1 GHz altındaki malzemeler şeker (sükroz), tuz (NaCl), sellüloz ve iyonlardan ayrılmış su gibi genelde düşük toksinli, yenilebilir ve kolayca bulanabilir malzemelerden oluşmaktadır. Şeker suyun dielektrik sabitini düşürmek, tuz ise karışımın iletkenliğini artırmak için kullanılır. 1 GHz'den daha yüksek frekanslarda DGBE ve Triton X-100 gibi polihidrik alkoller ve deiyonize suyun karışımı tercih edilmiştir (Fukunaga vd. 2004).

Fantom içerisindeki ölçümler için Rahmatt-Sami ve arkadaşları Şekil 3.4'te gösterilen deney ortamını kullanmıştır. Burada anten fantom içerisine yerleştirilir. Önceleri sıvı halinde olan bu karışım sonraları katılaştırıcı agaroz gibi kimyasalarla jel haline getirilmiştir. Jel halindeki bir fantom ölçüm almayı kolaylaştırıyor. Son yıllarda yapılan bütün çalışmalarda Çizelge 3.4'te verilen Karaçolak ve arkadaşları tarafından yapılan tarifler kullanılır. Hem 402 MHz'de MICS bandı, hem de 2.4 GHz'de ISM için ayrı ayrı sunulan bu iki tarifile deri dokusunun elektriksel özellikleri başarı ile yakalanabilmektedir.



Şekil 3.8. İmplant anten ölçümü

Gabriel ve arkadaşları tarafından 1996 yılında yapılan çalışmaya göre 402 MHz'de ve 2.4 GHz'de deri dokusunun elektriksel özellikleri sırasıyla  $\epsilon_r = 46.741$ ,  $\sigma = 0.68892$  S/m ve  $\epsilon_r = 38.063$ ,  $\sigma = 1.4407$ 'dir. Çizelge 3.5'deki karışımlarda 1 g agaroz karışımı katılaştırmak için kullanılır. Agaroz sıvı halindeki çözeltiye eklenir ve temiz bir çözelti elde etmek için ısıtılır. Daha sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakılan çözelti katılaşacak ve jel halini alacaktır. Jel halindeki bir karışımda ölçüm almak çok daha kolaydır.

ISM bandı için hazırlanan fantomda kullanılan kimyasal malzemelere ulaşılması zordur ve ayrıca bu malzemeler pahalıdır. Bu kimyasallara ulaşılabilmesi durumunda ISM bandı için %53 şeker, %47 deniz suyu ile yapılan bir çözelti yine 100 ml'lik karışıma 1 g agaroz ekleyerek kullanılabilir.

Çizelge 3.4. Deri için sunulan fantom tarifleri

Fantom Tarifleri		
Kullanılan Malzemeler	MICS Bandı	ISM Bandı
Deiyonize Su	%41.49	%58.2
Şeker (Sükroz)	%56.18	-
Tuz (NaCl)	%2.33	-
DGBE	-	%5.1
Triton X-100	-	%36.7
Agaroz	100 ml'lik karışıma 1 g eklenir.	

### 3.5.2. Vücut içi ölçümler

Bir diğer ölçüm ise doğrudan canlı dokuya implant etmektir. Vücut dışı ölçümlerin doğruluğunu test etmek amacıyla kullanılır. Bu yöntem için çeşitli deney hayvanları kullanılmıştır. Yine Karaçolak ve arkadaşları sıçan ve domuzun deri dokusu üzerinde çalışırken, Merli ve arkadaşları deneylerini domuzlar üzerinde yapmıştır. Şekil 3.9'da bu çalışmalara ait bir resim gösteriliyor. Yapılan her iki ölçümde de başarı sağlandığı görülmüştür. Bu yüzden yapılan çalışmaların birçoğunda sadece çeşitli kimyasallar yoluyla elde edilen dokunun elektriksel özelliklerini taklit eden jeller kullanılmıştır. Eğer yüksek doğruluk isteniyorsa deney canlıları ile ölçümler yapılabilir, fakat son yıllarda yapılan birçok çalışmada sadece fantom içerisindeki ölçümler yeterli görülmüştür. Bu tezde de sadece jel içerisinde yani fantom içerisindeki ölçümler gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.9. Deney canlısı olarak sıçanların kullanıldığı ölçümler (Karaçolak, 2009)

Deney canlıları üzerinde yapılan ölçümlerde üzerinde durulması gereken önemli bir husus ölçüm antenin biyo-uyumlu malzemelerle kaplanmasıdır. Bu sayede canlı vücudu implant anteni düşman yapı olarak tanımlamayacaktır. Antenin düşman yapı

olarak tanınması vücudun savunma sistemini harekete geçirecek ve anten ilgili ajanlar tarafından çevrelenecektir. Bu da antenin ışımaya performansını ciddi anlamda düşürmektedir. Yine literatürde yapılan çalışmalarda antenin ölçümleri deney canlısı öldürüldükten hemen sonra yarım saat içerisinde gerçekleştiriliyor. Bu durumda yapılan ölçümler yara dokusunun taze olması gibi nedenlerden ötürü sağlıklı değildir. Anten biyo-uyumlu malzemeler ile kaplanmalı ve deney canlısı yaşatılmalıdır. Yaşayan deney canlısı üzerinde uzun süre zarfında belli aralıklarla ölçümler tekrar edilmelidir. Ancak bu şartlar oluşursa çok doğru bir ölçüm yapılabilmiş olur. Yine Merli tarafından 2011 yılında yapılan tez çalışmasında bu durumlar göz önünde bulundurulmuştur.

Deney canlısı ölçümlerine alternatif olarak canlıdan alınan deri dokusu içerisinde ölçümler yapılabilir. Bu ölçümler vücut dışı ölçümlerin doğruluğu açısından kanıt olabilir. Ancak bir AIMD'nin uzun zamanlar kullanılacağı düşünülürse uzun soluklu ölçümlerin yapılması antenin güvenli bir şekilde çalıştığına doğrulanması gerekir. Bu tezde çalışmasında sadece vücut dışı ölçümler yapılmıştır. Vücut dışı ölçümlerin doğruluğu ise yapılan literatür çalışmalarında kanıtlanmıştır.

## 4. SİMÜLASYON VE ÖLÇÜM SONUÇLARI

İmplant mikroşerit anten tasarımı biyolojik dokuların kayıplı yapısı, biyolojik olarak uyumlu malzemeler kaplanması gerekliliği, SAR limitlerinin sağlanması, yüksek güç tasarrufu için çift bant istenmesi, olabildiğince küçük yapıda olması zorunluluğu ve diğer anten parametrelerin de dikkate alınmasıyla oldukça zorlu bir süreçtir. Mikroşerit anten yapısına ek olarak üst-katman malzemesi, biyo-uyumlu malzemelerin eklenmesi, kısa devre pin eklenmesi, akım yolunu uzatmak için yama şeklinin değiştirilmesi, taban malzemesi seçimi optimizasyonda bakılması gereken parametrelerdir. Bu parametrelerin ayrı ayrı optimizasyonu oldukça zorlu uzun bir süreçtir. Bu kısımda bu tezde sunulan üç farklı boyutta ve yapıda mikroşerit implant anten tasarımı verilmiştir. Yapılan ilk tasarımın optimizasyon aşamaları ayrıntısı ile gösterilmiştir ve anten parametreleri incelenmiştir. İlk tasarım için anten ölçümleri kimyasal çözeltilerle üretilen fantomlar içerisinde yapılmıştır.

Bu tezde sunulan implant mikroşerit anten 2014 CST Microwave Studio programı kullanılarak tasarlanmıştır. Tasarımı yapılan antenler kalınlıkları eşit üç adet yarık halka ve bu yarık halkaları birbirine bağlayan üç adet kare şeklinde yoldan meydana gelmektedir. Antenlerin toprak kısmına üç adet boşluk yapısı oluşturulmuştur, bu sayede daha iyi rezonans değerleri yakalanmıştır.

### 4.1. Sunulan Tasarımlar

Yarık halkalar kullanılarak üç farklı boyutta mikroşerit implant anten tasarımı yapılmıştır. İlk tasarımda yarık halkalar üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmazken diğer tasarımda merdiven şeklinde kıvrımlı yapılar eklenmiştir. Bu sayede akım yolu uzatılmıştır. Akım yolunun uzatmak anten boyutlarında ciddi bir küçülme sağlanmıştır. Üç farklı tasarımın sunulma sebebi sunulan tasarımlardaki esnekliğin gösterilmek istenmesindedir. Antenin yerleştirildiği ortamın efektif dielektrik sabitinin gerek izolasyon katmanı eklenmesi, diğer elektronik devrelerin ve pilin eklenmesi vb. nedenlerden dolayı implant edilmeden önceki aşamalarda ek bir optimizasyona gerek duyulabilir. Bu aşamada istenilen frekansın ayarlanmasında bu tasarımlarda sunulan yapıların getirdiği esneklik sayesinde medikal cihaz tasarımında ek bir emek gerektirmeden kolayca istenilen frekans değerlerinin yakalanabileceği düşünülmektedir.

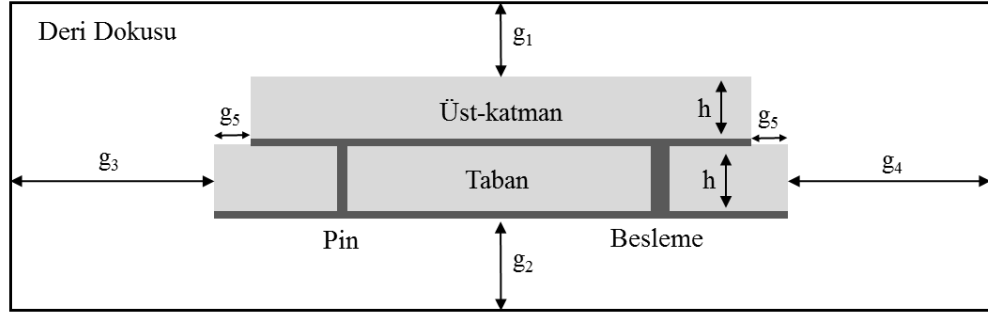
Sunulan en büyük tasarım optimum tasarım olarak seçilmiştir. Bu tasarım için optimizasyon aşamaları ve ölçüm sonuçları verilmiştir. Bu tasarımın optimum tasarım olarak seçilmesinin nedeni üretimin daha kolay olması ve  $S_{11}$  karakteristiğinin diğerlerine göre daha iyi rezonans değerleri sunmasındandır.

#### 4.1.1 Tasarımlara ait şekiller ve parametreler

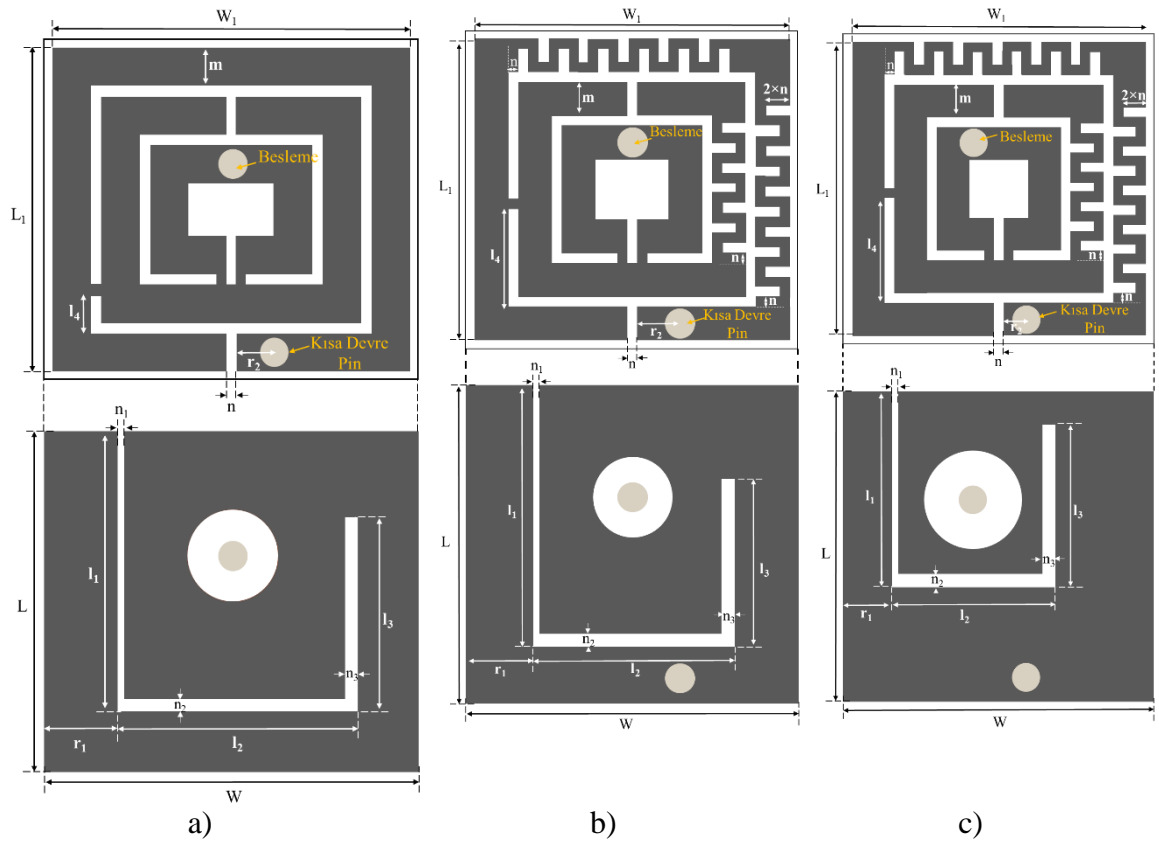
Simülasyon ortamında antenler, Şekil 4.1'deki deri doku modeli içerisine yerleştirilmiştir. Sunulan tasarımlar Şekil 4.2'de veriliyor. Üst kısım yama yapısını, alt kısım ise toprak yapısını göstermektedir. Yama yapısı yarık halka yapıları kullanılırken toprak kısmında boşluk yapısı kullanılmıştır. Tasarımlara ait optimum parametre



uzunlukları Çizelge 4.1’de veriliyor. Yine tasarımlara ait  $S_{11}$  karakteristikleri aşağıda verilen şekillerde gösteriliyor.



Şekil 4.1. Antenin yerleştirildiği deri dokusu modeli



Şekil 4.2: Sunulan tasarım modelleri: a) Tasarım I, b) Tasarım II, c) Tasarım III

Çizelge 4.1. Tasarımlara ait optimize edilmiş parametre listesi (mm)

Parametre	Değer			Parametre	Değer		
	I	II	III		I	II	III
W	11.5	9.25	9.25	$n_1$	0.2	0.2	0.2
L	10.5	9.65	9.25	$n_2$	0.4	0.4	0.4

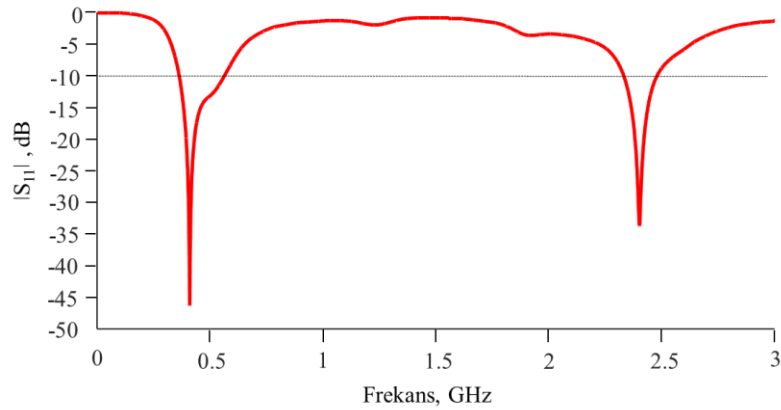
$L_1$	10	9	9	$n_3$	0.4	0.4	0.4
$W_1$	11	9.4	9	$r_1$	2.25	2	1.5
$l_1$	8	7.8	6	$r_2$	1.175	1.25	0.675
$l_2$	7	6	5	$r_3$	-	-	0.8
$l_3$	6	5	5	$g_1$	40	40	40
$l_4$	1.2	3	3.2	$g_2$	40	40	40
$m$	1.2	1	1	$g_3$	3	3	3
$n$	0.3	0.3	0.3	$g_4$	3	3	3
$h$	0.635	0.635	0.635	$g_5$	0.25	0.25	0.25

#### 4.1.2 Tasarımların $s_{11}$ karakteristikleri

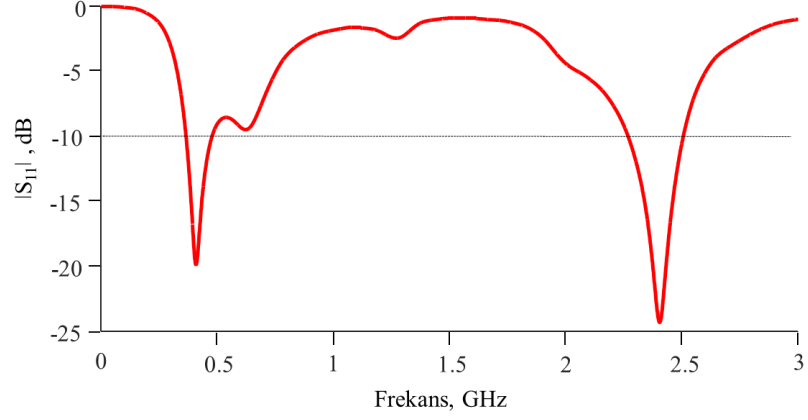
Sunulan ilk anten tasarımı MICS bandında 363-558 MHz aralığında 195 MHz bant genişliği sunarken, 409 MHz optimum rezonans frekansında geri dönüş kaybı -46.1 dB olarak bulunuyor. Yine ISM bandında 2.34-2.48 GHz aralığında 140 MHz bant genişliği sunarken, 2.4 GHz optimum rezonans frekansında geri dönüş kaybı -33.3 dB olarak bulunuyor. Anten MICS bandında %42.3 bant genişliği ve ISM bandında %5.8 bant genişliği sunuyor.

Sunulan ikinci anten tasarımı MICS bandında 364-478 MHz aralığında 114 MHz bant genişliği sunarken, 408 MHz optimum rezonans frekansında geri dönüş kaybı -19.8 dB olarak bulunuyor. Yine ISM bandında 2.27-2.50 GHz aralığında 230 MHz bant genişliği sunarken, 2.4 GHz optimum rezonans frekansında geri dönüş kaybı -24.3 dB olarak bulunuyor. Anten MICS bandında %27 bant genişliği ve ISM bandında %9.6 bant genişliği sunuyor.

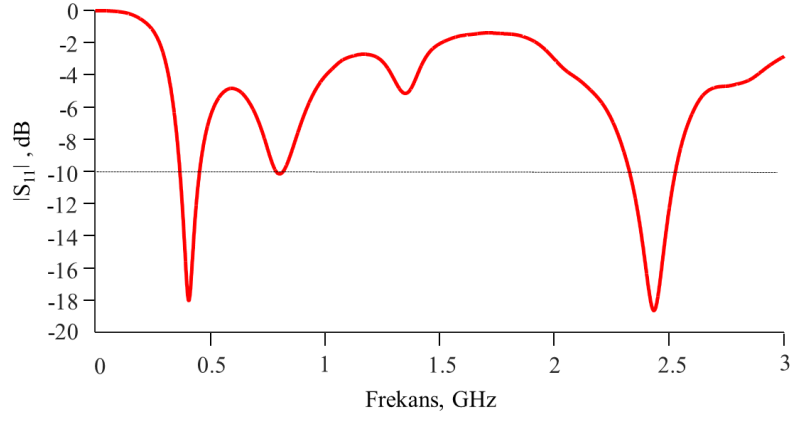
Sunulan üçüncü anten tasarımı MICS bandında 367-455 MHz aralığında 88 MHz bant genişliği sunarken, 408 MHz optimum rezonans frekansında geri dönüş kaybı -18 dB olarak bulunuyor. Yine ISM bandında 2.32-2.52 GHz aralığında 200 MHz bant genişliği sunarken, 2.43 GHz optimum rezonans frekansında geri dönüş kaybı -18.6 dB olarak bulunuyor. Anten MICS bandında %21.4 bant genişliği ve ISM bandında %8.5 bant genişliği sunuyor.



Şekil 4.3. Tasarım I'e ait  $S_{11}$  karakteristiği



Şekil 4.4. Tasarım II'e ait  $S_{11}$  karakteristiği

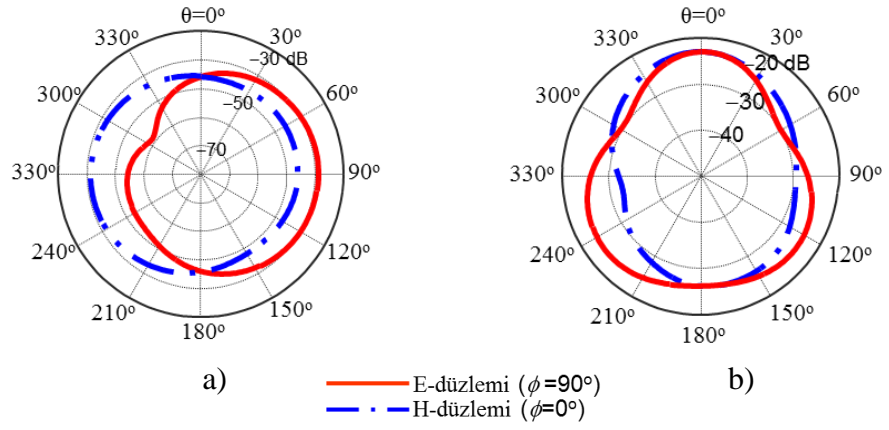


Şekil 4.5. Tasarım III'e ait  $S_{11}$  karakteristiği

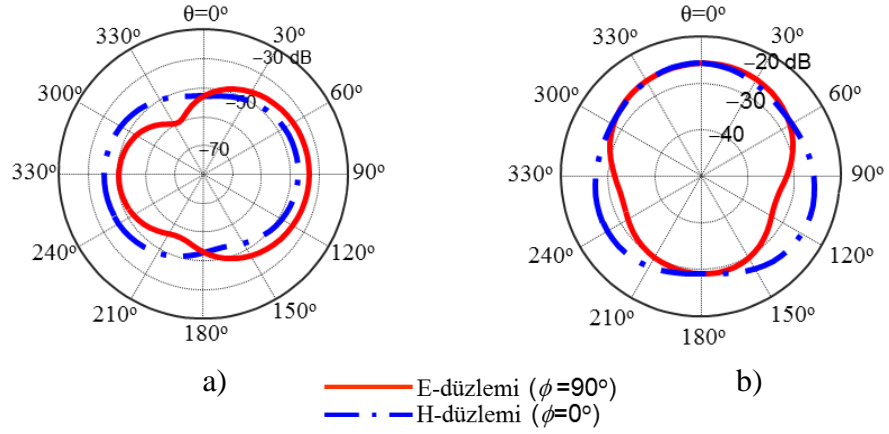
#### 4.1.3 Tasarımların ışına örüntüsü ve kazanç değerleri

Verilen doku modeli içerisinde yapılan anten tasarımlarına ait ışına örüntüsü ve kazanç grafikleri her iki bant için aşağıdaki şekillerde gösterilmektedir. Anten boyutları küçüldükçe anten kazancı da bir miktar küçülmektedir. Sunulan tasarımlar için ışına örüntüsü grafikleri birbirine yakın olsa da çok küçük farklılıklar olduğu gözükmemektedir.

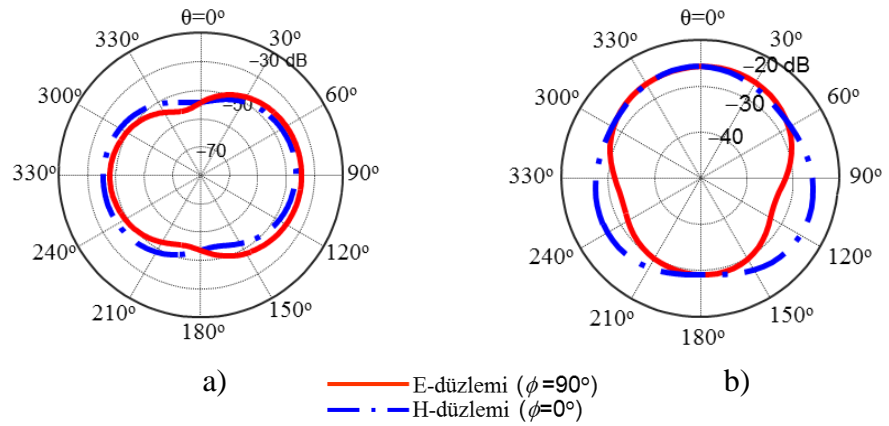
Antenlerin ışına örüntüleri kazanç grafiklerindeki değişim Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8'de verilmektedir. Antenlerin  $\varphi = 0^\circ, \theta = 0^\circ$  yönüne (yukarıya doğru) ışınmasına ait bulunan frekansla değişen kazanç değerleri Şekil 4.9, Şekil 4.10 ve Şekil 4.11'de verilmiştir.



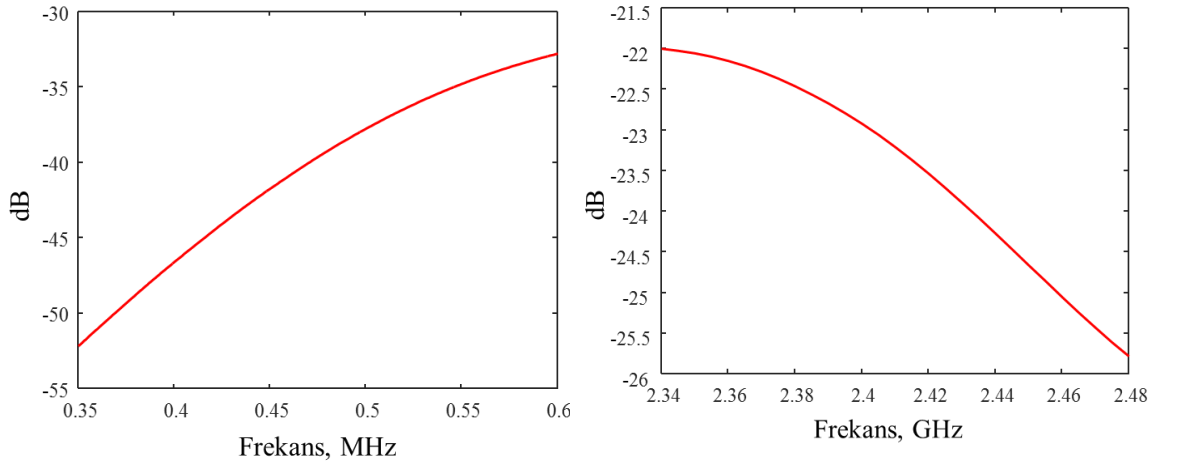
Şekil 4.6. Tasarım I'in ışınma örüntüsü kazanç grafiği; a) 402 MHz, b) 2.4 GHz



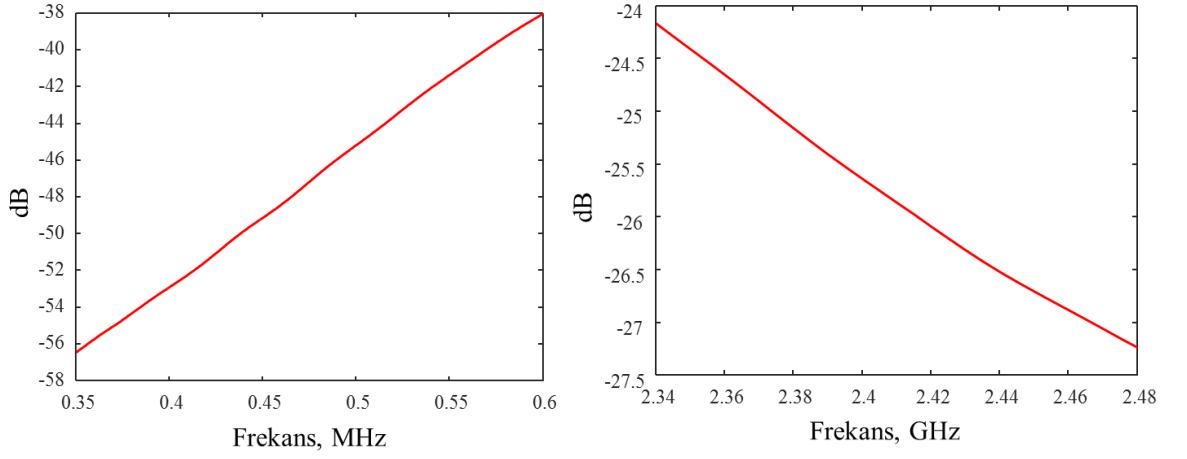
Şekil 4.7. Tasarım II'in ışınma örüntüsü kazanç grafiği; a) 402 MHz, b) 2.4 GHz



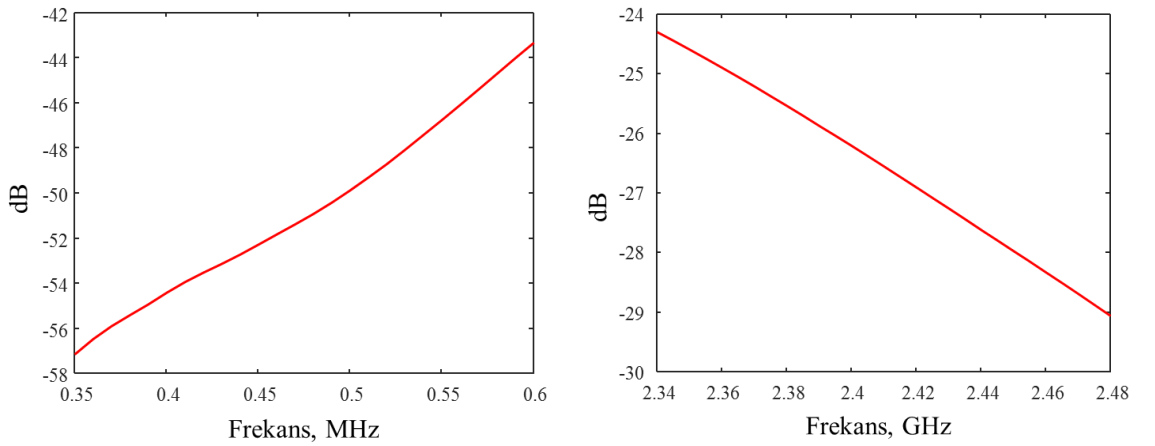
Şekil 4.8. Tasarım III'ün ışınma örüntüsü kazanç grafiği; a) 402 MHz, b) 2.4 GHz



Şekil 4.9. Tasarım I için kazancın frekansla değişimi ( $\varphi = 0^\circ, \theta = 0^\circ$ )



Şekil 4.10. Tasarım II için kazancın frekansla değişimi ( $\varphi = 0^\circ, \theta = 0^\circ$ )



Şekil 4.11. Tasarım III için kazancın frekansla değişimi ( $\varphi = 0^\circ, \theta = 0^\circ$ )

#### 4.1.4. Tasarımların SAR değerleri

İnsan bedenindeki implante edilen bölgenin EM etkilerden olabildiğince az oranda etkilenmesi için uluslararası standartlarca belirlenmiş olan SAR değerinin 10 g doku üzerinde 2 W/kg'tan daha düşük ve yine 1 g doku üzerinde 1.6 W/kg'dan daha düşük seviyelerde olması gerekiyordu. Yapılan tasarımların Şekil 4.1'deki deri dokusu modeli içerisindeki simülasyonu sonucunda 1 g doku için elde edilen SAR değerleri Çizelge 4.2'deki gibidir. Giriş gücü 1 W olarak CST MWS standart port değerleri kullanılıyor. SAR limitlerinin sağlanması için örneğin Tasarım I'deki anten göz önüne alınırsa 402 MHz frekansında antene uygulanabilecek maksimum giriş gücü 4.3 mW (6.33 dBm) olmalıdır. Verici ünitesi tasarımı açısından bu değerlerin yüksek olması istenir.

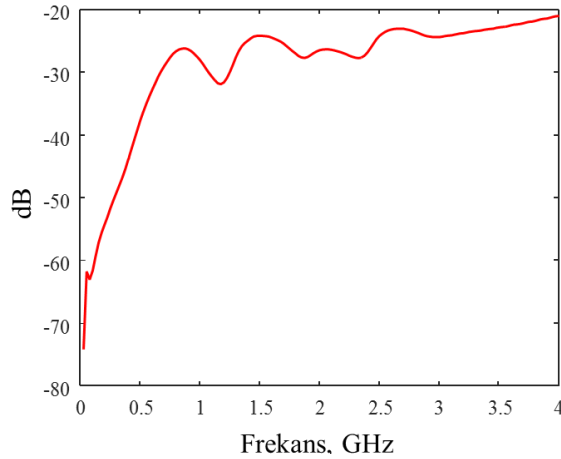
SAR değeri hesaplamaları doku modelinin büyüklüğü, rezonans frekanslarının seviyesi, ışınma örüntüsü, antenin yerleştirme derinliği gibi parametrelerce sürekli değişiklik göstermektedir. Doku modeli küçük olduğu zaman yansımalarından dolayı maksimum SAR değerleri artabilmektedir. Yine antenin implant edildiği derinliğin deri-hava yüzeyine çok yakın olmasından dolayı oluşan yansımalar maksimum SAR değerini artırabilmektedir.

Çizelge 4.2. Tasarımlara ait SAR değerleri (W/kg)

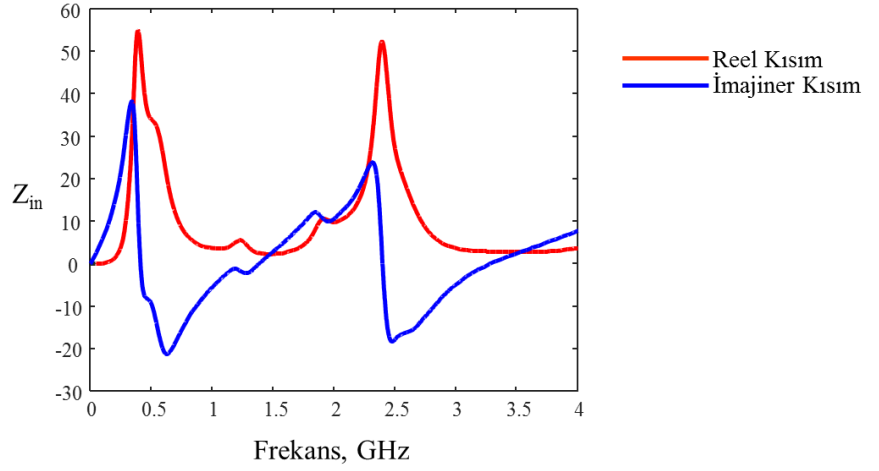
Frekans	SAR Değerleri		
	I	II	III
402 MHz	369	411.2	409
2.4 GHz	396.4	395	379.7

#### 4.1.5. Tasarım I için verim ve giriş empedansı

İlk anten tasarımı için bulunan maksimum verimlilik değerlerinin frekansla değişimi Şekil 4.12'de gösteriliyor. Yine antenin giriş empedansına ait grafik Şekil 4.13'de veriliyor.



Şekil 4.12. Tasarım I için ışıma verimliliği

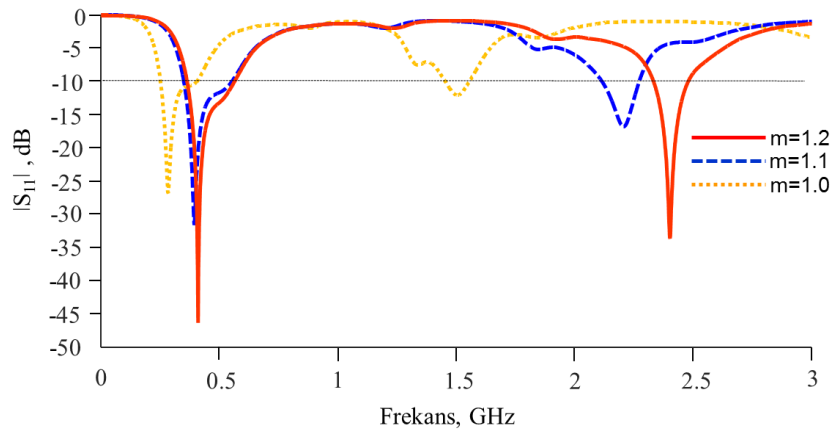


Şekil 4.13. Tasarım I için anten giriş empedansı

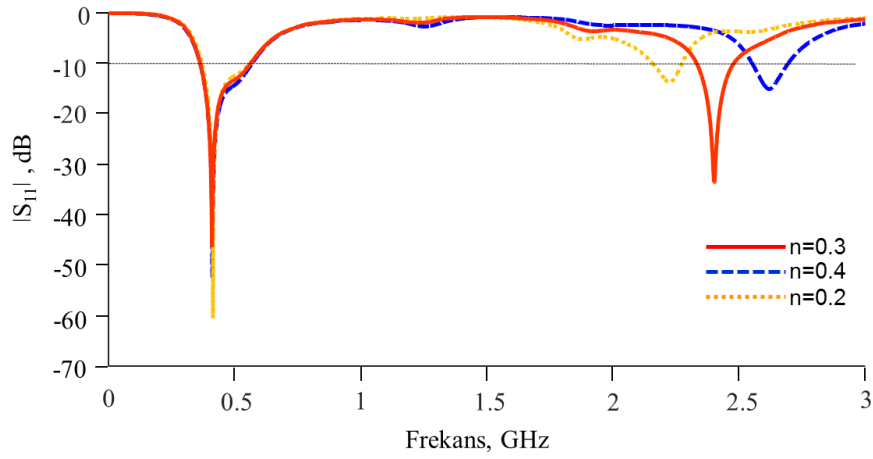
Şekil 4.13'de görüldüğü gibi antenin giriş empedansının reel kısmı MICS ve ISM bantlarında 50  $\Omega$  seviyelerindeyken, imajiner kısmı yaklaşık sıfır seviyelerindedir. Bu frekans bantları için antenin istenen empedans uyumunun yakalandığını görülmektedir.

## 4.2. Optimizasyon Aşamaları

Bu kısımda anten parametrelerine ait uzunluklarının değiştirilmesinin anten performansı üzerindeki etkileri gösterilmiştir. Elde edilen optimum uzunluklar bu çalışmalardan sonra bulunmuştur. Aşağıdaki şekillerde Tasarım I'e ait parametrelerin yansıma katsayısına olan etkileri gösterilmiştir. Bu çalışma hem optimum uzunlukları elde edilmesi hem de üretim açısından hassasiyet gösteren parametrelerin değerlendirilmesi açısından değerlidir.

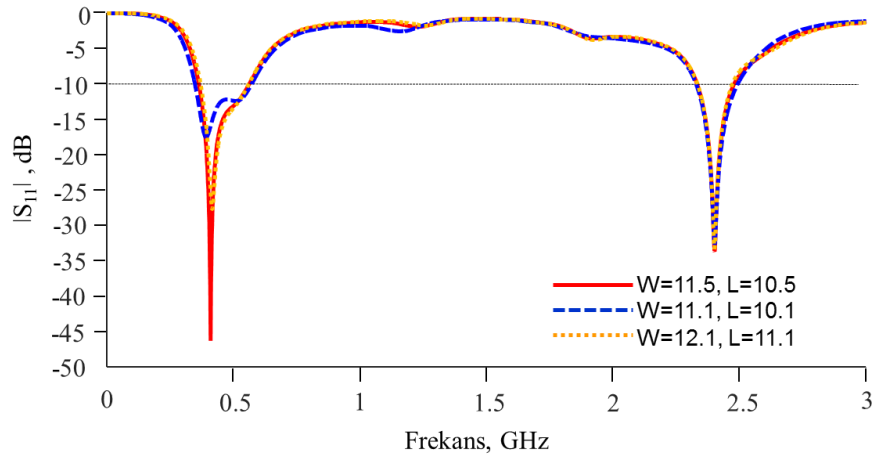


Şekil 4.14. m parametresinin değişiminin yansıma katsayısına etkisi



Şekil 4.15. n parametresinin değişiminin yansıma katsayısına etkisi

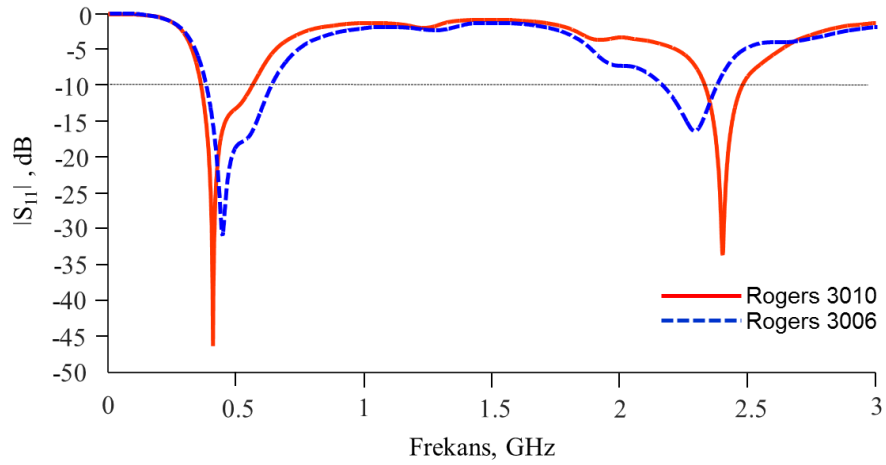
Yarık halka kalınlığını gösteren m parametresinin küçültülmesi rezonans frekansını sola doğru kaydırıyor. Anten boyutları küçülten bu durum Tasarım II ve Tasarım III kullanılıyor. Yine yarık halkalar arasındaki boşluk mesafesini gösteren n parametresinin değişimi MICS bandında rezonans seviyesi farkı yaratırken ikinci bandın frekansının kaymasına sebep oluyor. Anten bu iki parametre için hassas olduğu için üretim yapılırken dikkat edilmesi gerekiyor. Aksi takdirde üretim hataları yüzünden frekansta kaymalar meydana gelebilir.



Şekil 4.16. W ve L parametresinin değişiminin yansıma katsayısına etkisi

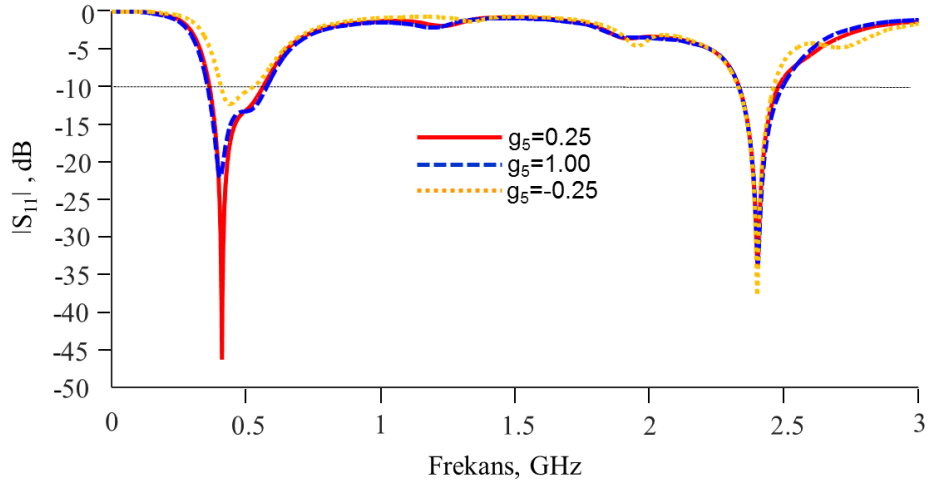
Şekil 4.16'da antenin ışınım yapan kısmı sabitken toprak düzleminin boyutları değiştiriliyor. Optimum çözümde yama ile toprak arasında her yönde 0.25 mm fark bulunmaktadır. Mavi kesikli çizgilerde 0.05 mm, sarı kesikli çizgilerde ise 0.55 mm aralık bulunmaktadır. Şekilde görüldüğü gibi toprak düzleminin büyüklüğü sadece MICS bandını etkilemektedir. Üretim açısından tüm durumlar için hassastır. O yüzden optimum uzunluk 0.25 mm olarak seçilmiştir. MICS bandından herhangi bir problem yaşamamak için üretim sırasında antenin kesilmesi dikkat etmek gerekir.





Şekil 4.17. Taban malzemesinin değişiminin yansımaya katsayısına etkisi

Rogers 3006 taban malzemesinin dielektrik sabiti 6.15 iken 3010 malzemesinin dielektrik sabiti 10.2'dir. Bu iki değişimin yansımaya katsayısına olan etkisi Şekil 4.17'de gösterilmiştir.



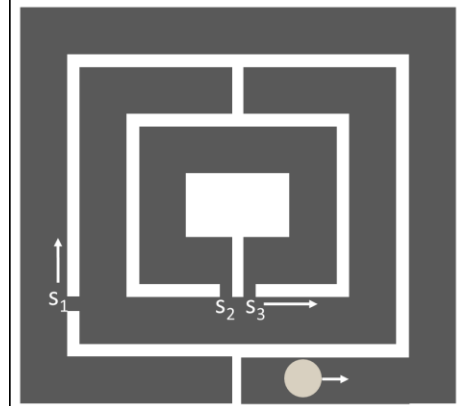
Şekil 4.18. Üst katman malzemesinin büyüklüğünün yansımaya katsayısına etkisi

Üst katman malzemesinin büyüklüğü ortamın efektif dielektrik sabitini değiştirdiği için yansımaya katsayısını değiştirmektedir. Sunulan anten tasarımı için bu değişim Şekil 4.18'de gösterilmiştir. Burada üst katman malzemesi toprak düzlemi ile aynı boya getirildiği zaman ( $g_5=0$ ) MICS bandındaki ışımaya tamamen bozulmaktadır. Yine daha üst katman malzemesi yama kısmından daha küçük seçildiği zaman MICS bandında rezonans seviyesi kötüleşmektedir. Optimumda tasarımda üst katman malzemesi yama boyutlarıyla aynı seçilmiştir. Üretim yapılırken bu hassas parametreye de dikkat edilmelidir.

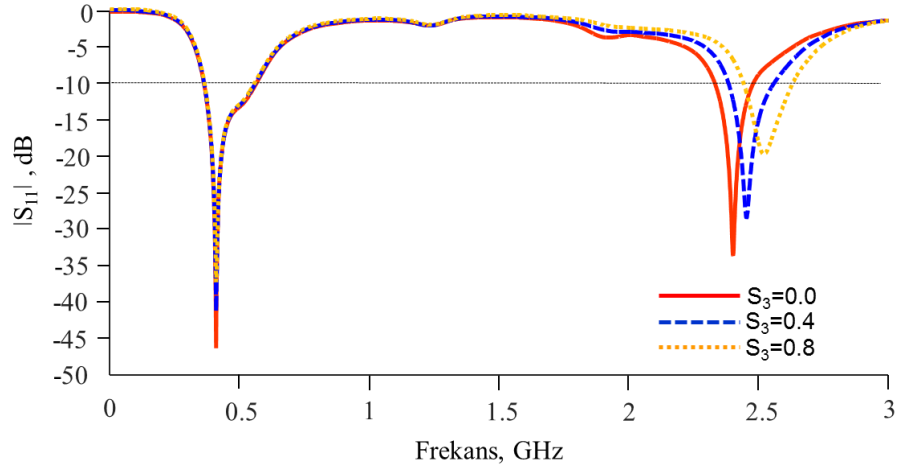
Yukarıda bahsedilen anten parametreleri üretim açısından hassasiyet göstermektedir. Bu parametrelere ait uzunlukların dikkatli bir şekilde üretilmesi gerekir.

#### 4.2.1 Metalik yollar ve kısa devre pin optimizasyonu

$S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  anahtarları ve kısa devre pinin anten tasarımı üzerindeki yerleşimi aşağıdaki gibidir. Hassas frekans ayarlanmalarında metalik yolların kaydırılması ve kısa devre pinin yerinin değiştirilmesi yeterlidir. Aşağıdaki şekillerde Tasarım I üzerindeki bu iki parametreye ait optimizasyonlar gösterilmektedir.

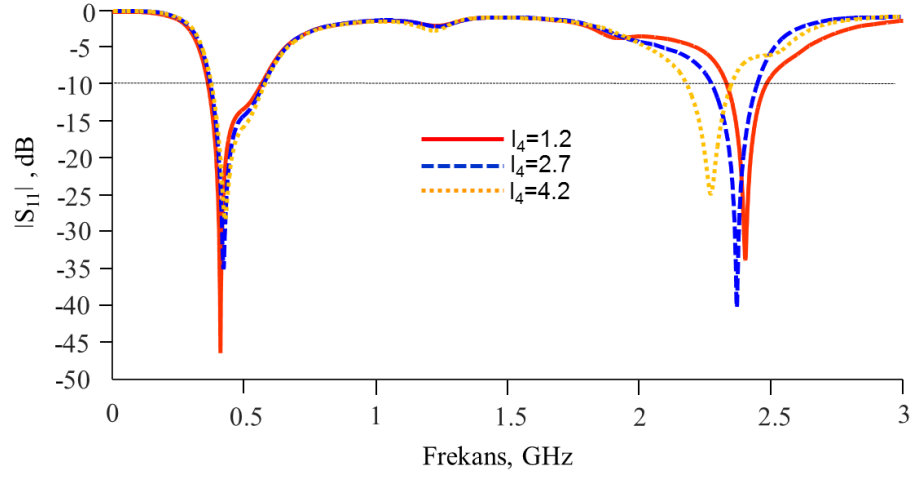


Şekil 4.19.  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  metalik yolları ve kısa devre pinin konumları



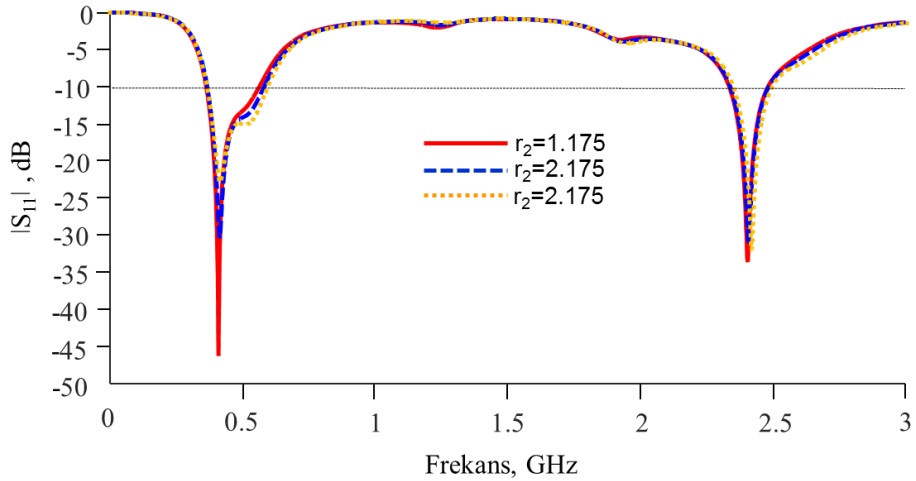
Şekil 4.20.  $S_3$  metalik yolunun sağa kaydırılmasının yansıma katsayısına etkisi

Şekil 4.20'de görüldüğü gibi  $S_3$  metalik yolunu sola kaydırmak birinci bantta seviye farkı yaratırken ikinci bandın frekansını sola kaydırıyor. Hassas frekans ayarlamaları için bu durum kullanılabilir. İstenmeyen ölçüm durumlarında küçük değişimlerle istenilen frekans değerleri yakalanabilir.



Şekil 4.21.  $S_1$  metalik yolunun yukarı kaydırılmasının yansıma katsayısına etkisi

Şekil 4.21’de görüldüğü gibi  $S_1$  metalik yolunu yukarı yönde kaydırılması MICS bandını sağa kaydırırken, ISM bandını sola kaydırıyor. Frekansta yapılacak küçük ayarlamlarda bu iki durum kullanılabilir.

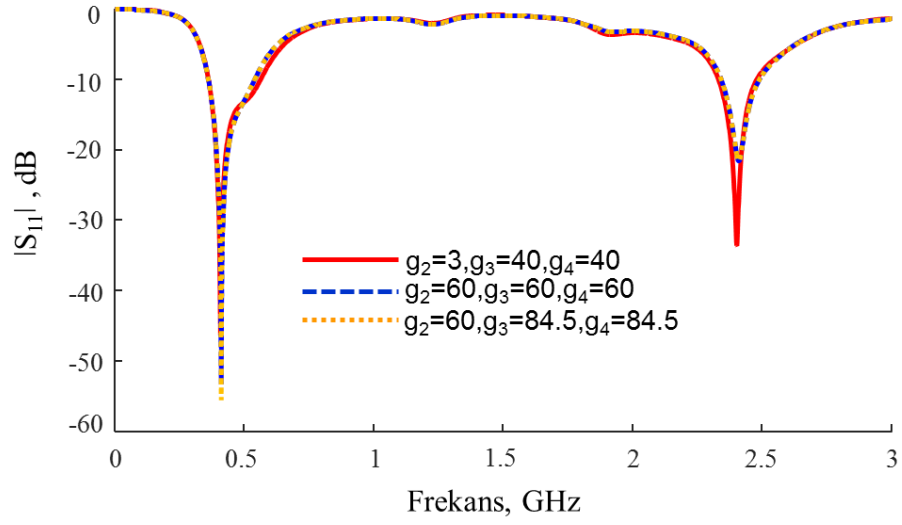


Şekil 4.22. Kısa devre pinin sağa kaydırılmasının yansıma katsayısına etkisi

Kısa devre pinin sağa doğru kaydırılması her iki frekansı sağa doğru kaydırmaktadır. Pin sağa doğru kaydırılınca akım yolu kısalmaktadır. Sola doğru kaydırıldığında akım yolu uzayacağı için frekans sola kaymaktadır. Hassas frekans ayarlarında metalik yollar ve kısa devre pinin kaydırılması kullanılabilir.

Yukarda gösterilen parametreler  $S_{11}$  karakteristiğini çok değiştirmeyen ancak hassas ayarlamlarda kullanılacak parametrelerdir. Anten çalıştığı ortam düşünüldüğünde bu parametrelerde yapılacak küçük değişimlerin istenen frekans karakteristiğinin yakalanmasında son derece kullanışlı olacaktır. Anteni bir AIMD içerisinde düşündüğümüz zaman cihazın ve biyo-uyumlu kaplamanın yükleme etkisi anten ışıma karakteristiğini değiştirecektir.

## 4.2.2 Doku modeli büyüklüğünün etkisi

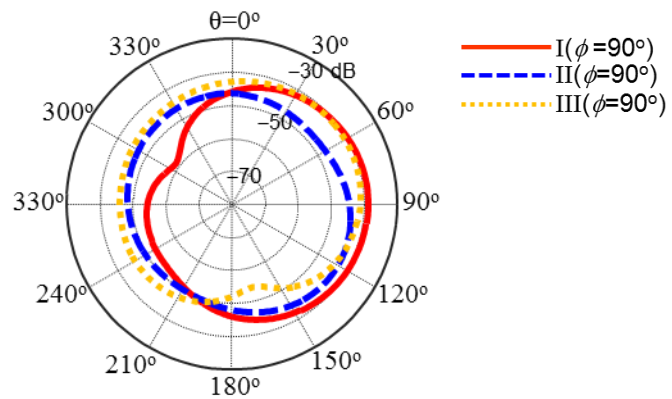


Şekil 4.23: Doku modeli büyüklüğünün yansımaya katsayısına etkisi

Doku modeli boyutlarının artırılması minimum yansımaya katsayısı değerini daha aşağılara çekerken ayrıca SAR değeri, verimlilik ve kazanç gibi anten parametrelerini de etkiler. Kullanılan üçüncü model Lie-jie ve arkadaşları tarafından 2013 yılında yapılan çalışmada kullanılmıştır. Çizelge 4.3’de bu üç model karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.3: Doku modellerinin karşılaştırılması

Doku Modeli	Minimum $S_{11}$	SAR (402 MHz)	Verimlilik	Kazanç
I	-46.1 dB	369 W/kg	-43.7 dB	-39.1 dB
II	-53.2 dB	272 W/kg	-45.15 dB	-43.21 dB
III	-55.5 dB	276 W/kg	-42.8 dB	-41.09 dB



Şekil 4.24: 402 MHz için doku modellerinin kazanç grafiklerinin karşılaştırılması

Üçüncü doku modelini kullanmak daha iyi olarak gözükse de gerek fantom hazırlanmasında kullanılan malzemelerin artması ve gerekse de simülasyon süresinin uzaması sebebiyle önemli dezavantajlara sahiptir.

### 4.3. Vücut Dışı Ölçüm Sonuçları

Ölçüm sonuçları üretim kolaylığı, hatalara karşı tolerans değerinin yüksek olması, fantom hazırlanmasında kullanılan kimyasal malzemelerin azlığı sebebiyle sadece ilk tasarım gerçekleştirilmiştir. Bu tasarımda bulunan sonuçlara göre simülasyon ortamında yapılan işlerin doğruluğu test edilebilir. İlk tasarım için frekansta küçük kaymalar olsa da ölçüm sonuçları tatmin edicidir. Literatür incelediğinde frekanslardaki kaymalar son derece doğaldır.

#### 4.3.1 Anten üretimi ve ölçüm ortamının hazırlanması

Simülasyon ortamında elde edilen tasarımların ölçümleri Çizelge 3.5’de karışım oranları verilen kimyasallar kullanılarak elde edilen fantomlar içerisinde yapılmıştır. Bu kısımdaki ölçüm sonuçları kimyasallar malzemelerin sınırlı olması yüzünden sadece Tasarım I için yapılmıştır. Şekil 4.25’de üretilen anten tasarımları gösterilmektedir.



Şekil 4.25: Anten tasarımlarının üretimi

Üretilen bu anten yapıları SMA port bağlanarak ve lehimleri yapılarak plastik kaplar içerisine yerleştiriliyor. Plastik kaplara yerleştirilmeden önce kısa devre pin yapısı için fırınlama işlemi uygulanıyor ve üst-katman malzemesi anten üzerine yapıştırılıyor. Bu yapıştırma işleminden kullanılan yapıştırıcı önemlidir. İdeal olan elektriksel özellikleri bilenen yalıtkan yapıştırıcılar kullanmaktır. Daha doğru ölçüm sonuçları için simülasyon ortamında bu yapıştırıcı katmanında etkisi de hesaba katılmalıdır. Plastik kaplar içerisine yerleştirilen optimum antenler Şekil 4.26’da gösterilmektedir. Anten kap içerisinde kalırken port girişi kabın altındadır.

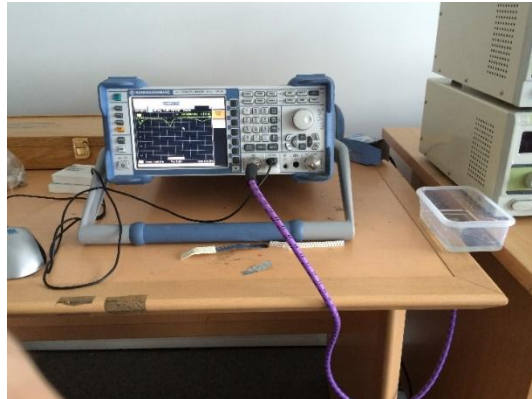


Şekil 4.26: İmplant antenin ölçüme hazırlanması

Sonraki aşamada ise hazırlanan fantomlar bu kaplar içerisine dökülüyor. Eğer agaroz eklenmişse fantomun katılaşması için soğumaya bırakılıyor. Şekil 4.26’da görüldüğü gibi jel halini alan karışım eğik tutulsa bile dökülmüyor.

#### 4.3.2. Ölçüm sonuçları

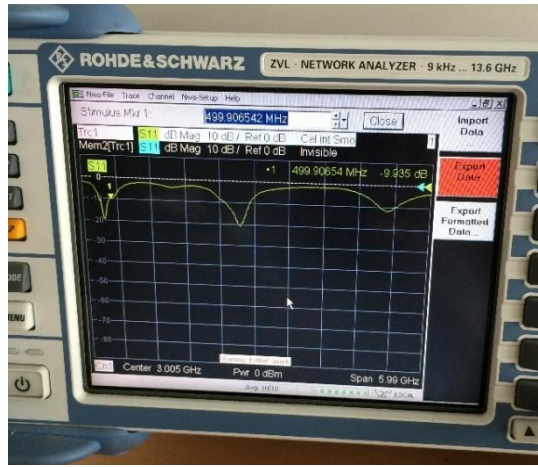
Simülasyon ortamında elde edilen bulguların değerlendirilmesi için anten üretimi yapıp ölçüm ortamı hazırlanıyor. Tüm tasarımlar için ayrı ayrı ölçüm almak yerine hatalı üretim riski en az olan Tasarım I için ölçümler gerçekleştirilmiştir. Önceki başarısız ölçümlerde sınırlı miktardaki agaroz malzemesinin hepsi kullanıldığından Tasarım I için hazırlanan fantomlarda agaroz malzemesi kullanılmamıştır. Ayrıca hazırlanan fantomlar Çizelge 3.5’te verilen literatür değerleriyle birebir aynı oranlarda Akdeniz Üniversitesi ve Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya laboratuvarlarında üretilmiştir. Hazırlanan sıvı fantomların dielektrik sabiti ve iletkenlik değerleri kısıtlı imkanlar yüzünden ölçülememiştir.



Şekil 4.27: MICS bandı için ölçüm ortamı

Tasarım I'e ait ölçüm sonuçları aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir. Üretilen antenin ölçümleri MICS ve ISM bandı için hazırlanan iki ayrı fantom içerisinde yapılmıştır. Bu ölçümlerin simülasyonlarda elde edilen bulgularla karşılaştırılması Şekil 4.31'da verilmiştir.

MICS bandı için hazırlanan karışım Şekil 4.27'de görüldüğü gibi kap içerisindeki anten üzerine dökülüyor ve network analizöre bağlanıyor. Ölçüm sonucu ayrıntılı olarak Şekil 4.28'de verilmiştir.



Şekil 4.28: MICS bandı için yapılan ölçüm sonuçları

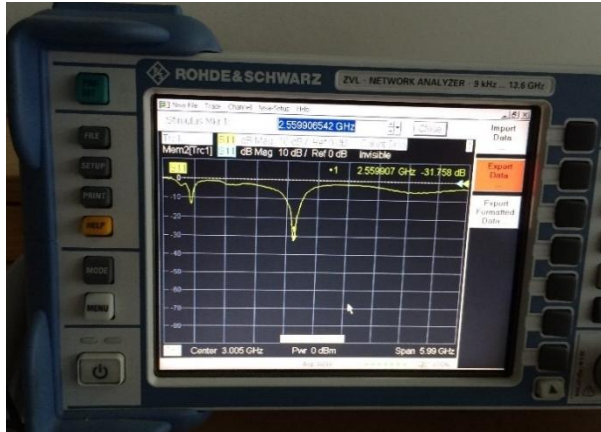
Fantom karışımı literatür oranlarıyla birebir aynı değerlerde hazırlanmaya çalışılmıştır. Ancak elektriksel özelliklerinin ölçülememesi yapılan muhtemel hataların belirlenmesini engellemiştir. Bu eksiklere rağmen MICS bandı için antenin çalıştığı görülebilir. Ölçüm sonuçları simülasyon ortamındaki değerlere yakındır. Yine ISM bandı için hazırlanan fantom karışımı içerisinde antenin ölçümleri Şekil 4.29'da gösterildiği yapılmıştır. Dikkat edilmesi gereken nokta hazırlanan fantomlarda agaroz malzemesi kullanılmamıştır. Bu yüzden fantomlar sıvı haldedir.





Şekil 4.29: ISM bandı için ölçüm ortamı

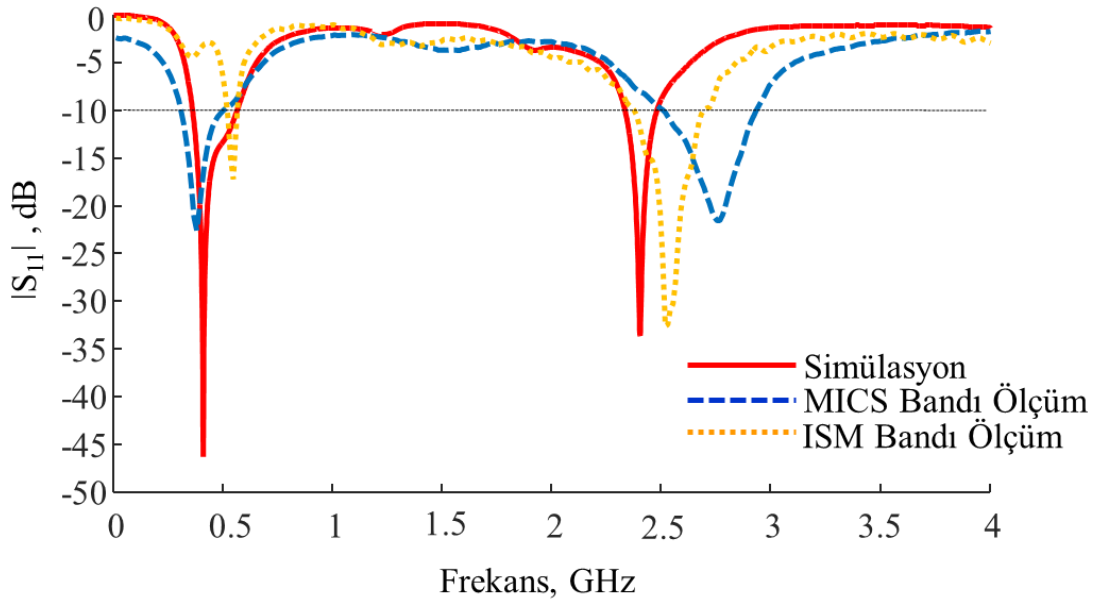
ISM bandı için hazırlanan fantom içerisindeki antenin ölçümü ayrıntılı olarak Şekil 4.30'da gösterilmektedir. Ölçüm sonuçları simülasyon çıktılarına göre ISM bandı için biraz kaysa da sonuç oldukça tatmin edicidir. Literatür incelendiğinde bu kaymaların normal olduğu görülebilir.



Şekil 4.30: ISM bandı için yapılan ölçüm sonucu

Elde edilen ölçüm sonuçlarının simülasyon ortamıyla karşılaştırılması Şekil 4.31'de verilmiştir. Simülasyon ortamındaki değerlere yakın sonuçlar elde edilmiştir.





Şekil 4.31: Elde edilen ölçüm sonuçları ve simülasyon sonucu

MICS bandı için hazırlanan fantom içerisindeki ölçümlerde antenin yansımaya katsayısı 319-485 MHz frekans aralığını -10 dB referansına göre kapsamaktadır. Antenin bu fantom içerisindeki ölçümlerinde minimum geri dönüş kaybı 378 MHz’de -22.5 dB olarak bulunuyor. Antenin MICS bandı için bant genişliği %41.3 olarak ölçülüyor. Yine ISM bandı için 2.38-2.68 GHz aralığında ölçülürken 2.51 GHz’de -32.5 dB minimum geri dönüş kaybı değeri elde ediliyor. Yine ISM bandında %11.8 bant genişliği elde ediliyor.

## 5. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Sunulan optimum tasarımın üstünlüklerine ve dezavantajlarına dördüncü bölümdeki optimizasyon kısmında değinilmişti. Bu kısımda hem optimizasyon aşamaları hem de ölçüm sonuçların değerlendirilmesi yapılacaktır. Ayrıca giriş bölümünde iddia edildiği gibi bu tasarımın en az literatür tasarımları kadar iyi olduğu bu bölümde gösterilmeye çalışılacaktır.

Biyotelemetri uygulamalarında kullanılacak bir AIMD için anten tasarlanırken ilk istenenler etkili ve güvenli bir haberleşme imkanı sunması ve boyutlarının çok küçük olmasıdır. Aktif implant medikal cihazlardaki en önemli sorun pil ömrü ve cihazın boyutlarıdır. Her iki sorunda anten boyutlarıyla yakından ilgilidir. Yeterince minyatürize olmuş antenler pil için gerekli hacmin elde edilmesini sağlayacaktır. Bu yüzden implant anten tasarımında ilk bakılması gereken parametrelerin başında anten boyutları gelir. Buna ek olarak eğer implant anten çift bant performans sergiliyorsa antenin ikinci bandı sistemi uyandırma amacıyla kullanılabilir. Bu sayede ultra düşük güçlü medikal cihaz tasarımları gerçekleştirilebilir. Bunların yanında medikal cihaz biyolojik olarak uyumlu malzemelerle kaplanacağı için implant anten optimizasyonu kolay ve yeterince esnek bir tasarım sunmalıdır. Ayrıca medikal cihazın varlığı da anten performansını etkileyecek ve frekansta kaymalara sebep olacaktır. Bu yüzden implant antenin bant genişliği de yeterince büyük olmalıdır. Bir diğer taraftan anten SAR limitlerini sağlamak zorundadır. Anten ışıması ne kadar kötüyse o kadar düşük güçlü verici ünitesi tasarlamak gerekir.

Yukarıda bahsedilen nedenlerden ötürü bir AIMD tasarlanırken düşünülmesi gereken önemli en parçalardan birisi antendir. Bu tezde sunulan anten bu sorunların üstesinden gelebilecek kapasitede tasarlanmıştır. Sunulan optimum anten tasarımının literatür özeti ile Çizelge 5.1’de karşılaştırılmıştır.

Çizelge 5.1. Sunulan optimum anten tasarımının literatür özeti ile karşılaştırılması

Kaynak	Boyutlar ve Yapı (mm×mm×mm)	Katman Malzemeleri	Bant Genişliği ( $ S_{11}  < -10$ dB)	Maks. Kazanç (dBi)	SAR (W/Kg)
Karaçolak vd. 2008	22.5×22.5×2.54 (1265.6 mm <sup>3</sup> ) PIFA	Üst katman: Rogers 3210	MICS: %20.4	-24	–
		Alt katman: Rogers 3210	ISM: %4.2	-7.5	–
Chein vd. 2010	18×16×1 (288 mm <sup>3</sup> ) Monopol	Üst katman: –	MICS: %33.5	-24	797
		$\epsilon_r = 26$			
Huang vd. 2011	10×10×2.54 (254 mm <sup>3</sup> ) PIFA	4 katmanlı: Rogers 3210	MICS: %21.3	-7	341
			ISM: %2.5	-15	381

Ha vd. 2011	15.9×12.9×1.6 (328.2 mm <sup>3</sup> ) ZOR	Üst katman: –	MICS: %2.5	-38	130.5
		Alt katman: FR4			
Kiourti vd. 2012	12 mm çaplı, 3×0.635 (274.3π mm <sup>3</sup> ) PIFA	Üç katmanlı: Rogers 3210	MICS: %10.9	-39.1	324.7
Lie-jie vd. 2012	19×19.4×1.27 (487.8 mm <sup>3</sup> ) PIFA	Üst katman: Rogers 3210	MICS: %52.6	-28	324
		Alt katman: Rogers 3210	ISM: %5.4	-27.6	314
Changrong vd. 2012-1	16.5×16.5×2.54 (691.5 mm <sup>3</sup> ) PIFA	Üst katman: Rogers 3010	MICS: %12.6	-31	318
		Alt katman: Rogers 3010	ISM: %5.7	-9	292
Asili vd. 2012	10×12×1.5 (180 mm <sup>3</sup> )	Üst katman: –	MICS: %19.9	–	–
		Alt katman: FR4			
Changrong vd. 2012-2	10×16×1.27 (203.2 mm <sup>3</sup> ) PIFA	Üst katman: Rogers 3010	MICS: %23.9	-30.5	609.2
		Alt katman: Rogers 3010			
Lie-jie vd. 2013	10×11×1.27 (139.7 mm <sup>3</sup> ) PIFA	Üst katman: Rogers 3010	MICS: %29.9	-27.7	404
		Alt katman: Rogers 3010			
Lie-jie vd. 2014	10.02×10.02× 0.675 (67.77 mm <sup>3</sup> ) PIFA	Üst katman: Rogers 3010	MICS: %47.5	-30.5	302.4
		Alt katman: Rogers 3010	ISM: %31.6	-19.2	238.9
Bu çalışma	10.5×11.5×1.27 (153.35 mm <sup>3</sup> ) PIFA	Üst katman: Rogers 3010	MICS: %42.1	-39	369
		Alt katman: Rogers 3010	ISM: %5.8	-22.9	396.4

Çizelge 5.1’de görüleceği üzere bu tezde sunulan implant anten sayısal değerlerle karşılaştırıldığı zaman literatürdeki bir çok tasarımdan üstündür. Anten boyutu ve çift bant karakteristiği göz önüne alındığında literatürdeki tüm tasarımlardan üstündür. Antenin kısa mesafe uygulamalar için çalışacağı göz önüne alınırsa kazanç değerlerinin küçük olması kabul edilebilir. SAR değerleri ise kullanılan fantom modeline göre farklılık göstermesi ve her tez de farklı doku modelleri olması yüzünden karşılaştırma yapılmaya uygun bir parametre değildir. Yine dördüncü bölümde farklı doku modellerinin kullanılmasıyla antenin kazanç, ışınma örüntüsü ve SAR değerlerinin değiştiği gösterilmiştir. Bu bağlamda bir değerlendirilme yapıldığında bu tezde sunulan implant mikroşerit son yıllarda yapılan çalışmalara ciddi anlamda rakip bir tasarımıdır.

Karaçolak vd. tarafından 2008 yılında yapılan çalışma implant anten tasarımı ve ölçümü tekniği sunmasıyla implant anten tasarımı konusunda referans noktası olmuştur. Ancak yazarın kendisinin de söylediği gibi sunulan anten tasarımının boyutları çok büyüktür ve çok daha küçük, olabildiğince küçük anten tasarımlarına ihtiyaç vardır. Bu tezde sunulan bant genişliği ve boyut olarak kaynakta sunulan anten üstündür. Ek olarak bu tezde sunulan anten kaynakta sunulan antenden daha ince profillidir. Üretim ve tekrarlama birlik açısından da iki tasarım arasında çok büyük fark olduğu söylenemez.

Chein vd. tarafından 2010 yılında yapılan çalışmada CPW beslemeli, monopol yapıda üst katman mazlemesi olmayan, tek bant  $S_{11}$  karakteristiği gösteren bir yapı tanıtılıyor. Taban malzemesi dielektrik sabiti çok yüksek olan bir malzeme kullanılıyor. Üst katman malzemesinin olmaması dokuya verilen zararı artırırken anten boyutlarını küçültülmesine yardımcı oluyor. Ayrıca medikal cihazın pil ömrünü artırmak için çift bant tasarımının gereklidir. Bu tezde sunulan gerek anten boyutları gerek bu nedenlerden dolayı kaynakta sunulan tasarımdan üstündür.

Huang vd. tarafından 2011 yılında yapılan çalışma da dört katmanlı anten yapısı tanıtılıyor. Birden çok katman kullanılması anten boyutunu düşürürken antenin genişliğini artırmaktadır. Katmanların yapıştırılması gibi nedenlerden dolayı üretimi de zordur. Ayrıca anten kas dokusu içerisinde ölçümleri alınmıştır. Kas dokusunun dielektrik sabitinin deri dokusundan büyük olduğu düşünüldüğünde anten boyutlarının küçültülmesinde bu durum da etkili olduğu söylenebilir. Tüm bu nedenler göz önüne alındığında bu tezde sunulan tasarım kaynakta sunulan tasarımdan üstündür.

Ha vd. tarafından 2011 yılında yapılan çalışmada ZOR anten yapısı kullanılıyor. Anten kas dokusu içerisinde simülasyon yapılıyor. Tasarımda FR4 taban malzemesinin kullanılıyor. Oldukça kötü bir kazanç değeri bulunuyor. Kaynakta sunulan tasarımın tek bant olması boyutlarının daha büyük olması gibi nedenlerden dolayı bu tezde sunulan kaynaktaki tasarımdan üstündür.

Kiourti vd. tarafından 2012 yılında çalışmada dairesel yapıda üç katmanlı bir implant anten tanıtılıyor. Kaynakta sunulan antenin üç katmanlı olması, tasarımının zor olması ve bunlara ek olarak tek bant karakteristik sunması yüzünden bu tezde sunulan tasarımdan üstün değildir.

Lie-jie vd. tarafından 2012 yılında yapılan çalışmada boyut olarak büyük fakat sayısal değerler olarak iyi bir tasarım sunuluyor. Ancak implant medikal cihazlarda en önemli iki sorun pil ömrü ve cihazın boyutlarıdır. Her iki sorunun çözümü de anten tasarımıyla yakından ilgilidir. Bu tezde sunulan tasarımın yarı yarıya daha küçük bir anten yapısı sunmasından dolayı kaynakta sunulan tasarımdan üstündür.

Changrong vd. tarafından 2012 yılında yapılan çalışmalarda iki ayrı tasarım tanıtılıyor. Bu tezde sunulan tasarım anten boyutları, bant genişliği ve tasarımda sunduğu esneklikle kaynaktaki her iki tasarımdan üstündür.

Asili vd. tarafından 2012 yılında çalışmada tasarlanan implant anten Microsemi firmasına ait ZLE 70102 uygulama geliştirme kiti deneniyor. Sistemin 20 m mesafeye kadar çalışabildiği gösteriliyor. Anten tasarımı olarak iddialı bir tasarım sunulmasa da uygulama geliştirme kiti yapılan deney açısından kaynakta sunulan çalışma değerlidir.

Lie-jie vd. tarafından 2013 yılında yapılan çalışmada oldukça küçük boyutlu tek bant karakteristik gösteren, anten rezonansını iyileştirmek için toprak düzleminde u-şeklinde bir yapı kullanılan anten tasarımı tanıtılıyor. Anten simülasyonu  $60 \times 180 \times 60$  boyutlarında deri dokusu modeli içerisinde yapılıyor. Bu fantom boyutlarının kullanılması ile daha iyi rezonans değerleri, daha iyi ışınma örüntüsü ve SAR değerleri yakalanabilmiştir. Bu tez de sunulan tasarım çift bant karakteristik göstermesi ile bu tasarımdan üstündür. Anten boyutları bakımından ciddi bir fark bulunmamaktadır.

Lie-jie vd. tarafından 2014 yılında yapılan tasarımın oldukça küçük olmasının yanında uygulama da kullanılmaya uygun değildir. Anten üst katman malzemesi yerine Parylene malzemesi ile çok çok ince yapıda çevrelenmiştir. Üretimi bu bakımdan ciddi anlamda zordur. Ayrıcı üst katman malzemesinin kullanılması ve çok ince bir malzeme ile çevrelenmesi ortamın efektif dielektrik sabitini artırmaktadır ve durum anten boyutlarını ciddi anlamda düşürmektedir. Bu ve benzer sebeplerden dolayı bu tezde sunulan implant anten kaynakta sunulan tasarımdan üstündür.

Elde edilen tüm bulgular değerlendirildiğinde iyi bir üretimle ikinci ve üçüncü tasarımlar için de ölçüm alınabilir. Dördüncü bölümde sunulan hassas parametrelere üretim açısından dikkat edilmelidir. Bu tezde sunulan tasarım kolayca medikal cihaz içerisinde kullanılmak için optimize edilebilir. İkinci ve üçüncü tasarımların rezonans seviyelerini iyileştirmek için ek çalışmalar yapılabilir.

## 6. SONUÇ VE GELECEK İŞLER

Bu tezde biyomedikal telemetri sistemlerinde kullanılabilecek implant mikroşerit anten tasarımı ve üretimi yapılmış sonrasında ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar oldukça iyidir ve yapılan tasarım literatüre ciddi anlamda rakiptir. Tasarımı yapılan antenin simülasyonları CST Microwave Studio programı ile yapılmıştır. Ölçümleri literatürde sunulan fantom tarifleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ayrıca gösterilen farklı tasarımlarla anten boyutlarının daha da küçültülebileceği ispatlanmıştır. Anten boyutlarının küçültülmesinde PIFA yapısından, yarık halka yapılardan, kıvrımlı yapılardan ve toprak düzlemine oluşturulan boşluk yapılarından yararlanılmıştır.

Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular irdelendiğinde bilime ve uygulamaya olan özgün katkıları değerlendirilirse; tasarımı yapılan anten boyut olarak literatürdeki çalışmalardan daha küçüktür, önerilen anten biyotelemetri için kullanılan MICS ve ISM frekans bantlarını eş zamanlı olarak kapsamaktadır ve antenin prototip üretimi gerçekleştirilmiş ve elektromanyetik ölçümleri elde edilmiştir. Ayrıca, elde edilen sayısal sonuçlar ve ölçüm sonuçlarının oldukça uyumlu olduğu değerlendirilmektedir. Sıralanan bu özellikleri ile söz konusu tez çalışmasında elde edilen anten tasarımı literatüre ve bilime doğrudan bir katkı yapacağı gibi, biyotelemetri uygulamaları için de önemli bir alternatif olacağı değerlendirilmektedir.

Bu tez kapsamı içerisinde yapılabilecek gelecek işlerden bahsetmek gerekirse; ölçümlerin yeterli seviyede olmasının yanında imkanların sınırlı oluşu ve zaman kısıtlamalarından dolayı ölçüm teknikleri üzerindeki çalışmalar yapılamamış, literatürde sunulan ölçüm yöntemleri kullanılmıştır. Yine gelecek çalışmalarda deney canlıları üzerinde ölçümler yapılabilir ve bu ölçümler için implant medikal cihaz tasarımı gerçekleştirilebilir. Bu ölçümlerde biyo-uyumlu malzemelerin etkisi, medikal cihazın etkisi, canlı vücudunda oluşan yara dokusunun etkisi gibi etkenlerin anten performansını nasıl değiştirdiği izlenebilir. Ek olarak daha basit ve daha ucuz kimyasallarla fantom hazırlamak için çalışmalar yapılabilir. İki ayrı fantom hazırlamak yerine tek bir fantomla ölçümlerin yapılıp yapılamayacağı ve fantom ölçümlerin canlı dokulardaki ölçümlerle ne kadar uyuşup uyuşmadığı incelenebilir.

## 7. KAYNAKLAR

- ARI, O., ÇOŞKUN, Ö. ve KAYA, A. 2012. Biyomedikal Uygulamalar İçin Ultra Geniş Bant (UWB) Anten Tasarımı Ve Analizi. *SDÜ Teknik Bilimler Dergisi*, 2(1): 1-4.
- ASILI, M., GREEN, R., SERAN, S. and ERDEM, T. 2012. A Small Implantable Antenna for MedRadio and ISM Bands. *IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters*, 11: 1683- 685.
- BALANIS, C.A. 2005. Antenna Theory Analysis and Design. J. Wiley, New Jersey, 1136 p.
- BAŞARAN, C. 2008. Kablosuz Haberleşme Uygulamaları İçin Yarık-Halka Mikroşerit Anten Tasarımı. Doktora tezi, Kocaeli Üniversitesi, Kocaeli, 79 s.
- BAŞARAN, S.C. and ERDEMLI, Y.E. 2007. Dual-band split ring antenna design for WLAN applications, 5th International Conference on Electrical and Electronics Engineering, pp. 201-203, 5-9 Dec., Bursa
- BRADLEY, P.D. 2006. An ultra low power, high performance medical implant communication system (MICS) transceiver for implantable devices. IN Proc. IEEE Biomedical Circuits and Systems Conf. BioCAS 2006, pp 158-161, 29 November, London.
- CHANGRONG, L., YONG-XIN, G. and SHAOQIU, X. 2012. A Hybrid Patch/Slot Implantable Antenna for Biotelemetry Devices. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11(17): 1646-1649.
- CHANGRONG, L., YONG-XIN, G. and SHAOQIU, X. 2012. Compact Dual-Band Antenna for Implantable Devices. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11: 1508-1511.
- CHIEN, T., CHENG, C., YANG, C., JIANG, C. and LUO, C. 2010. Development of Nonsuperstrate Implantable Low-Profile CPW-Fed Ceramic Antennas. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 9: 599-602.
- ÇAKMAK, G., ÖZEN Ş. ve BAŞARAN, S.C. 2013. Biyomedikal Uygulamaları için Kompakt Anten Tasarımı. 2. Ulusal EMC Konferansı, ss 1-2, 9-11 Eylül, Işık Üniversitesi Kampüsü, İstanbul.
- DISSANAYAKE, T., ESSELLE, K.P. and YUCE, M.R. 2009. Dielectric loaded impedance matching for wideband implanted antennas. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 57(10): 2480-2487.
- DUAN, Z., GUO, Y., XUE, R., JE, M. and KWONG, D., 2012. Differentially Fed Dual-Band Implantable Antenna for Biomedical Applications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 60(12), 5587-5595.

- FUKUNAGA, K., WATANABE, S. and YAMANAKA, K. 2004. Dielectric properties of tissue- equivalent liquids and their effects on specific absorption rate. *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, 46(1), 126-129.
- GABRIEL, C., GABRIEL, S. and CORTHOOT, E. 1996. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey *Phys. Med. Biol.*, 41, 2231-2249.
- GARG, R., BHARTIA, P., BAHL, I. and ITTIPIBOON, A. 2001. *Microstrip Antenna Design Handbook*. Artech House Antennas and Propagation Library, 875 p.
- HA, J., KWON, K. and CHOI, J. 2011. Compact Zeroth-Order Resonance Antenna for Implantable Biomedical Service Applications. *Electronics Letters*, 47(23): 1267-1269.
- HUANG, F., LEE, C., CHANG, C. and CHEN, L., YO, T. and LUO, C. 2011. Rectenna Application of Miniaturized Implantable Antenna Design for Triple-Band Biotelemetry Communication. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 59(7): 2646-2653.
- KARACOLAK, T. 2009. *Implantable Antennas for Wireless Data Telemetry: Design, Simulation, and Measurement Techniques*. Ph.D. Thesis, Mississippi State University, 123 p.
- KARACOLAK, T., COOPER, R., BUTLER, J., FISHER, S. and TOPSAKAL, E. 2010. In Vivo Verification of Implantable Antennas Using Rats as Model Animals. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 9: 334-337.
- KARACOLAK, T., COOPER, R. and TOPSAKAL, E. 2009. Electrical properties of Rat Skin and Design of Implantable Antennas for Medical Wireless Telemetry. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 57(9), 2806-2812.
- KARAÇOLAK, T., HOOD, A.Z. and TOPSAKAL, E. 2008. Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 56(4), 1001-1008.
- KIM, J. and RAHMAT-SAMII, Y. 2004. Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs and Characterizations. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8), 1934-1943.
- KIOURTI, A., COSTA, J.R., FERNANDES, J.A., SANTIAGO, A.G. and NIKITA, K.S. 2012. Miniature Implantable Antennas for Biomedical Telemetry: From Simulation to Realization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(11), 3140-3147.
- KIOURTI, A. and NIKITA, K.S. 2012. Miniature Scalp-Implantable Antennas for Telemetry in the MICS and ISM Bands: Design, Safety Considerations and Link



- Budget Analysis. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 60(8), 3568-3579.
- LI-JIE, X., YONG-XIN, G. and WEN, W. 2012. Dual-Band Implantable Antenna with Open-End Slots on Ground. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11, 1564-1567.
- LI-JIE, X., YONG-XIN, G. and WEN, W. 2013. Miniaturized Slot Antenna For Biomedical Applications. *Electronics Letters*, 49 (17), 1060 -1061.
- LI-JIE, X., YONG-XIN, G. and WEN, W. 2014. Miniaturized Dual Band Antenna For Implantable Wireless Communications. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 13, 1060 -1063.
- LIU, W.C., CHEN, S.H. and WU, C.M. 2008. Implantable Broadband Circular Stacked PIFA Antenna for Biotelemetry Communication. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, 22(13), 1791-1800.
- LIU, W.C., CHEN, S.H. and WU, C.M. 2009. Bandwidth Enhancement and Size Reduction of an Implantable PIFA Antenna for Biotelemetry Devices. *Microwave and Optical Technology Letters*, 51(3), 755-757.
- Medical Implant Communication Service (MICS) federal register, 1999. Rules and Regulations, 64(240), 69926-69934.
- MERLI, F. 2011. Implantable Antennas for Biomedical Applications Ph. D. Thesis, École Polytechnique Fédérale de Lausanne, 211 p.
- PANESCU, D. 2008. Emerging Technologies Wireless Communication Systems for Implantable Medical Devices. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag*, 27(2), 96-101.
- POZAR, D. and SCHAUBERT, D.H. 1992. Microstrip Antennas. Jhon Wiley, 431 p.
- SANI, A., RAJAB, M., FOSTER, R. and YANG, H. 2010. Antennas and Propagation of Implanted RFIDs for Pervasive Healthcare Applications. *Proceedings of the IEEE*, 98 (9), 1648-1655.
- SKRIVERVIK, A.K. and MERLI, F. 2011. Design Strategies for Implantable Antennas. Antennas and Propagation Conference (LAPC), pp 1-5, 14-15 Nov., Loughborough
- SONDAŞ, A. and UÇAR, M.H.B. 2013. An Implantable Microstrip Antenna Design for Biomedical Telemetry. International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO), pp 32-35, 7-9 Nov., Ankara
- SOONTORNPIPIT, P., FURSE, C.M. and CHUNG, Y.C. 2004. Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication with Medical Implants. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8), 1944-1951.

WARTY, R., TOFIGHI, M.R., KAWOOS, U. and ROSEN, A. 2008. Characterization of implantable antennas for intracranial pressure monitoring: Reflection by and transmission through a scalp phantom. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 56(10), 2366–2376.

ZENGİN, F., TÜRETKEN, B., AKKAYA E. and SAN, S.E. 2010. Ekit (İmplant) Uygulamaları İçin Geniş Bantlı Anten Tasarımı. 15th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), ss 1-5, 21-24 Nisan, Antalya.

## ÖZGEÇMİŞ

Yunus Emre YAMAÇ 1989 yılında Konya ilinin Derebucak ilçesinde doğdu. İlk, orta öğrenimini Derebucak'ta, lise öğrenimini ise Beyşehir Ali Akkanat Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2007 yılında girdiği Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü'nden 2012 yılında mezun oldu. Aynı yıl içerisinde Akdeniz Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladı. Şubat 2015 tarihinden beri Yıldız Teknik Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü'nde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.