

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

**TÜMLEYEN YARIK HALKA ELEMANLARINI TEMEL ALAN İMPLANT
ANTEN TASARIMI VE ÜRETİMİ**

MERVE USLUER

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

2017

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

**TÜMLEYEN YARIK HALKA ELEMANLARINI TEMEL ALAN İMPLANT
ANTEN TASARIMI VE ÜRETİMİ**

MERVE USLUER

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

2017

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

**TÜMLEYEN YARIK HALKA ELEMANLARINI TEMEL ALAN İMPLANT
ANTEN TASARIMI VE ÜRETİMİ**

MERVE USLUER

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

Bu tez 16/06/2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. S. Cumhur BAŞARAN

Doç. Dr. Selçuk HELHEL

Doç. Dr. Mesud KAHRİMAN

ÖZET

TÜMLEYEN YARIK HALKA ELEMANLARINI TEMEL ALAN İMPLANT ANTEN TASARIMI VE ÜRETİMİ

MERVE USLUER

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. S. Cumhuri Başaran
Haziran 2017, 47 sayfa

Kablosuz implant sistemleri yardımıyla farklı hastalıklarla yaşamak zorunda olan insanlara ait bulguların izlemi ve hastalıkların tedavisi yapılabilmekte ve böylece hastaların yaşam kalitesi artırılmaktadır. Bu sistemlerle gerçekleştirilebilen tedavilerden bazıları nabız atış hızı, kandaki şeker oranının izlenmesi ve vücut sıcaklığı, insülin enjekte edilmesi ve endoskopi uygulamaları olarak verilebilir. MICS (402–405 MHz) frekans bandı bu uygulamalar için özel olarak tahsis edilmiştir. Federal Komünikasyon Komisyonu (Federal Communications Commission: FCC) tarafından onaylanan MICS frekans bandı ile veri alışverişi yapılırken ISM(2.4-2.48 GHz) frekans bandında ise sistem uyku moduna geçirilmektedir. Bu kapsamda biyomedikal sistemlerde kullanılmak üzere geliştirilecek antenlerin biyo-uyumlu, küçük hacimli ve düşük çıkış gücüne sahip olması arzu edilmektedir. Tüm bu gereksinimler göz önüne alındığında biyotelemetri uygulamalarında mikroşerit antenler ön plana çıkmaktadır.

Bu tez çalışmasında biyotelemetri uygulamaları için $14 \times 14 \times 1.27 \text{ mm}^3$ boyutlarında özgün anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Anten Rogers 3010 taban malzemesi üzerine yerleştirilmiş iletken ışımaya elemanlarından ve antenin toprak yapısını oluşturan metal tabakadan oluşmaktadır. Antenin ışımaya elemanı tümleyen yarık halkalardan oluşmaktadır. Anten yapısı MICS (402-405 MHz) ve ISM (2.4-2.48 GHz) bantlarında çift-bant performans sergilemektedir. MISC bandında yaklaşık olarak %20 ve ISM bandında ise %6 bant genişliği sunmaktadır.

İmplant antenin analizi CST Microwave Studio programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Simülasyon sırasında anten deri dokusu modeli içerisine ve fare dokusu içerisine yerleştirilmiştir. Ayrıca sunulan antenin vücut dışı ölçümleri de yapılmıştır. Anten, baskı-devre teknolojisi kullanılarak üretilmiş, geri-dönüş kaybı ölçümleri insan deri dokusu özelliği gösteren sıvı fantom içerisindedir gerçekleştirilmiştir. Daha sonra anten, fareden alınan deri dokusuna implante edilerek geri-dönüş kaybı ölçümleri tekrarlanmıştır.

ANAHTAR KELİMELER: Çift bant, implant anten, tümleyen yarık halka anten

JÜRİ: Doç. Dr. S. Cumhuri BAŞARAN (Danışman)
Doç. Dr. Selçuk HELHEL
Doç. Dr. Mesud KAHRİMAN

ABSTRACT

IMPLANTABLE ANTENNA DESIGN AND FABRICATION BASED ON COMPLEMENT SPLIT RING ELEMENTS

MERVE USLUER

MSc Thesis in Electrical and Electronics Engineering
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. S. Cumhuri BAŞARAN
June 2017, 47 pages

With wireless implant systems, it is possible to follow the findings of people who have to live with different disorders and also treat these diseases. In this way, the quality of life of the patients can be increased. Some of the treatments that can be performed with these systems, are pulse rate, monitoring of the sugar level in the blood and body temperature, insulin injections and endoscopy applications. The MICS (402-405 MHz) frequency band has been specially allocated for these applications. The data is exchanged with the MICS frequency band approved by the Federal Communications Commission (FCC) and the system is switched to sleep mode in the ISM (2.4-2.48 GHz) frequency band. In this context, it is desirable that the antennas to be developed for use in biomedical systems have biocompatible, small volume and low output power. When all these requirements are taken into consideration, microstrip antennas are foreground in biotelemetry applications.

In this thesis study, a novel antenna design with dimensions of $14 \times 14 \times 1.27$ mm³ was performed for biotelemetry applications. The antenna consists of conductive radiation elements placed on the insulating material and the metal layer forming the soil structure of the antenna. The radiation element of the antenna is composed of split rings. The antenna structure exhibits double-band performance in MICS (402-405 MHz) and ISM (2.4-2.48 GHz) bands. It provides a bandwidth of approximately 20% in the MISC band and 6% in the ISM band.

Implant antenna analysis was performed using the CST Microwave Studio program. During the simulation, the antenna was placed in the skin tissue model and in the mouse tissue. In addition, extracorporeal measurements of the antenna were also performed. The antenna was fabricated using print-circuit technology and the return loss measurements were performed in a liquid phantom with human skin texture. Then, the antenna was implanted in the skin tissue taken from the abdomen and the measurements of the return loss were repeated.

KEYWORDS: Dual band, implantable antenna, complement split-ring antenna,

COMMITTEE: Assoc. Prof. Dr. S. Cumhuri BAŞARAN (Supervisor)
Assoc. Prof. Dr. Selçuk HELHEL
Assoc. Prof. Dr. Mesud KAHRİMAN

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında, biyoteleometri sistemlerinde kullanılabilen mikroşerit implant anten tasarımı ve prototip üretimi yapılmıştır. Antenin tasarımı aşamasında güçlü modelleme ve analiz kapasitesine sahip, sonlu integral metodunu temel alan CST Microwawe Studio ve sonlu eleman yöntemini temel alan Ansoft-HFSS programları kullanılarak simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Simülasyon sırasında anten deri dokusu modeli içerisine ve fare dokusu içerisine yerleştirilmiştir. Ayrıca antenin prototip üretimi gerçekleştirilmiş ve geri-dönüş kaybı ölçümleri insan deri dokusu özelliği gösteren sıvı fantom içerisinde yapılmıştır. Daha sonra anten, fareden alınan deri dokusuna implante edilerek geri-dönüş kaybı ölçümleri tekrarlanmıştır.

Bu tez çalışmamda bana yol gösteren ve her konuda yardımcı olan çok değerli danışmanım Doç.Dr.S.Cumhur BAŞARAN'a , çalışma ölçümlerinin yürütülmesine izin verdiği için EMUMAM (DPT, 2007K120530) müdürlüğüne, canlı doku ölçümlerindeki yardımlarından dolayı Prof.Dr. Narin DERİN'e, fantom üretimindeki yardımlarından dolayı Doç.Dr.Yılmaz AKSU'ya, Akdeniz Üniversitesinden değerli arkadaşım Araş.Gör.Atalay KOÇAKUŞAK'a, yardımlarını esirgemeyen arkadaşım Yunus EmreYAMAÇ'a ve hayatımın her alanında olduğu gibi yüksek lisans eğitimim sırasında da yanımda olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI	4
2.1. Mikroşerit Antenler	4
2.1.1 Mikroşerit anten çeşitleri	5
2.1.1.1. Mikroşerit yama antenler	6
2.1.1.2. Mikroşerit dipol antenler	6
2.1.1.3. Mikroşerit boşluk antenler	7
2.1.1.4. Mikroşerit yürüyen dalga antenler	8
2.1.1.5. Mikroşerit yarık halka antenler	8
2.1.1.6. Mikroşerit monopol antenler	10
2.1.2. Mikroşerit anten besleme yöntemleri	10
2.1.2.1. Mikroşerit hat besleme	10
2.1.2.2. Koaksiyel prob besleme	11
2.1.2.3. Açıklık bağlaşımlı besleme	11
2.1.2.4. Yakınlık bağlaşımlı besleme	12
2.1.3. Mikroşerit anten analiz metotları	13
2.1.3.1. İletim hattı modeli	13
2.1.3.2. Boşluk modeli	15
2.1.3.3. Tam Dalga modeli	16
2.1.4. Mikroşerit anten parametreleri	16
2.1.4.1. Kalite faktörü	16
2.1.4.2. Bant genişliği	17
2.1.4.3. S parametreleri	18
2.1.4.4. Verimlilik	19
2.1.4.5. Giriş empedansı	19
2.2. İmplant Antenler	20
3. MATERYAL VE METOT	23
3.1. Optimizasyon aşamaları	24
3.1.1. Kısa devre pin optimizasyonu	25
3.1.2. Besleme optimizasyonu	26
3.1.3. Toprak düzleminde oluşturulan boşluk yapılarının optimizasyonu	28
3.1.4. Metalik yüklemelerin optimizasyonu	30
3.2. İmplant Anten Ölçüm Yöntemleri	32
3.2.1. Fantom içerisindeki ölçümler	32
3.2.2. Canlı doku içerisindeki ölçümler	34
3.3. SAR Değeri	35
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	37
4.1. Anten konfigürasyonu ve ilgili parametreleri	37
4.2. Antenin geri-dönüş kaybı ve ışınma örüntüsü	38

4.3. Antenin kazancı ve giriş empedansı.....	41
4.4. Ölçüm sonuçları	42
4.4.1. Anten üretimi ve ölçüm ortamının hazırlanması	42
5. SONUÇ	46
6. KAYNAKLAR	47
ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

Ω	Ohm
σ	İletkenlik
ϵ_r	Bağıl dielektrik sabiti
ϵ_r'	Bağıl dielektrik sabiti reel bileşeni
$\tan\delta$	Ortamın kayıp tanjant parametresi
h	Taban malzemesi kalınlığı
L	Taban malzemesi uzunluk
l_1	Birinci boşluk yapısı uzunluğu
l_2	İkinci boşluk yapısı uzunluğu
l_3	Üçüncü boşluk yapısı uzunluğu
a	Tümleyen Yarık halkaların genişliği
b	Metaller arası boşluk
n_1	Toprak düzlemi birinci boşluk kalınlığı
n_2	Toprak düzlemi ikinci boşluk kalınlığı
n_3	Toprak düzlemi üçüncü boşluk kalınlığı
z_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
Q_t	Toplam Kalite Faktörü
Q_{rad}	Işıma Kayıpları Kalite Faktörü
Q_c	İletkenlik Kayıpları Kalite Faktörü
Q_d	Dielektrik Kayıpları Kalite Faktörü
Q_{sw}	Yüzey Dalga Kayıpları Kalite Faktörü
Z_{in}	Giriş empedansı
e_r	Anten verimi
R_L	Kayıp direnci
R_R	Işıma direnci

Kısaltmalar

CST MWS	Computer Simulation Technology Microwave Studio
DCS	Digital Communication Systems
DGBE	Diethylene Glycol Monobuthyl Ether
EM	Elektromanyetik
IFAC	Interatinol Federation of Accountants
ISM	Industrial, Scientific and Medical
IT'IS	Information Technologies in Societ
MICS	Medical Implant Communications Service
HFSS	High Frequency Structure Simulator

PIFA	Planar Inverted-F Antenna
SAR	Spesific Absorption Rate
SR	Split Ring
SMA	SubMiniature Version A
TYHIA	Tümleyen Yarık Halka tabanlı İmplant Anten
YDFA	Yüzeysel Devrilmiş-F Anten

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Biyotelemetri sisteminin çalışması	1
Şekil 2.1. Mikroşerit anten geometrisi	4
Şekil 2.2. Mikroşerit yama anten şekilleri	6
Şekil 2.3. Mikroşerit dipol anten	7
Şekil 2.4. Mikroşerit boşluk anten	7
Şekil 2.5. Mikroşerit yürüyen dalga anten	8
Şekil 2.6. Mikroşerit yarı halka anten	9
Şekil 2.7. SRR ve tel şeritten oluşan birim yapısı.....	10
Şekil 2.8. Mikroşerit hat besleme.....	11
Şekil 2.9. Koaksiyel prob besleme.....	11
Şekil 2.10. Açıklık bağlaşımlı besleme.....	12
Şekil 2.11. Yakınlık bağlaşımlı besleme.....	13
Şekil 2.12. Saçak etkileri.....	13
Şekil 2.13. Mikroşerit yamanın fiziksel ve etkin uzunlukları	14
Şekil 2.14. Boşluk modeli	15
Şekil 2.15. Tek antenli bir sistemin genel yapısı	18
Şekil 3.1. Dokusu modeli içindeki implant anten	23
Şekil 3.2. Kısa devre pin konumları.....	24
Şekil 3.3. Kısa devre pinin yansıma katsayısına etkisi	25
Şekil 3.4. Beslemenin konumları	25
Şekil 3.5. Besleme konumunun yansıma katsayısına etkisi.....	26
Şekil 3.6. Toprak düzlemindeki boşluk yapıları	27
Şekil 3.7. Toprak düzlemindeki boşluk yapısının yansıma katsayısına etkisi	27

Şekil 3.8. n_1 parametresinin yansımaya katsayısına etkisi	28
Şekil 3.9. n_2 parametresinin yansımaya katsayısına etkisi	28
Şekil 3.10. n_3 parametresinin yansımaya katsayısına etkisi	29
Şekil 3.11. Metalik yüklemelerin konumları	29
Şekil 3.12. Metalik yüklemelerin konumlarının yansımaya katsayısına etkisi.....	30
Şekil 3.13. Metalik yüklemelerin kalınlığı.....	30
Şekil 3.14. Metalik yüklemelerin kalınlığının yansımaya katsayısına etkisi.....	31
Şekil 3.15. Fantom içerisindeki ölçümler	31
Şekil 3.16. Fare içerisindeki implant anten ölçümü.....	33
Şekil 4.1. Anten konfigürasyonu.....	37
Şekil 4.2. CST ve HFSS için S_{11} karakteristiği	37
Şekil 4.3. Dielektrik sabiti ve iletkenliğin frekansla değişimi	38
Şekil 4.4. İnsan ve fare dokusundaki ölçüm sonuçları.....	39
Şekil 4.5. Antenin ışınma örüntüsü ve kazanç değeri	39
Şekil 4.6. Antenin kazanç grafiği.....	40
Şekil 4.7. Antenin giriş empedansı	40
Şekil 4.8. Üretilen anten tasarımları.....	41
Şekil 4.9. Ölçüme hazır hale getirilen implant anten	41
Şekil 4.10. İmplant antenin plastik kaba yerleştirilmesi	41
Şekil 4.11. Fare dokusundaki ölçüm	43
Şekil 4.12. Ölçüm sonuçlarının S_{11} karakteristikleri	43

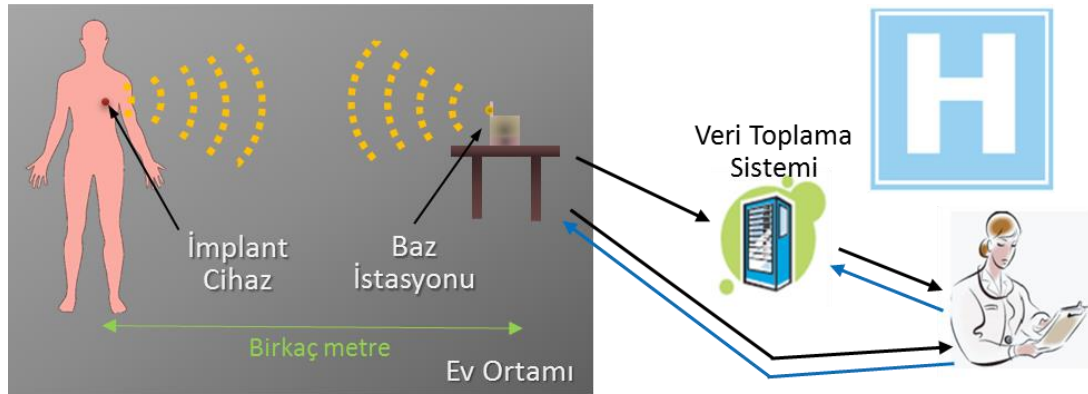
ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Biyo-uyumlu malzemeler	23
Çizelge 3.2. Kısa devre pin koordinatları	24
Çizelge 3.3. Besleme koordinatları	26
Çizelge 3.4. Deri dokusu için kullanılan fantom tarifleri	33
Çizelge 3.5. Antene ait SAR değerleri.....	35
Çizelge 4.1. Anten konfigürasyonuna ait parametre listesi	36
Çizelge 4.2. Anten konfigürasyonunun literatür özeti ile karşılaştırılması.....	45

1. GİRİŞ

Günümüz elektronik teknolojisi hızla ilerlemekte ve uzak mesafeli kaynaklardan uydu, kablo, radyo ya da başka metotlarla yapılan otomatik ölçümler neticesinde alınan verilerin kayıt ve çözümlenmelerini yapmaya yarayan telemetri sistemi gelişmektedir.

Telemetri teknolojisinin insan ve hayvanlarda uygulanması biyotelemetri olarak tanımlanmaktadır. Biyotelemetri, hastaların hareketlerini kısıtlamadan ve normal yaşamlarını devam ettirirken verimli biyolojik ve fizyolojik işaret parametrelerini alarak parametrelerin gözlemleneceği ve işleneceği ortama gürültüsüz olarak aktarmayı hedeflemektedir. 1950'lerde ilerleme gösteren biyotelemetri, tıbbi çalışmalarda ve klinik izleme gibi çeşitli alanlarda faydalı ve elverişli bir araç olarak kullanılmaktadır. Hastaların hastalıkla ilgili pH, tansiyon, sıcaklık, kas kasılma kuvvetleri, kan akış hızı gibi biyolojik verilerinin uzaktan takibi biyotelemetri sisteminin kullanılmasını gerekli kılmaktadır. Biyotelemetri sistemi, psikolojik olarak hastayı etkileyen ve hareketlerini sınırlayan hastane ortamından uzakta, doğal yaşantısı içinde normal aktivitelerine devam eden hastalardan alınan verilerin doktor tarafından uzaktan takip edilmesine olanak sağlamaktadır. Ayrıca hastaneye sürekli gitme sıklığını en aza indirmekte ve sağlık ücretlerini azaltmaktadır. Biyotelemetri sisteminin örneği Şekil 1.1'de gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Biyotelemetri sisteminin çalışması

Biyotelemetri sistemleri, kablosuz bağlantıyı sağlayan anten, antenle doku arasındaki yalıtkan malzeme, sinyalleri algılayan biyosensörler, verileri işleyen elektronik bir sistem ve pilden meydana gelmektedir.

Kablosuz haberleşme genel olarak verinin bir noktadan diğer bir noktaya aktarımı olarak tanımlanmaktadır. Kablosuz haberleşme sistemi içinde verinin aktarımı, veriyi elektromanyetik bir dalgaya modüle ederek elde edilir. Modüle edilmiş olan aktarıcı, istenilen yere ulaştığında asıl veri sinyali demodüle edilerek tekrar elde edilir. Kablosuz haberleşme sisteminde, haberleşme bağlantılarının en önemli kısmını antenler oluşturmaktadır. Bu nedenle kablosuz haberleşmenin hemen hemen her alanında kullanılan mikroşerit antenler büyük önem kazanmıştır.

Mikroşerit anten yapısı ilk olarak Deschamps tarafından 1953 yılında düşünülmüştür . 1955 yılında Fransa’ da Gutton ve Baissinot tarafından patenti alınan mikroşerit antenler, ancak 20 yıl sonra kolaylıkla uygulanabilir şekilde imal edilebilecek duruma gelmişlerdir. 1970’ li yıllar süresince dielektrik taban malzemesindeki, üretim yöntemlerindeki ve kuramsal modellerdeki gelişmeler mikroşerit antenlere olan alakayı arttırmıştır. İlk pratik mikroşerit anten üretimi Howell ve Munson tarafından yapılmıştır. Bu antenlerden sonra mikroşerit antenlerin üretiminin basit ve maliyetinin düşük olması, küçük olmaları ve ikili frekans özelliklerine sahip olmaları gibi üstünlüklere sahip olduğunun görülmesiyle mikroşerit antenlerin tasarımlarının geliştirilmesi için bir çok araştırma yazısı yazılmıştır. Günümüzde güncelliğini koruyan ve kullanılan birçok araştırma Bahl, Bhartia, James, Hall ve Wood tarafından yazılmış çalışmalardır. Yapılan birçok araştırma sonucu, araştırmalar arasında farklılıklar ve standart dışına çıkmalar olduğu gözlemlenmiş, bundan dolayı 1979 yılında mikroşerit antenlerin malzemesi, teorilerini konuşmak ve tartışmak maksadıyla New Mexico State Üniversitesinde uluslararası bir toplantı yapılmıştır. Bu aşamaların ardından 1970’li yıllardan sonra mikroşerit anten kullanımı artmıştır. Mikroşerit antenlerin tasarımı ve fabrikasyon işlemlerinin temeli 1980’li yıllarda atılmıştır. Mikroşerit antenler günümüzde kolay üretilebildikleri, küçük yapıda olmaları ve yapılarının yüksek frekansı desteklemesi gibi özelliklerinden dolayı sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (Hall 1989).

Mikroşerit antenlerin kullanım alanları oldukça yaygındır. Uçaklar, uzay araçları, radarlar, uydu haberleşmeleri, askeri uygulamalar ve biyoteleometri uygulamaları gibi birçok dalda kullanım alanı bulmaktadırlar. Ancak mikroşerit anten kullanımı giriş empedans uyumsuzlukları ve dar band genişliği gibi bazı sınırlamalar getirmektedir. Bu durum uygulama çeşitliliğini azaltmaktadır. Bunların üstesinden gelebilmek için beslemenin yeri , besleme tipi, besleme hattının genişliği ,uzunluğu ve diğer özellikleri en iyi şekilde seçilebilir. Böylelikle daha verimli uygulamalar için mikroşerit antenlerin kullanılması kaçınılmaz olur.

Teknolojinin gelişmesiyle, tasarımı yapılan bir ürünün üretimi yapılmadan önce çeşitli simülasyon programlarıyla bilgisayar ortamında da elde edilerek daha doğru sonuçlar bulmaya çalışılmakta ve böylece tasarım üretilmeden önce ne gibi durumlarla karşılaşılacağı üzerine fikir edinilebilmekte ve en iyi sonuç üretim aşamasında elde edilebilmektedir . Elde edilen simülasyon sonuçları teorik sonuçlarla karşılaştırılarak, ayrıca deneysel veriler de hesaba katılarak, iyileştirmelere gidilebilmektedir.

Bu tez çalışmasında, biyoteleometri sistemleri için özgün bir mikroşerit antenin tasarımı, üretimi ve geri-dönüş kaybı ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Anten konfigürasyonu tümleyen yarık halka (TYH) elemanlarından oluşan bir rezonatöre sahiptir. Anten konfigürasyonu yapılırken yüksekliği 0.635 mm ,dielektrik sabiti 10.2, kayıp tanjantı 0.0035 olan Rogers 3010 malzemesi kullanılmıştır. Ayrıca tasarımda, yüzey devrilmiş-F antenlerde (YDFA) olduğu gibi ışımanın gerçekleşeceği iletken yama elemanları ile toprak arasında optimal konumda bir kısa devre pini kullanılmıştır. Bilindiği gibi optimal konumda kısa devre pin kullanılarak üretilen YDFA tasarımlarında, antenin elektriksel boyutu yaklaşık iki katına çıkmaktayken gerçek

boyutu değişmemektedir. Böylece rezonans frekansı daha aşağı değerlere kaymaktadır. Söz konusu iki yöntemin aynı tasarımda ele alınmasıyla minyatür boyutlu, çift-bant bir implant anten performansı sağlanmıştır. Antenin beslemesi düşey prob besleme tekniği ile gerçekleştirilmiş ve besleme noktasının konumu optimizasyonla (deneme-yanılma) belirlenmiştir. Metal yapıların vücut içerisindeki dokular ve sıvılar ile temasını önlemek için de anten yapısının üzeri ekstra bir yalıtkan tavan malzemesi (superstrate) ile örtülmüştür. Bu durum, hem antenin biyo-uyumlu olmasını hem de tasarımın daha küçük boyutlu olmasını sağlamıştır.

Sunulan antenin tam dalga analizi zaman domeninde sonlu integral tekniğinden faydalanan CST Microwave Studio programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Simülasyon sırasında anten insan deri dokusu modeli içerisinde ve fare deri dokusu modeli içerisinde yerleştirilmiştir. Her iki deri dokusunda da MICS (402-405 MHz) ve ISM (2.4-2.48 GHz) bantlarında çift bant performans sergilemiştir. Daha sonra sonlu eleman yöntemini temel alan Ansoft-HFSS programı kullanılarak simülasyon sonuçları karşılaştırılmıştır.

Antenin geri-dönüş kaybı ölçümleri için MICS ve ISM bantlarında vücut deri dokusu özelliği gösteren iki ayrı sıvı fantom oluşturulmuştur. İlgili fantomların elde edilmesi için, literatürden alınan iletkenlik/dielektik özellikleri bakımından vücut deri dokusuna en yakın karakteristik özellik gösterdiği bilinen malzemeler kullanılmıştır. Daha sonra prototip anten fantomlar içerisinde yerleştirilerek, antenin geri-dönüş kaybı ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

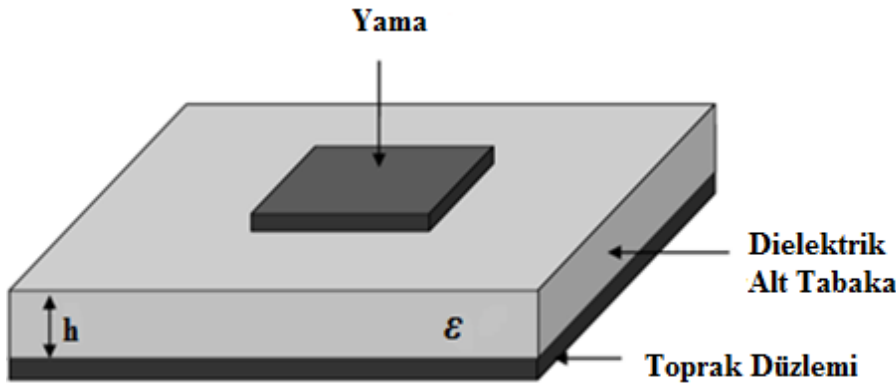
Son olarak antenin gerçek vücut dokusu içerisindeki performansını gözlemlemek için anten farenin deri dokusu altına yerleştirilmiş antenin geri-dönüş kaybı ölçümleri gerçekleştirilmiş ve simülatörler aracılığıyla elde edilen sayısal karakteristiklerle karşılaştırılmıştır.

2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

Hastaların hareketlerini sınırlamadan radyo sinyalleri ile istenilen parametrelerin bir merkezde toplanması ve değerlendirilmesi amacıyla geliştirilen biyotelemetri sistemlerinin önemi her geçen gün daha fazla artmaktadır. Biyotelemetri sistemleri sayesinde mikrodalga görüntüleme, kalp ritim bozuklukları, nabız düzeni, vücut ısısı, solunum hızı, kan şekeri, kandaki oksijen miktarı gibi bulgulara ulaşılabilmekte, kanser teşhis ve tedavisi yapılabilmektedir. Bu sistemleri oluşturan önemli etmenlerden birisi de, hastanın biyolojik sinyallerini dışarıdaki cihazlara kablosuz bir şekilde iletimini sağlayan antenlerdir. Antenlerin herşeyden önce vücut içine biyoimplant sistemin bir parçası olarak yerleştirilecek olması, antenin tasarlandığı malzemenin biyouyumlu olmasına ek olarak; antenin fiziksel boyutunun küçük olup oldukça küçük bir hacim kaplaması, esnek bir yapıda ve düşük çıkış gücüne sahip olması istenen özelliklerdir (Skrivervik 2013). Biyoalgılayıcılarla toplanan verilerin anten tarafından aktarılması esnasında meydana gelen ısımanın vücut içi bölgelerde oluşturacağı sıcaklık artış değerlerinin belirli seviyelerde kalması çok önemli bir tasarım ölçütüdür. Bütün bu tasarım özelliklerini karşılayacak implant antenler, mikroşerit antenlerden istifade edilmesiyle gerçekleştirilebilmektedir.

2.1. Mikroşerit Antenler

Mikroşerit antenler özellikle boyut ve ağırlık gibi fiziksel sınırlamaların olduğu sistemlerde genel olarak kullanılmaktadır. Mikroşerit antenler, dielektrik (yalıtkan) taban malzemesi üzerine yerleştirilen iletken ışınım elemanlarından (yama) ve antenin toprak düzlemini oluşturan metal tabakadan oluşmaktadır. İki boyutlu fiziksel geometrisinden dolayı oldukça ucuza mal edilebilir ve tasarlanabilir.



Şekil 2.1. Mikroşerit anten geometrisi

Mikroşerit antenlerde kullanılan alt tabakasının dielektrik sabiti (ϵ_r) ve kalınlığı (h) tipik olarak $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$, $0.003 \leq h \leq 0.05$ arasında değerler alırken, metalik

elemanların kalınlığı 50–200 mm aralığında değerler almaktadır. Alt tabanın dielektrik sabitinin düşük olması ($\epsilon_r < 2.5$), kenar alanlar etkisini artırarak antenin ışıma performansını iyileştirmesine rağmen dielektrik sabitinin küçük olması durumunda, aynı frekans cevabının elde edilmesi için daha büyük ışıma elemanının kullanılması gerekeceğinden, antenin fiziki boyutları da büyümektedir (Garg vd 2001). Alt tabakanın dielektrik değerinin küçük kalınlığının büyük olması, antende ideal ışımayı sağlamasının yanında frekans bant genişliğini de artırmaktadır (Balanis 2005, Pozar 1992). Fakat dielektrik alt tabakanın malzemesinin kalınlığının artırılması, yüzey dalgalarının oluşumuna neden olarak antenin veriminin düşmesine ve antenin ışıma örüntüsünün bozulmasına sebep olabilmektedir.

Mikroşerit antenler diğer antenler ile karşılaştırıldığında çeşitli avantajlara ve dezavantajlara sahiptir.

Temel avantajları;

- Küçük hacimli ve hafif olmaları
- Üretim maliyetinin düşük olması
- Doğrusal ya da dairesel kutuplanma elde edilebilmesi
- Çoklu bant karakteristiği elde edilebilmesi
- Cihazlara kolayca entegre edilebilmesi

Temel dezavantajları;

- Dar bant genişliğine sahip olmaları.
- Düşük kazanç ve düşük verime sahip olmaları.
- Alt tabakanın toprak düzlemi olmasından dolayı sadece üst yarı düzlemde ışıma yapmaları
- Kazançlarının (~6 dB) düşük olması, yüzey dalga uyarımının bulunması ve yüksek çapraz-polarizasyon seviyesine sahip olması

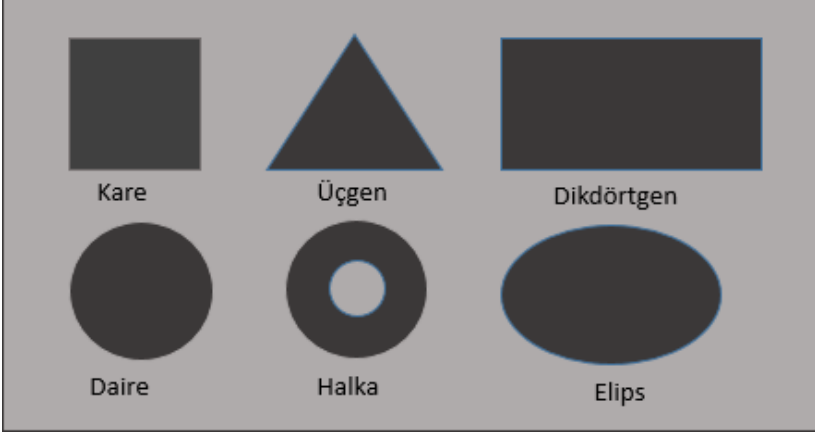
Bir çok anten tasarım için, mikroşerit antenlerin avantajları, dezavantajlarına göre daha fazladır.

2.1.1 Mikroşerit anten çeşitleri

Mikroşerit antenlerin üretimlerinin kolay olması, anten çeşitliliğinin yüksek olmasına olanak sağlamaktadır. Mikroşerit anten tasarımlarının çok çeşitli şekillere sahip olması, antenlerin ortak özelliklerine göre sınıflandırılmasını gerektirmektedir. Mikroşerit antenler, mikroşerit yama antenler, mikroşerit dipol antenler, mikroşerit boşluk antenler , mikroşerit yürüyen dalga antenler, mikroşerit monopol antenler ve bu tez çalışmasında kullandığımız özel mikroşerit anten tasarımları olan halka (SR) antenler olmak üzere aşağıda incelenmektedir.

2.1.1.1 Mikroşerit yama antenler

Mikroşerit yama anten; bir toprak düzlemi üzerinde aynı taban alanına sahip bir yalıtkandan ve onun üzerinde herhangi bir geometriye sahip düzlemsel iletken bir yamadan meydana gelen dar bantlı, geniş ışınma antenidir.



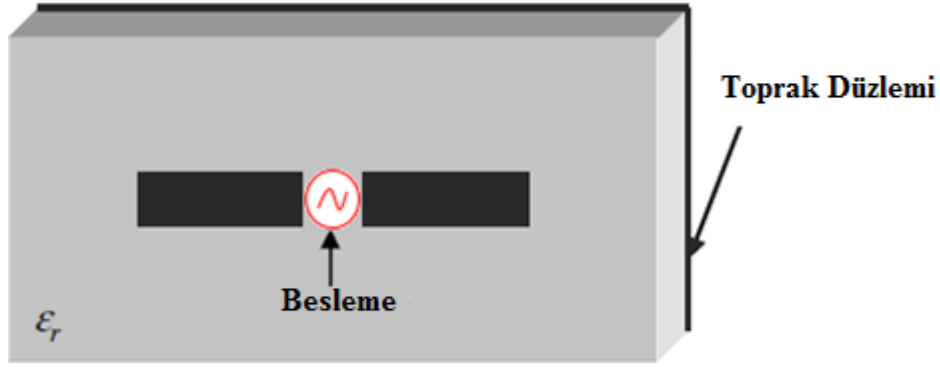
Şekil 2.2. Mikroşerit yama anten şekilleri

Literatürde sıklıkla karşılaşılan ve yaygın olarak gerçekleştirilen mikroşerit yama anten tipleri; kare, dikdörtgen, daire ve eliptiktir. Bununla birlikte herhangi bir şekilde tasarım yapılması da mümkündür. Şekil 2.2’de farklı tipteki mikroşerit yama anten şekilleri gösterilmektedir.

Mikroşerit yama antenlerde ışınma yüzeyindeki iletken yamanın geometrik yapıları farklı olsa da ışınma karakteristikleri benzerdir. Genel olarak kazanç değerleri 5–6 dB seviyelerinde olup, yarım güç huzme genişlikleri 70-90 derece arasındadır.

2.1.1.2 Mikroşerit dipol antenler

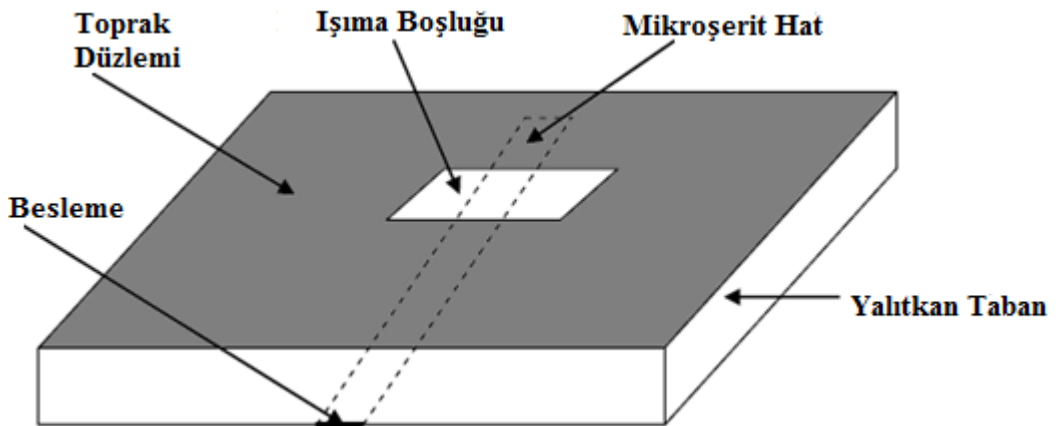
Mikroşerit dipol antenler, her ne kadar dikdörtgen mikroşerit yama antenlere benzeselerde kenarlarının oranları nedeniyle dikdörtgen mikroşerit yama antenlerden farklıdır. Mikroşerit dipol antenlerin genişliği, dalga boyunun 0.05 katından daha az olarak alınmaktadır. Mikroşerit dipol anten ile yama antenlerin akım dağılımlarının benzer olması nedeniyle ışınma grafikleri benzerlik göstermektedir. Dipol antenler, küçük boyutları ve doğrusal polarizasyona sahip olmaları sebebiyle kullanılırlar. Mikroşerit dipol anten konfigürasyonu Şekil 2.3’te verilmiştir.



Şekil 2.3. Mikroşerit dipol anten

2.1.1.3 Mikroşerit boşluk antenler

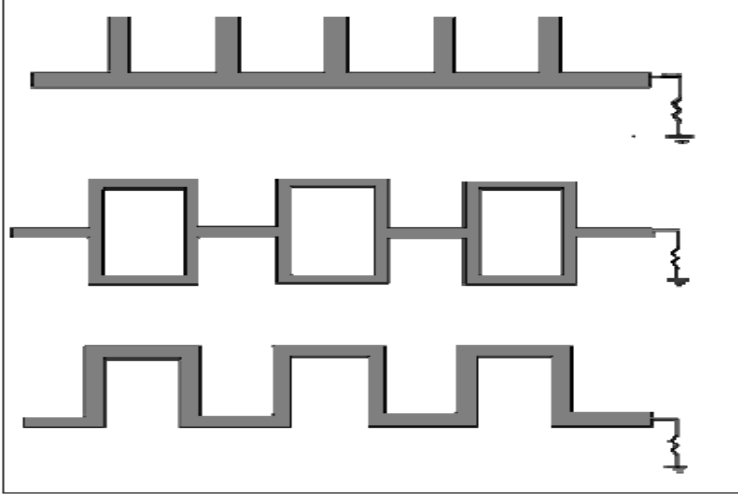
Mikroşerit boşluk antenler, alt taban üzerine yerleştirilen, ışımaya yapan yama üzerinde boşluklar açılması ile elde edilen antenlerdir. Işıma boşluğu dikdörtgen, dairesel, dairesel halka şekillerinde ya da daha farklı şekillerde tasarlanabilmektedir. Mikroşerit boşluk antenlerde besleme genellikle mikroşerit hat veya eş düzlemlilik dalgası kılavuzu ile yapılmaktadır. Çapraz-polarizasyon seviyeleri diğer mikroşerit antenlerle karşılaştırıldığında oldukça düşüktür. Bu tür antenlerde ışımaya çift yönlü şekilde boşluğun her iki yanından oluşmaktadır. Buna ek olarak tek yönlü ışımaya elde edilmek istenirse, yarığın bir tarafında iletken yansıtıcı kullanılabilir. Mikroşerit anten tasarımında çok az toleranslarla istenen polarizasyona göre ışımaya yapan antenlerin tasarlanmasını parça ve şerit yapısının birarada kullanımı sağlamıştır. En yaygın kullanılan mikroşerit boşluk antenler; halka, dikdörtgen ve uca doğru incelen mikroşerit boşluk antenlerdir. Şekil 2.4'te mikroşerit boşluk anten tasarımı gösterilmektedir.



Şekil 2.4. Mikroşerit boşluk anten

2.1.1.4 Mikroşerit yürüyen dalga antenler

Mikroşerit yürüyen dalga antenler, uzun bir mikroşerit hattan meydana gelmiş, zincir şeklinde sıralanmış, zincirin bir tarafı direnç ile sonlandırılmış olan antenlerdir.



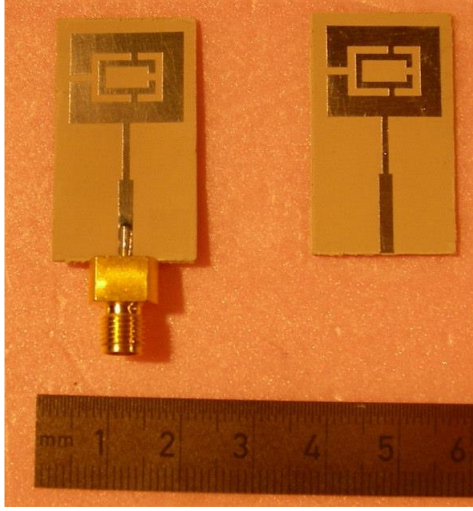
Şekil 2.5. Mikroşerit yürüyen dalga antenler

Antenin bir tarafının dirençle sonlandırılmasının sebebi duran dalga oluşumunu engellemek içindir. Şekil 2.5'te değişik şekillerdeki yürüyen dalga mikroşerit anten örnekleri gösterilmiştir.

2.1.1.5 Mikroşerit yarık halka antenler

Kablosuz haberleşme sisteminde kullanılan cihazların boyutlarının teknoloji ilerledikçe küçülmesi cihazlara adapte edilebilecek anten boyutlarında küçülmesini gerektirmektedir. Bu nedenle halka antenlerin (Split-Ring: SR) çalışma frekansına göre boyutların küçük olması kablosuz haberleşme sistemlerinde tercih edilmelerine neden olmaktadır. Mikroşerit yama antenlerde yama boyutu yarım dalga boyu kadarken halka yama kullanılarak oluşturulan mikroşerit halka antenlerde yama boyutları çeyrek dalga boyu değerine kadar düşebilmektedir. Bu nedenle biyotelemetri sistemleri gibi küçük boyutlu anten tasarımı gerektiren çalışmalarda mikroşerit halka antenler kullanılmaktadır.

Metamateryel malzemelerin yapı taşı özelliğine sahip yarık halka elemanları, rezonansa geldikleri frekanstaki boyutlarının dalga boyuna göre oldukça küçük olması sayesinde minyatür boyutlu farklı anten tasarımlarında kullanılabilirler. Şekil 2.6'da Dr.Başarının yapmış olduğu mikroşerit halka anten gösterilmiştir



Şekil 2.6. Mikroşerit yarık halka anten (Başaran, 2008)

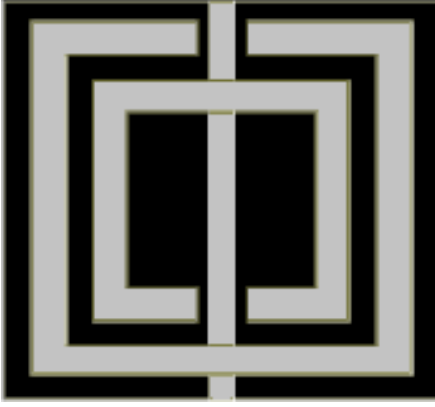
Halka antenlerin avantajları; μ -negatif davranış göstermeleri, geniş bant genişliği sunmaları, kazançlarının ve veriminin yüksek olması, çalışılan frekansa göre boyutlarının daha düşük olması şeklinde sıralanabilir.

Bu tez çalışmasında elektriksel olarak küçük olan anten tasarımı gerçekleştirme amacıyla kendi dalga boylarından daha küçük rezonans karakteristiğine sahip yarık-halka (Split-Ring: SR) elemanları kullanılmıştır. Halka antenlerin bir araya getirilmesiyle metametaryal malzemeler oluşmaktadır. Aşağıda metametaryal malzemeler hakkında bilgi verilmiştir.

Metametaryal malzemeler

Elektromanyetik dalga yayılımını etkileyen ön önemli parametreler cismin dielektrik sabiti ϵ ve manyetik geçirgenlik μ değerleridir. Bu parametrelerin farklı elektromanyetik özellikler kattığı metametaryel malzemeler doğada hazır olarak bulunmayan, homojen olmayan, periyodik yapılardır.

Metametaryal malzemeler Ayrık Halkalı Rezonatör (Split Ring (SR)) olarak bilinen yapıların bir araya getirilmesiyle efektif olarak negatif dielektrik sabiti ve negatif manyetik geçirgenliğe sahip ortamların oluşturacağı elektromanyetik etkinin yaratıldığı yapılardır. Şekil 2.7'de görüldüğü gibi metametaryal birim yapısı, iki adet yarık halka, bu yarık halkaları birbirine bağlayan üç adet yoldan (SR) ve tel şeritten oluşmaktadır. Metametaryal malzemeler için tel şerit negatif efektif dielektrik sabitini sağlarken SR yapı negatif efektif manyetik geçirgenliğini sağlar. Elektrik alan SR'lara paralel, manyetik alan SRR'lara dik olmalıdır.



Şekil 2.7. SRR ve tel şeritten oluşan metameteryal birim yapısı

2.1.1.6 Mikroşerit monopol antenler

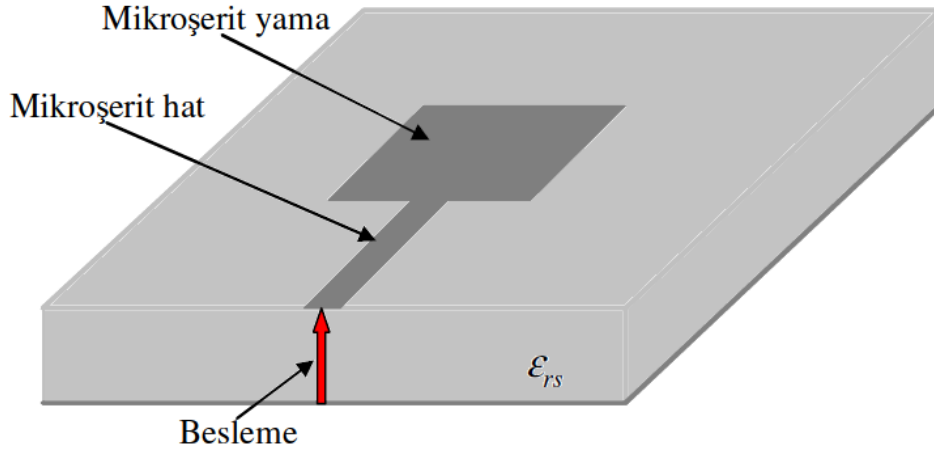
Mikroşerit monopol antenler, uygun ışımaya paternine sahip olmaları ve geniş bant aralığında ışımaya yapabilmeleri nedeniyle kablosuz haberleşme uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Mikroşerit monopol antenler taban malzemesinin üst yüzeyinde iletken yama ve yamaya direkt bağlı olan mikroşerit besleme hattından oluşmaktadır. Monopol antenlerin toprak düzleminin yalnızca mikroşerit besleme hattı boyunca olan bölümünün metal ile kaplı olması, onu mikroşerit yama antenlerden ayıran en temel özelliktir. Bu yapı mikroşerit monopol antenlerin her iki yüzeyde de ışımaya yapmasını sağlamaktadır. Bunun yanında toprak düzleminin büyük olması empedans bant genişliğini bir miktar etkilerken rezonans frekansını düşürmektedir.

2.1.2 Mikroşerit Anten Besleme Yöntemleri

Mikroşerit antenleri beslemek için kullanılan birçok besleme yöntemi vardır. En çok kullanılan dört tanesi mikroşerit hat, koaksiyel prob, açıklık bağlaşım ve yakınlık bağlaşımli beslemedir.

2.1.2.1 Mikroşerit hat besleme

İletken bir şerit olan mikroşerit besleme hattı yamayla karşılaştırıldığında genelde daha küçük ene sahiptir. Mikroşerit hat beslemenin üretimi basit, içe doğru konumunun kontrolüyle uyumlanması zahmetsiz ve modellenmesi oldukça basittir. Fakat alt malzemesinin kalınlığı arttırıldığında beslemenin parazit ışımaları ve bant genişliğini sınırlayan yüzey dalgaları artar. Mikroşerit hat beslemeli anten konfigürasyonu Şekil 2.8'de görülmektedir.



Şekil 2.8. Mikroşerit hat besleme

2.1.2.2 Koaksiyel prob besleme

Koaksiyel Prob Beslemenin kullanımı oldukça yaygındır. Koaksiyelin iç iletkeni yamaya bağlanırken dış iletkeni toprak düzleme eklenir. Üretimi ve uyumlanması basit olan koaksiyel prob beslemenin parazit ışıması da düşüktür. Bu avantajlarının yanında dar bant genişliğine sahip olma ve kalın tabanlar için modellenmesinin zor olması gibi dezavantajları vardır.

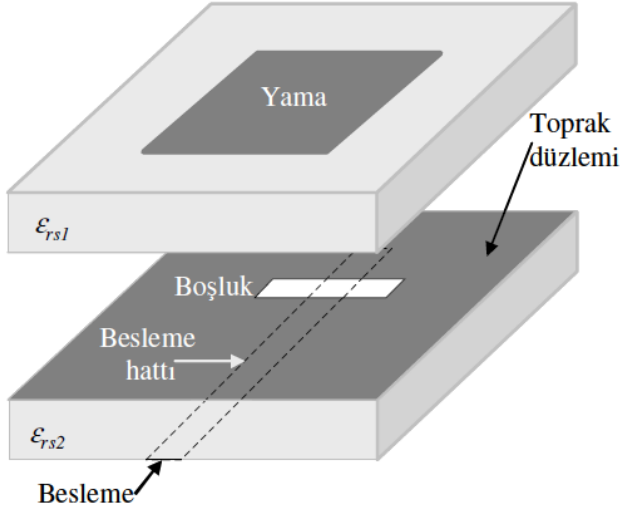


Şekil 2.9. Koaksiyel prob besleme

Hem mikroşerit hat besleme hem de koaksiyel prob doğal olarak asimetriye sahiptir. Bu da çapraz kutuplanma ışımasına sebep olan yüksek dereceli modlar üretmesine sebep olur. Bu problemlerin üstesinden gelebilmek için temazsız açıklık bağlaşımı tipi beslemeler ortaya çıkmıştır.

2.1.2.3 Açıklık bağlaşımli besleme

Açıklık bağlaşım, Şekil 2.10'da görüldüğü üzere toprak düzlemle ayrılmış alt taban ve üst tabandan oluşur. Genel olarak alt tabanda dielektrik sabiti yüksek malzeme ve üst taban için de dielektrik sabiti düşük kalın malzeme kullanılır.



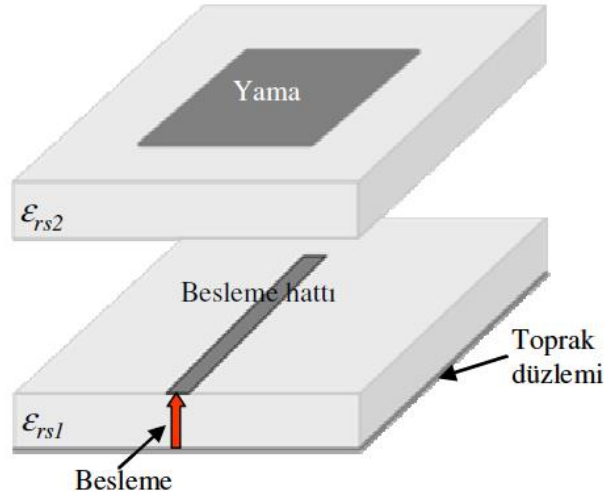
Şekil 2.10. Açıklık bağlaşımlı besleme

Alt taban malzemesinin alt tarafında mikroserit hat beslemesi vardır. Mikroserit hat toprak düzlem üzerindeki bir yarık boyunca yamaya enerjisini verir. Bu yerleştirme ışına elemanının ve besleme mekanizmasının bağımsız olarak optimize edilmesine izin verir. Tabanlar arasındaki toprak düzlemi kutuplanma saflığını, parazit ışımının örüntü şekline etkisini minimize eder ve ışına elemanından beslemeyi de ayırır. Bu yöntele yapılan bir tasarımda, tasarımı en iyi hale getirmek için besleme hattı genişliği, taban elektrik parametreleri, yarık konumu ve boyutu gibi parametreler kullanılabilir.

Açıklık bağlaşımlı beslemenin modellenmesi diğer besleme türlerine göre biraz daha basit ve parazit ışınması kabul edilebilirken, dört besleme içinde üretimi en zor olanıdır ve bant genişliği düşüktür.

2.1.2.4 Yakınlık bağlaşımlı besleme

Yakınlık bağlaşımlı beslemede, besleme hattının arasında kaldığı iki farklı taban malzemesi kullanılmaktadır. Şekil 2.11’de görüldüğü gibi en üst yüzeyde ışına elemanı en alt yüzeyde ise toprak düzlemi bulunmaktadır. Mikroserit yamanın üzerinde bulunduğu taban malzemesi kalın kullanılarak bant genişliği artırılabilir. Ayrıca empedans uygunlaştırılması besleme hattının uzunluğu ve mikroserit yamanın genişlik-uzunluk oranlarının ayarlanmasıyla yapılabilmektedir. Diğer besleme yöntemlerinin asimetric yapılarından dolayı oluşan çapraz polarizasyon ve besleme merkezli parazitik ışınlar yakınlık bağlaşımlı besleme tekniği ile giderilebilmektedir. İki dielektrik katmanın aynı hizada üretilebilme zorluğu bu besleme tekniğinin en önemli dezavantajıdır.



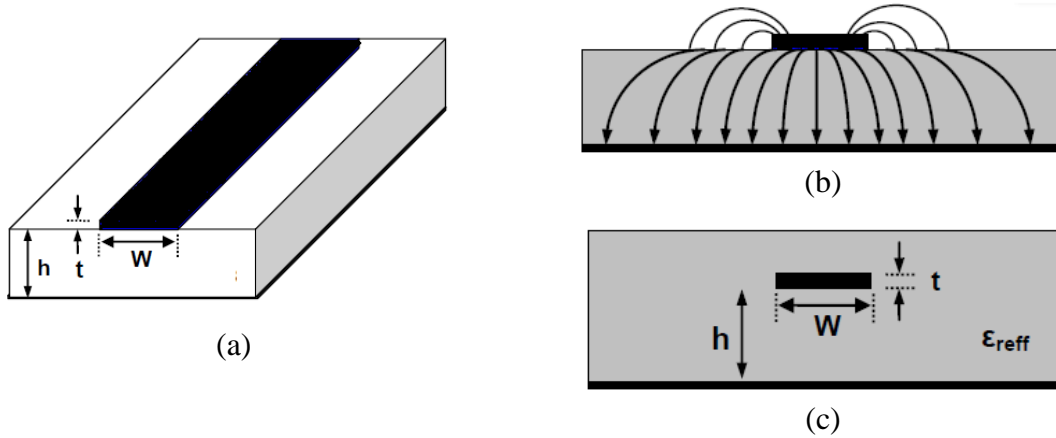
Şekil 2.11. Yakınlık bağlaşımlı besleme

2.1.3 Mikroşerit Anten Analiz Metotları

Mikroşerit antenleri analiz etmek için pek çok metot vardır. Bunlardan en popüler üç tanesi; iletim hattı modeli boşluk modeli ve tam dalga modelidir. Bu metotları kıyaslayacak olursak; iletim hattı modeli boşluk modeline göre daha basitken, boşluk modelinin kesinliği daha iyidir. Ancak bu metotlar düzgün geometriye sahip yapıları modellemek için kullanılırlar ayrıca yaklaşık çözüm üretmektedirler. Tam dalga modelinde ise her türlü geometrik yapı tanımlanabilmekte ve yaklaşık değil nümerik yöntemlerle %100 çözüm üretilebilmektedir.

2.1.3.1 İletim hattı modeli

Yukarıda da bahsedildiği gibi iletim hattı modeli basit bir metottur ve bir miktar fiziksel bakış açısı sunar. Ancak düşük doğrulukta sonuç verir ve çeşitlilikten yoksundur. Bu metotta mikroşerit anten, L uzunluğunda Z_c düşük empedanslı iletim hattı tarafından iki yarıklı olacak şekilde ayrılmış olarak gösterilir.



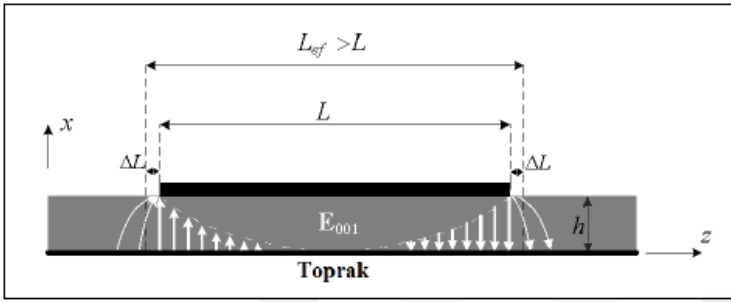
Şekil 2.12. Saçak etkileri

Antenin iki kenarında iletim hattı sonlandığı için saçaklar oluşmaktadır. Dolayısıyla ışınım bu noktalardan olmaktadır. Şekil 2.12(a)'da gösterilen mikroşerit hat için elektrik alan çizgileri Şekil 2.12(b)'de gösterilmiştir. Antendeki elektrik alan çizgilerinin çoğu dielektrik alt tabaka içerisinde oluşurken bazıları dielektrik alt tabakadan havaya çıkmaktadır. Bu durumdan dolayı dielektrik sabitinden farklı olarak bir etkin dielektrik sabiti ϵ_{reff} tanımlanır. Şekil 2.12(c)'deki etkin dielektrik sabiti, alt tabakanın dielektrik sabitinden daha küçük bir değerdedir.

$$\epsilon_{reff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[1 + 12 \frac{h}{W} \right]^{-1/2} \quad (2.1)$$

ile ifade edilir. Burada ϵ_r dielektrik sabiti, h dielektrik alt tabakanın yüksekliğini ve W yamanın genişliğini göstermektedir.

Mikroşerit anten yaması saçaklanma etkisinden dolayı elektriksel olarak tasarımın gerçek boyutlarından daha büyük gözükür. Temel x-y düzlemi için bu durum Şekil 2.13'te gösterilmektedir.



Şekil 2.13. Mikroşerit Yamanın Fiziksel ve Etkin Uzunlukları

Kenarlardaki saçakların etkisiyle fiziksel boyu L olan yamanın ΔL boyunda uzamasıyla etkin uzunluk olarak adlandırılan bir parametre ortaya çıkar. Etkin uzunluk $L_{ef} = L + 2\Delta L$ olup ΔL ifadesi aşağıda verilmiştir (Milligan 2005).

$$\frac{\Delta L}{h} = 0.412 \frac{\epsilon_{reff} + 0.3 \left(\frac{W}{h} + 0.264 \right)}{\epsilon_{reff} - 0.258 \left(\frac{W}{h} + 0.8 \right)} \quad (2.2)$$

ile ifade edilir.

Etkin anten uzunluğuna göre, iyi ışınım verimliliklerini verecek ideal bir genişlik denklem (2.3)'de verilmektedir.

$$W = \frac{1}{2f_r \sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} = \frac{c}{2f_r} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (2.3)$$

2.1.3.2 Boşluk modeli

İletim hattı modelinde, x ve y doğrultusundaki alan dağılımının her yerde aynı olduğu varsayımına dayanan, sadece z doğrultusu boyunca ilerleyen TM^{00n} modları dikkate alınır. Ancak mikroşerit yama, yüksek dereceli diğer modlar tarafından da etkilenmektedir. Bu yüzden yüksek dereceli modları modelleyebilen boşluk modeli geliştirilmiştir (Lo vd 1979). Boşluk modelinde yama ve toprak düzlemi arasındaki boşluk, açık devre benzetimi yapmak için yanlarda manyetik duvarlar ve altta ve üstte elektrik duvarlarla sınırlandırılmıştır.



Şekil 2.14. Boşluk Modeli

Antenin yanlarında manyetik akımlar dolaşmaktadır. Boşluğun içinde ise alan sıfırdır. Boşluk modeli boşluğun kenarlarını çevreleyen eşdeğer manyetik akımın, uzak alan ışınımının hesaplanmasında kullanılabilir. Manyetik duvar için aşağıdaki koşullar sağlanmalıdır.

$$\hat{n} \times H = 0, \hat{n} \cdot E = 0 \quad (2.4)$$

Dolayısıyla manyetik alanın tümüyle yüzeye normal ve elektrik alanın sadece yüzeye teğetsel bileşeni mevcuttur. Eğer mikroşerit anten sadece boşluk olarak değerlendirirsek, manyetik duvarlarla çevrili bir boşluğun ışınım yapması beklenemez. Bundan dolayı ışınım olabilmesi için etkin kayıp tanjantı δ_{eff} tanımlanarak kayıp hesaba katılır. Boşluğun anten olarak davranabilmesi için, etkin kayıp tanjantı boşluğun kayıp mekanizmasını temsil etmeye uygun bir şekilde seçilir. Bu durumda anten kalite faktörünün tersi etkin kayıp tanjantı ($\delta_{eff} = 1/Q$) olarak alınır.

TM^x modlarını ifade edebilmek için $A = A_x \hat{x}$ skaler fonksiyonu kullanılabilir. Kaynaksız homojen ortamlarda, vektör potansiyeli A_x , aşağıdaki dalga denklemini sağlar.

$$\nabla^2 A_x + k^2 A_x = 0 \quad (2.5)$$

Dikdörtgenel boşluk gibi düzenli şekiller için dalga denkleminin çözümü genellikle değişkenlerin ayrımı yöntemi kullanılarak gösterilebilir. x, y, z yönlerindeki dalga sayıları sırasıyla k_x , k_y ve k_z 'dir. Bunlar sınır koşullarına göre belirlenecektir.

$$A_x = [A_1 \cos(k_x x) + B_1 \sin(k_x x)][A_2 \cos(k_y y) + B_2 \sin(k_y y)] [A_3 \cos(k_z z) + B_3 \sin(k_z z)] \quad (2.6)$$

Boşluk içindeki elektrik alan ve manyetik alanın A_x ile ilişkisi aşağıdaki denklemlerde verilmiştir.

$$\begin{aligned} E_x &= -j \frac{1}{\omega \mu \epsilon} \left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} + k^2 \right) A_x & H_x &= 0 \\ E_y &= -j \frac{1}{\omega \mu \epsilon} \frac{\partial^2 A_x}{\partial x \partial y} & H_y &= \frac{1}{\mu} \frac{\partial A_x}{\partial z} \\ E_z &= -j \frac{1}{\omega \mu \epsilon} \frac{\partial^2 A_x}{\partial x \partial z} & H_z &= -\frac{1}{\mu} \frac{\partial A_x}{\partial y} \end{aligned} \quad (2.7)$$

2.1.3.2 Tam Dalga modeli

Tam dalga modelinde değişik tipte besleme teknikleri, katmanlı yapılar ve anizotropik malzemeler tanımlanabilmekte ve denklem yoğunluğunun fazla olması kullanılacak sayısal tekniklerin önemini artırmaktadır. Tam dalga yönteminde kullanılacak başlıca yöntemler diferansiyel denklem ve integral denklem temelli olmak üzere iki grupta ele alınmaktadır. FEM(Sonlu Elemanlar Yöntemi) ve FDTD(Zaman Düzleminde Sonlu Farklar Yöntemi) diferansiyel denklem temelli metotlar, MOM(Moment Metodu) ise integral denklem temelli sayısal yöntemdir.

Bu tez çalışmasında sonlu integral metodunu temel alan CST ve sonlu eleman yöntemini temel alan HFSS simülatörleri kullanılmıştır.

2.1.4 Mikroşerit Anten Parametreleri

Antenlerin performansını etkileyen en önemli parametreler kalite faktörü, bant genişliği, S parametreleri, verimlilik ve giriş empedansıdır. Bu parametrelerin hepsi birbirleriyle ilişkilidir.

2.1.4.1 Kalite faktörü

Kalite faktörü Q, anten kayıplarını temsil eden bir ölçüttür. Bu kayıplar genellikle iletkenlik, ışınım, dielektrik ve yüzey dalga kayıplarıdır. Bütün bu kayıplar Q_t kalite faktörünü etkiler ve;

$$\frac{1}{Q_t} = \frac{1}{Q_{rad}} + \frac{1}{Q_c} + \frac{1}{Q_d} + \frac{1}{Q_{sw}} \quad (2.8)$$

olarak yazılır (Carver ve Mink, 1981).

Burada;

Q_t = Toplam Kalite Faktörü

Q_{rad} = Işıma Kayıpları Kalite Faktörü

Q_c = İletkenlik Kayıpları Kalite Faktörü

Q_d = Dielektrik Kayıpları Kalite Faktörü

Q_{sw} = Yüzey Dalga Kayıpları Kalite Faktörü

Kalın taban malzemeleri için dikkate alınan bu kayıplar, yüzey dalgaları nedeniyle olan kayıpların çok küçük olmasından dolayı çok ince taban malzemeleri için dikkate alınmayabilir. Bu kayıpları ortadan kaldırmak için boşluklar kullanılabilir.

Çok ince taban malzemeleri için farklı kayıpların kalite faktörünü gösteren formüller;

$$Q_{rad} = \frac{2w\varepsilon_r}{hG_t/l} K \quad (2.9)$$

$$Q_c = h\sqrt{\pi f \mu \sigma} \quad (2.10)$$

$$Q_d = \frac{1}{\tan\delta} \quad (2.11)$$

şeklinde açıklanabilir (Carver ve Mink, 1981). σ toprak düzlem ve yamala ilişkili iletkenin iletkenliği, $\tan\delta$ taban malzemenin kayıp tanjantı, G_t/l ışılan açıklığın uzunluk başına toplam iletkenliği ve

$$K = \frac{\iint_{alan} |E|^2 dA}{\oint_{çevre} |E|^2 dl} \quad (2.12)$$

şeklindedir.

Q_{rad} çok ince taban malzemeleri için genellikle etkili faktördür ve taban malzemenin yüksekliği ile ters orantılıdır.

2.1.4.2 Bant genişliği

Bir antene ait bant genişliği, antenin S parametresinin frekansa göre değişimini veren grafik yorumlanarak belirlenir. S parametreleri için -10dB değeri esas alınarak hesaplanır. S-parametrelerinin -10dB değerine düştüğü andaki frekans değeri, minimum frekans değeri (f_{\min}) olarak; -10dB değerinin üstüne çıktığı frekans değeri ise maximum frekans değeri (f_{\max}) olarak tanımlanır.

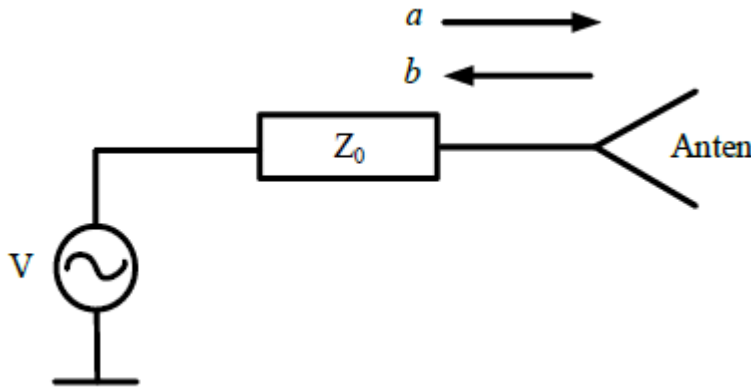
$$BW = f_{\max} - f_{\min} \quad (2.13)$$

$$BW(\%) = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\text{merkez}}} \times 100 \quad (2.14)$$

Eşitlik (3.6)'da gösterildiği gibi maximum ve minimum frekans değerleri arasındaki fark bant genişliği (BW) olarak tanımlanmaktadır (Balanis, 2007). Eşitlik (3.7)'de verilen ifade ise yüzdelik bant genişliği ifadesidir. Genellikle yüzdelik bant genişliği %20'nin üzerinde olan antenler geniş bant olarak tanımlanır.

2.1.4.3 S parametreleri

Işıma performansını ve empedans uyumunu gösteren önemli anten parametreleri S-parametreleri olarak ifade edilmektedir. Şekil 2.15'de tek antenli bir sistemde antenin portuna gelen sinyale a, antenin yansıyan sinyaline b denilmiştir.



Şekil 2.15. Tek antenli bir sistemin genel yapısı

Eşitlik (2.15)'de S-parametresinin, anten elemanına gelen ve yansıyan sinyale göre ifadesi verilmiştir.

$$S_{11} = \frac{b}{a} \quad (2.15)$$

İdeal bir antende istenen anten girişlerinde yansıyan sinyal olmamasıdır. Bir diğer deyişle, antene gelen tüm gücün ışınması istenir. S-parametreleri, Eşitlik (2.16) kullanılarak hesaplanır ve dB cinsinden ifade edilir.

$$|S_{xy}|_{dB} = 20 \log_{10} |S_{xy}| \quad (2.16)$$

Eşitlikte; S-parametrelerinin indisleri x ve y olarak ifade edilmektedir. Gelen sinyalin %90'nının ışındığı bir antenin geri-dönüş kaybı (S_{11}), -10 dB olarak hesaplanır. Bu nedenle anten tasarımlarında, S-parametrelerinin -10 dB değerinin altına düşürülmesi için çalışılmaktadır.

2.1.4.4 Verimlilik

Antenin giriş gücün bir kısmı antende ısı kayıp olarak harcanır. Işıma gücü ve ısı kayıpların toplamı antenin giriş gücüne eşittir. Anten verimi, ışınma gücünün giren güce oranıdır. Verimin yüksek olabilmesi için ısı kayıpların az olması gerekir. Antenin giriş gücü P_{giren} , antenin ışınma gücü $P_{ışıyan}$, ısı kayıplarının toplam direnci R_L ve ışınma direnci R_r olmak üzere Eşitlik (2.17)'deki gibi tanımlanır ve birimsizdir.

$$e_r = \frac{P_{ışıyan}}{P_{giren}} = \frac{R_r}{R_r + R_L} \quad (2.17)$$

2.1.4.5 Giriş empedansı

Bir antenin portundan görülen empedans giriş empedansıdır. Bir antenin maksimum güç iletimi yapabilmesi için giriş empedansı ile bağlanacağı düzeneğin empedansı eşlenik olmalıdır. Bu da demek oluyor ki imajiner kısımları tersinir olmalıdır (Balanis, 2008). Eşitlik (2.18)'de bir antenin giriş empedansı

$$Z_{in} = R_A + jX_A \quad (2.18)$$

şeklinde ifade edilmiştir.

R_A antenin empedansının reel kısmını, X_A ise imajiner kısmını ifade eder. Alıcıya maksimum sinyal gücünün verilebilmesi için maksimum güç transferi teorisi uygulanır. Maksimum güç transferi teorisi anten empedansının nominal sistem empedansına dönüştürülmesini gerektirir. ABD'de giriş empedansı genel olarak 50Ω 'dur.

Mikroşerit anten literatür çalışmaları

Yukarıda çeşitleri, besleme yöntemleri, analiz metotları ve parametreleri verilen mikroşerit antenler literatüre Deschamps tarafından 1953 yılında girmiştir. 1955 yılında ise Gutton ve Baissinot tasarladıkları antenin patentini almışlardır. Literatürdeki bir diğer çalışma 1970'lerde Byron tarafından yapılan dizi anten çalışmasıdır. Howell tarafından yapılan ve önemli veri kaynakları arasında görülen dikdörtgensel ve dairesel anten çalışmaları 1972'de sunulmuştur. Mikroşerit antenlerin havacılık ve uzay alanında kullanılabileceği ortaya çıkmış ve mikroşerit anten tasarımları yapılmıştır (Munson 1973). Munson'un çalışmaları mikroşerit anten alanındaki çalışmalara ilham vermiş bu dönemde havacılık ve uzay alanında kullanılabilecek mikroşerit anten çalışmaları hız kazanmıştır(Weinschel 1973, Sanford 1974, Garvin vd 1974)

Tasarlandığı ilk yıllarda havacılık ve uzay alanında kullanılan mikroşerit antenler günümüzde kablosuz haberleşme sistemlerinin büyük bölümünde kullanılmaktadır.

2.2 İmplant Antenler

Çeşitli hastalıklarla mücadele eden insanlara ait hastalığın tanınması ve hastalıkların tedavisi kablosuz haberleşme sistemleri sayesinde mümkün olabilmektedir. Bu bağlamda medikal uygulamalarda kullanılan ve biyotelemetri uygulamalarını temel alan implant sistemler gelişmektedir. İmplant sistemler pasif ve aktif olmak üzere iki gruba ayrılır. Pasif sistemler kendi güç üntesine sahip değildir ve güç implant cihaza elektromanyetik kuplaj yoluyla iletilir. Bu sistemlerde iletim hızı çok düşük, dış anten boyutu çok büyük, bant genişliği düşük ve iletişim mesafesi çok kısadır. Bu nedenlerden dolayı tercih edilmezler. Aktif sistemler ise hastanın ortamı içerisinde birkaç metre uzaklığa kadar haberleşme olanağı sunabilmektedir.

Aktif implant sistemleri, kablosuz bağlantıyı sağlayan anten, antenle doku arasındaki yalıtkan malzeme, sinyalleri algılayan biyosensörler, verileri işleyen elektronik bir sistem ve pilden meydana gelmektedir. Bu sistemlerde kullanılacak antenlerin ise biyo-uyumlu, küçük hacimli ve düşük çıkış gücüne sahip olması arzu edilmektedir. Bu yüzden mikroşerit antenler ön plana çıkmıştır.

Tasarlanacak anten insan fizyolojisine uygun ve küçük boyutta olmalıdır. Ayrıca implantın vücuda yerleştirildiği bölgeyle biyolojik olarak uyumlu olması oldukça önemlidir çünkü iletken olan insan dokusuyla her iki yüzü metal kaplı olan anten kısa devre yapabilir. Mikroşerit implant antenlerin tasarımı yapılırken antenin yerleştirildiği ortama göre doku modeli kullanmak gerekmektedir. Bunun yanında üstkatman malzemesi ve kısa devre pin kullanılır.

Biyotelemetri uygulamalarında kullanılabilecek implant antenin kompakt ve çift bant olması gerekmektedir. Birçok uygulamada MISC bantla (402-405 MHz) veri alışverişi yapılırken ISM (2.4-2.48 GHz) frekans bandı ise sistemi uyku moduna geçirmek için kullanılır. Hem çift bant hem de elektriksel olarak küçük olan anten tasarımı gerçekleştirme amacıyla kendi dalga boylarından daha küçük rezonans karakteristiğine sahip yarık-halka (Split-Ring: SR) elemanları kullanılabilir. Metamateryel malzemelerin yapı taşı özelliğine sahip yarık halka ve tümleyen yarık

halka elemanları, rezonansa geldikleri frekanstaki boyutlarının dalga boyuna göre oldukça küçük olması sayesinde minyatür boyutlu WLAN anten tasarımlarında kullanılmışlardır.

İmplant anten literatür çalışmaları

İmplant antenlerle ilgili çalışmalar ulusal ve uluslararası çalışmalar olarak değerlendirilmiştir. Ulusal alandaki implant anten çalışmaları oldukça sınırlı sayıda kalmıştır. Bu tezin danışmanı olan Dr. Başaran 2008'de yaptığı doktora çalışmasında kablosuz haberleşme uygulamaları için yarık halka mikroşerit anten tasarımı gerçekleştirmiştir. Geniş bant bir anten tasarımının sayısal analizlerine yer verilen çalışma Zengin ve arkadaşları tarafından 2010 yılında yapılmıştır. Dr. Başaran ve Çakmak tarafından yapılan bir başka çalışmada ise MICS bandı için implant bir antenin sayısal tasarımı ve analizleri yapılmıştır (2013). Elde edilen bir başka çalışmada, ultra geniş bant implant anten konfigürasyonu önerilmiş ancak tasarımın üretimi ve ölçümleri gerçekleştirilmemiştir (Arı vd 2012). MICS ve ISM frekans bantlarını kapsayan çift-bant bir implant anten tasarımı ise, Dr. Sondaş ve çalışma arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir (2013). Bu çalışmalar ulusal anlamda birer ilk olmalarına rağmen, üretimleri ve geri-dönüş kaybı ölçümleri gerçekleştirilememiş bu yüzden analizler gerçek anlamda değerlendirilememiştir.

Uluslararası literatür incelendiğinde ise, biyotelemetri sistemlerinde kullanılabilir, farklı konfigürasyon ve özelliklerde bir çok implant anten tasarımı yapılmıştır. Geri-dönüş kaybı ölçümlerini sadece fantom kullanarak gözlemleyen çalışmalara bakılacak olursa bu kapsamda, MICS ve ISM frekans bantlarını kapsayan geniş bant implant anten tasarımları yapılmıştır (Asili vd 2012, Liu vd 2009). Sani ve arkadaşları ise 800 MHz bandında bir implant anten tasarımını RFID uygulamaları için önermişlerdir (2010). Diğer taraftan küçük ve kompakt yapılarıyla implant uygulamalarına birer alternatif olan, sadece MICS bandını kapsayan, tek bant oldukları için Microsemi ultra düşük güçlü verici sistemleriyle birlikte kullanılmaları mümkün olmayan tasarımlarda literatürde yerini almıştır (Chien vd 2010, Ha vd 2011, Kiourti vd 2012, Changrong vd 2012, Lie-jie vd 2012, 2013). Karaçolak vd 2008, Lie-jie vd 2012 Changrong vd 2012'de önerilen MICS ve ISM frekans bantlarında çift bant implant anten tasarımlarında geri-dönüş kaybı ölçümleri sadece fantom kullanılarak elde edilmiştir. Bir diğer çift bant implant anten tasarımı yapılan çalışmada domuzdan alınan doku kullanılmıştır (Hung 2011). Hem fantom hem de fareten alınan doku örneği kullanılarak elde edilen ölçümler Karaçolak ve arkadaşları tarafından 2008'de yapılmış, çalışmada anten doğrudan fareye implant edilmediği için gerçek vücut koşullarındaki sonuçları incelenememiştir. Anten yapısı biyo-uyumlu bir malzeme ile kaplanarak farelere implante edilmiş diğer bir çalışma ise Karaçolak ve arkadaşları tarafından 2009'da gerçekleştirilmiştir.

Litaratürdeki çalışmalar incelendiğinde Yüzeysel Devrilmiş-F antenlerde (Planar Inverted-F Antennas; PIFA) kısa-devre pinleri kullanılmıştır. Böylece, antenin gerçek boyutunda değişiklik olmadan elektriksel olarak boyutu iki katına çıkmaktadır. Bu durumda antenin rezonans seviyesi iyileşmektedir (Liu vd 2008, 2009, Ha vd 2011, Lie-jie vd 2012). Biyotelemetri sistemleri için yapılan bir başka implant anten çalışmasında toprak hattında besleme hattıyla uyumlu bir boşluk yapısı kullanılmıştır. Böylece empedans uyumlaştırılıp rezonans daha da güçlenmiştir (Li-jie 2012).

Biyotelemetri sistemlerine entegre olabilecek bir implant anten tasarımı için çalışmalar incelenmiştir. Dr. Sondaş ve arkadaşları tarafından 2014 yılında gerçekleştirilen çalışmada sadece MICS (402-405 MHz) bandı için tek bant performans gösteren ve boyutları yaklaşık $2 \times 2 \text{ mm}^2$ civarında olan anten tasarımı verilmiştir. Yine biyotelemetri sistemleri için boyutları $10.5 \times 11.5 \times 1.27 \text{ mm}$ olan çift bant anten tasarımı yarık halka elemanları kullanılarak sunulmuştur (Yamaç 2014).

Bu tez çalışmasında ise MICS (402-405 MHz) ve ISM (2.4-2.84 GHz) bantlarında çift-bant performans gösteren, kompakt bir mikroşerit anten tasarımı gerçekleştirilecektir. Anten konfigürasyonunda tümleyen yarık halka elemanları kullanılmıştır.

3. MATERYAL ve METOT

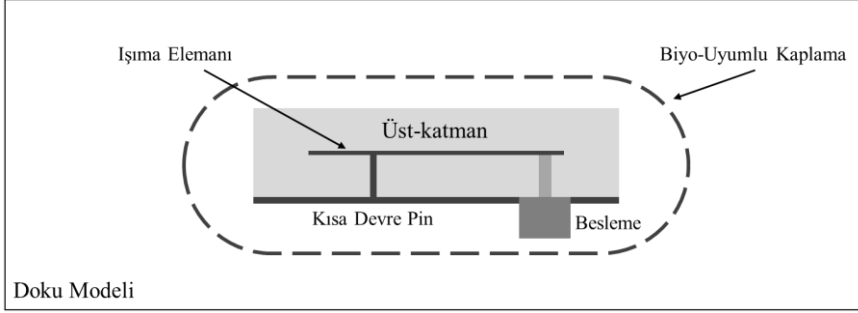
Biyoteleometri uygulamaları sayesinde farklı rahatsızlıklarla yaşamak zorunda olan insanlara ait bulguların takibi ve hastalıkların tedavisi yapılabilmekte ve böylece hastaların yaşam kalitesi artırılmaktadır. Biyoteleometri sistemleri, bulguları algılayan biyosensör, ilgili bulguları değerlendiren minyatür boyutlardaki entegre, enerjinin sağlandığı bir pil ve uzaktan iletişime olanak sağlayacak bir anten elemanından oluşmaktadır. İmplant edilebilen bu elemanlar arasında iletişimin sağlıklı yapılabilmesi açısından en önemli rolü antenler oynamaktadır. Düzlemsel yapıları, küçük hacimli ve hafif olmaları, üretimlerinin kolay ve üretim maliyetinin olması sebebiyle mikroşerit antenler biyoteleometri uygulamalarında özellikle tercih edilmektedirler.

Tez çalışmasında, biyoteleometri uygulamalarında kullanılacak implant anten tasarımı ve prototip üretimi yapılmıştır. Biyoteleometri uygulamalarında ihtiyaç duyulan antenin kompakt ve çift band olması gerekmektedir. MISC bantla data alışverişi yapılırken ISM bandında ise sistem uyku moduna geçirildiği için çift band tasarım olması zorunlu olmaktadır. Hem çift band hem de elektriksel olarak küçük olan anten tasarımı gerçekleştirme amacıyla kendi dalga boylarından daha küçük rezonans karakteristiğine sahip yarık-halka (Split-Ring: SR) elemanları kullanılmıştır. Metamateryel malzemelerin yapı taşı özelliğine sahip yarık halka ve tümleyen yarık halka elemanları, rezonansa geldikleri frekanstaki boyutlarının dalga boyuna göre oldukça küçük olması sayesinde minyatür boyutlu WLAN anten tasarımlarında kullanılmışlardır (Başaran 2008). Ayrıca anten konfigürasyonunda, yüzeysel devrilmiş-F antenlerde (YDFA) kullanıldığı gibi ışımının gerçekleşeceği iletken yama elemanlarıyla toprak arasında optimal konumda bir kısa devre pin kullanılmıştır. Literatürden bildiğimiz şekilde optimal konumda kısa devre pin kullanılarak elde edilen YDFA tasarımlarında, antenin elektriksel boyutu yaklaşık olarak iki katına çıkarken gerçek boyutu değişmemektedir. Böylece rezonans frekansı daha aşağı değerlere kaymaktadır. Son olarak toprak hattına empedansı uyumlaştırıp rezonansı daha da güçlendirmek adına besleme hattıyla uyumlu bir çengel şeklinde boşluk yapısı kullanılmıştır. Söz konusu üç yöntemin aynı tasarımda ele alınmasıyla minyatür boyutlu, çift-bant bir implant anten performansı sağlanmıştır.

Bu yöntemlerin herbiri ayrı ayrı optimize edilip onlarca farklı optimizasyon yapılarak en iyi olduğunu düşündüğümüz anten konfigürasyonu elde edilebilmiştir. Aşağıda antenin elde edilmesindeki temel süreçleri ayrı ayrı ele alınmakta ve simülasyon sonuçları verilmektedir. Bu simülasyonlar için güçlü modelleme ve analiz kapasitesine sahip, sonlu-integral metodunu temel alan CST Microwave Studio ve sağlamasını yapmak için de Sonlu Eleman Yöntemini temel alan Ansoft-HFSS simülatörleri kullanılarak antenin rezonans frekansları istenilen bantlara göre optimize edilmiş, S_{11} yansıma katsayısı, ışıma örüntüsü ve SAR değerleri elde edilmiştir.

İmplant antenin analizleri yapılırken öncelikle antenin yerleştirildiği ortama göre doku modeli kullanılmalıdır. Bu tez çalışmasında analizler yapılırken literatürden alınan dataların CST simülatör programına yüklenmiş, anten hem insan deri dokusu hem de fare deri dokusu içerisine yerleştirilmiştir. Deri dokusunun büyük olması anten

analizleri için daha iyi sonuç vermektedir. Ancak bu durum simülasyon süresini uzatmakta optimizasyon aşamaları için zaman kaybı olmaktadır ayrıca fantomdan alınacak ölçümlerde fazla malzeme kullanılacağından dolayı dezavantaj yaratmaktadır. Şekil 3.1’de bir doku modeli içine konulan implant antenin yapısı gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Doku modeli içindeki implant anten

İmplant antenin tasarımında implantın vücuda yerleştirildiği bölgeyle biyolojik olarak uyumlu olması oldukça önemlidir. Daha da önemli kısım iletken olan insan dokusuyla her iki yüzü metal kaplı olan antenin kısa devre yapmasının engellenmesidir. Antenin iletken kısmının biyolojik doku ile direkt temasının olmaması için tavan malzemesi olarak aynı zamanda taban malzemesinde kullanılan Rogers 3010 meteryali kullanılmıştır. Biyoyumlu malzemeler çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Biyoyumlu malzemeler

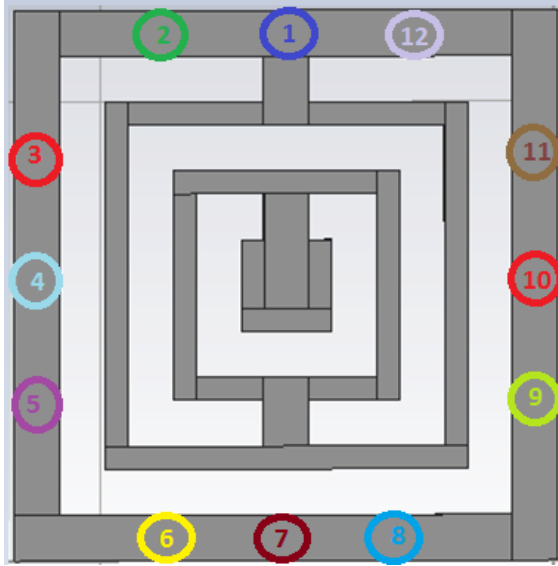
Biyo-uyumlu Malzeme	ϵ_r'	$\tan\delta$
Teflon	2.1	0.001
Macor	6.1	0.005
Alumina	9.20	0.008
Zirconia	29	0.002
PEEK	3.20	0.010
Polypropylene	2.55	0.003
Polyamide	4.30	0.004
Silastic MDX-4210	3.3	0.002

3.1. Optimizasyon Aşamaları

Bu bölümde optimum anten konfigürasyonunu elde etmek için kısa devre pin optimizasyonu, portun konumu, metalik yolların optimizasyonu, toprak yapısı üzerindeki boşluk yapılarının optimizasyonu ve deri dokusunun büyüklüğü gibi parametreler ayrı ayrı optimize edilmiştir. Ayrıca anten parametrelerinin değiştirilmesinin yansıma katsayısına olan etkileri gösterilmiştir.

3.1.2 Kısa devre pin optimizasyonu

Kısa devre pinin anten konfigurasyonu üzerindeki yerleşimi Şekil 3.2'deki gibidir. Optimizasyon yapılırken pinin yerleştirildiği koordinatlar Çizelge 3.2'de verilmiştir.



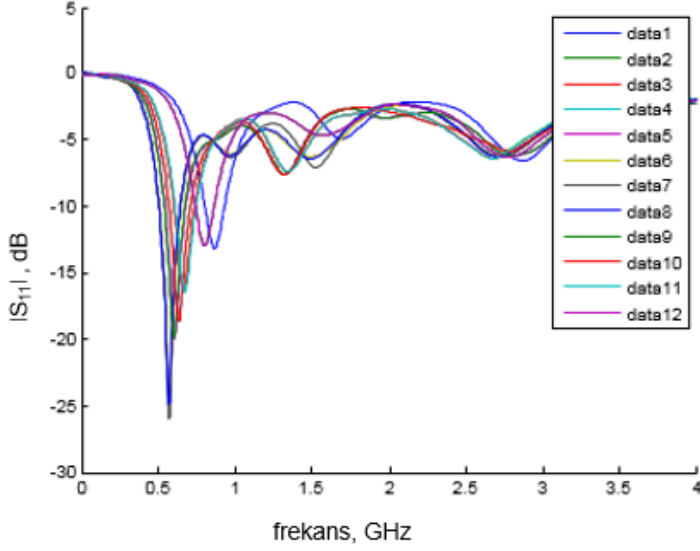
Şekil 3.2. Kısa devre pin konumları

Çizelge 3.2. Kısa devre pin koordinatları

DATA	KONUM
Data 1	$u=0, v=0$
Data 2	$u=2.5, v=0$
Data 3	$u=5.5, v=2.5$
Data 4	$u=5.5, v=5$
Data 5	$u=5.5, v=7.5$
Data 6	$u=2.5, v=11$
Data 7	$u=0, v=11$
Data 8	$u=-2.5, v=11$
Data 9	$u=-5.5, v=7.5$
Data 10	$u=-5.5, v=5$
Data 11	$u=-5.5, v=2.5$
Data 12	$u=-2.5, v=0$

400 Mhz deki MISC bant için hassas frekans ayarlanmalarında kısa devre pinin yerinin değiştirilmesi önemlidir.

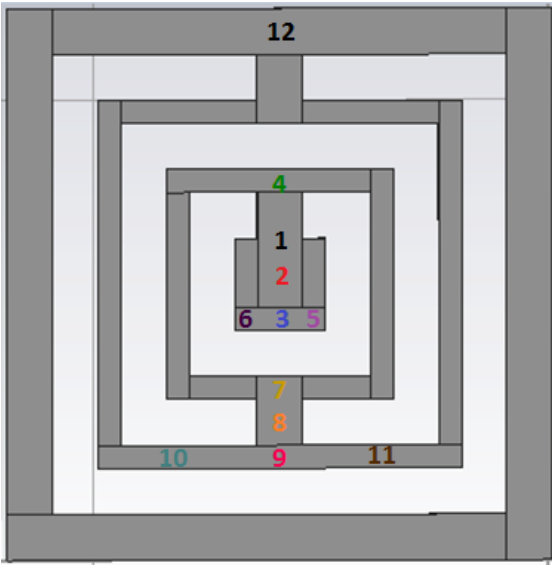
Aşağıdaki şekilde anten konfigürasyonu üzerindeki bu parametreye ait optimizasyonların yansıma katsayısına etkileri gösterilmektedir. Verilen datalar pinin konumlarını ifade etmektedir.



Şekil 3.3. Kısa devre pinin yansıma katsayısına etkisi

3.1.3 Besleme optimizasyonu

Portun anten konfigürasyonu üzerindeki yerleşimi aşağıdaki gibidir. Anten konfigürasyonu üzerindeki bu parametreye ait optimizasyonlar Çizelge 3.3'te verilen koordinatlara göre yapılmıştır.

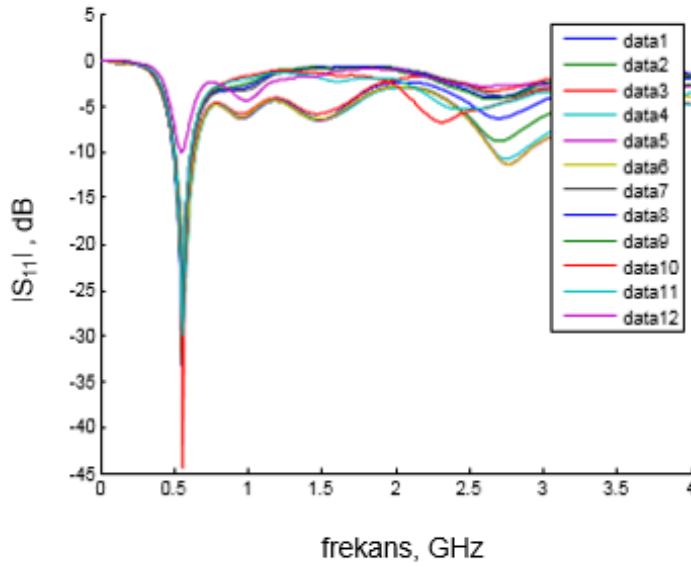


Şekil 3.4. Beslemenin konumları

Çizelge 3.3. Besleme koordinatları

DATA	PORT KONUM
Data 1	$u1=0, v1=0 / u2=0, v2=0$
Data 2	$u1=0, v1=1 / u2=0, v2=1$
Data 3	$u1=0, v1=1.8 / u2=0, v2=1.8$
Data 4	$u1=0, v1=-1 / u2=0, v2=-1$
Data 5	$u1=-0.8, v1=1.8 / u2=-0.8, v2=1.8$
Data 6	$u1=0.8, v1=1.8 / u2=0.8, v2=1.8$
Data 7	$u1=0, v1=3.3 / u2=0, v2=3.3$
Data 8	$u1=0, v1=4 / u2=0, v2=4$
Data 9	$u1=0, v1=4.8 / u2=0, v2=4.8$
Data 10	$u1=2.5, v1=4.8 / u2=2.5, v2=4.8$
Data 11	$u1=-2.5, v1=4.8 / u2=-2.5, v2=4.8$
Data 12	$u1=0, v1=-4.5 / u2=0, v2=-4.5$

Şekil 3.5'te anten konfigürasyonu üzerindeki bu parametreye ait optimizasyonların yansıma katsayısına etkileri gösterilmektedir.

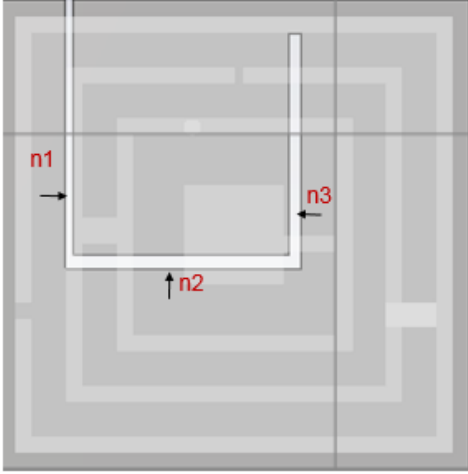


Şekil 3.5. Besleme konumunun yansıma katsayısına etkisi

400 Mhz deki MISC bant için portun yerinin değiştirilmesi rezonans seviyesini iyileştirmektedir.

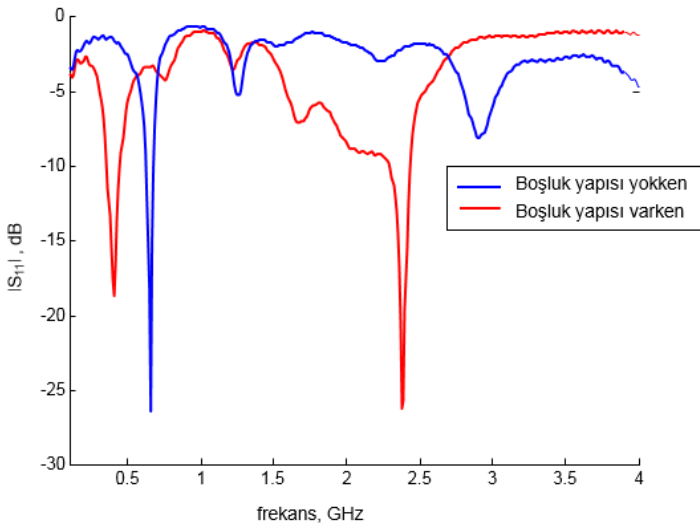
3.1.4 Toprak düzleminde oluşturulan boşluk yapılarının optimizasyonu

Anten konfigürasyonunda toprak düzlemi üzerinde çengel şeklinde boşluk yapıları oluşturulmuştur. Şekil 3.6'da kalınlıkları n_1 , n_2 ve n_3 olan boşluk yapısı gösterilmiştir. Bu yapı Lie-jie ve arkadaşları tarafından 2013 yılında yapılan minyatür boyutlu tek bant karakteristik gösteren anten tasarımından esinlenerek uygulanmıştır.



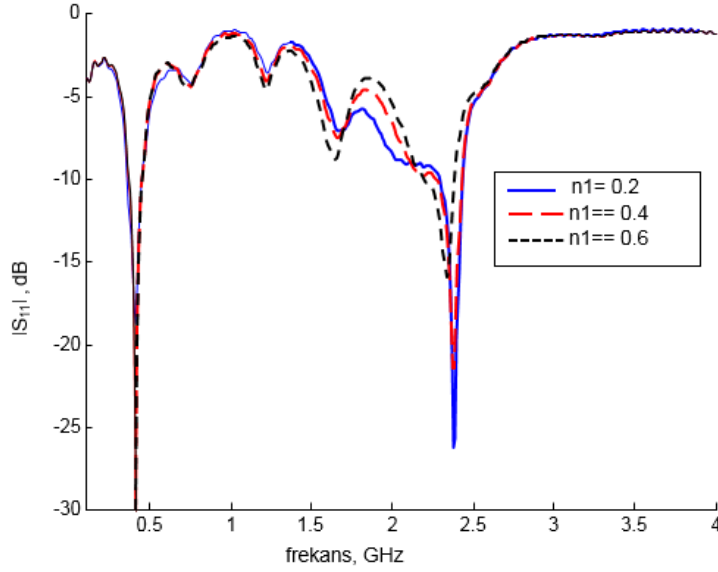
Şekil 3.6. Toprak düzlemindeki boşluk yapıları

Şekil 3.7'de görüldüğü gibi toprak düzleminde boşluk yapılarının kullanılması birinci ve ikinci bantta frekansı sağa doğru kaydırmıştır. Bu da gösteriyor ki anten boyutları elektriksel olarak küçülmüştür. Bunun yanısıra boşluk yapılarının kullanılması bant genişliğini arttırmış ve empedansı uyumlaştırıp rezonansı daha da güçlendirmiştir.



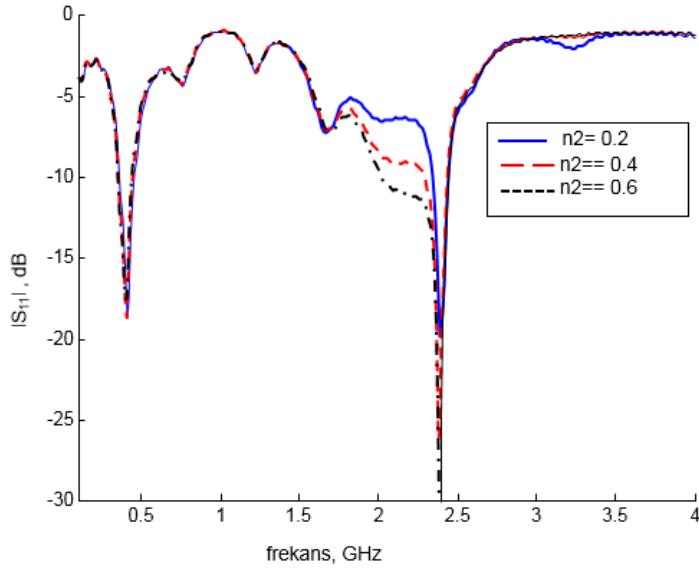
Şekil 3.7. Toprak düzlemindeki boşluk yapısının yansımaya katsayısına etkisi

Aşağıdaki şekillerde toprakta oluşturulan boşluk yapılarının parametreleri değiştirilerek yansımaya katsayısına etkileri değerlendirilmiştir. n_1 , n_2 , n_3 parametrelerinin anten tasarımı üzerindeki kalınlıkları değiştirilerek optimizasyonlar yapılmıştır.

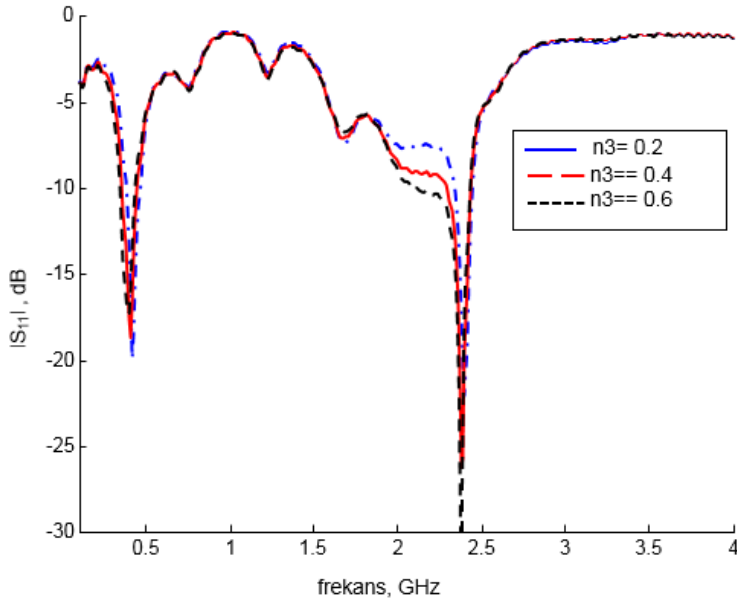


Şekil 3.8. n_1 parametresinin yansımaya katsayısına etkisi

Şekil 3.8’de görüldüğü gibi n_1 parametresinin kalınlığının artırılması birinci bantta seviye farkı yaratırken ikinci bandın frekansını bir miktar sola kaydırmıştır.



Şekil 3.9. n_2 parametresinin yansımaya katsayısına etkisi

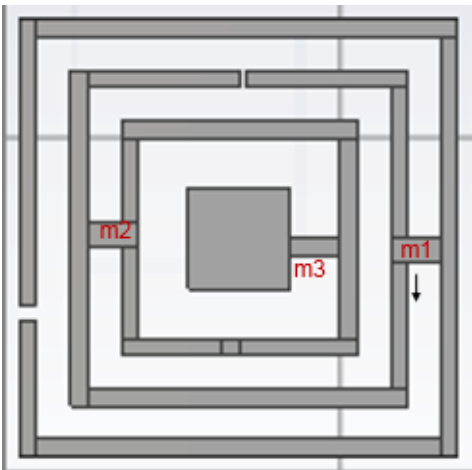


Şekil 3.10. n_3 parametresinin yansımaya katsayısına etkisi

. Şekil 3.9’da ve Şekil 3.10’de n_2 ve n_3 parametrelerinin kalınlığını arttırmanın birinci banda etkisinin olmadığı ikinci bandı bir miktar sola kaydıracağı gözlemlense de çok büyük değişiklikler kaydedilmemiştir. Bu da sunulan anten tasarımının güçlü olduğunu, antenin seri üretime uygun ve üretimi sırasında yapılabilecek milimetrik hatalardan etkilenmeyeceğini göstermektedir

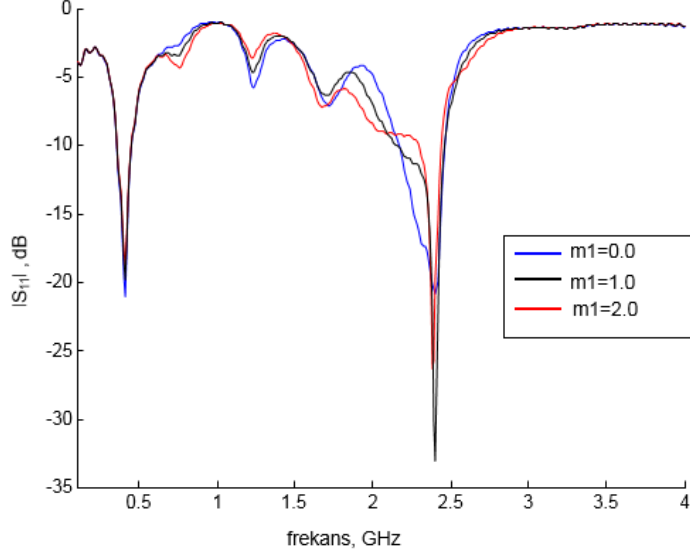
3.1.5 Metalik yüklemelerin optimizasyonu

Şekil 3.11’de konfigürasyonu verilen antenin metalik yüklemelerin kaydırılması ile ilgili optimizasyonlar yapılmış, yansımaya katsayısına etkisi gözlemlenmiştir.



Şekil 3.11. Metalik yüklemelerin konumları

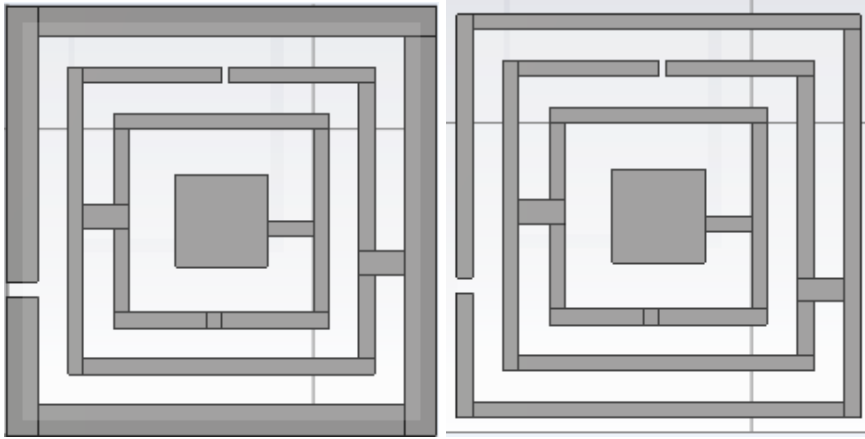
Şekil 3.12’de görüldüğü gibi m_1 metalik yüklemesinin aşağı doğru kaydırılması MISC bandında seviye farkına sebep olurken ISM bandında frekansı sola kaydırmaktadır.



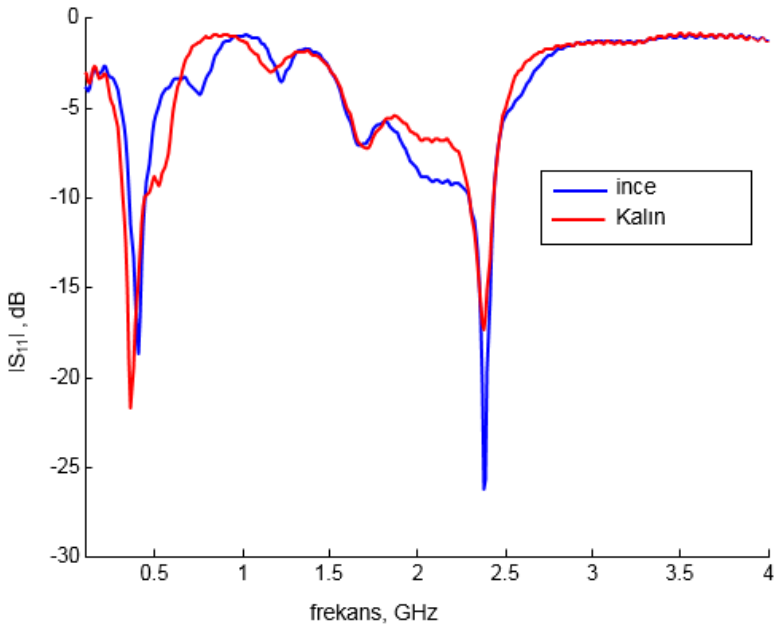
Şekil 3.12. Metalik yüklemelerin kaydırılmasının yansıma katsayısına etkisi

Metalik yüklemelerinin optimizasyonlarının hassas frekans ayarlamalarında rol aldığı gözlemlenmiştir.

Aşağıdaki şekilde en dıştaki metalik yükleme taban malzemesinin (substrate tabakasının) 0.5mm içerisinde başlatılarak genişliği küçültülmüş ve bu durumun yansıma katsayısına olan etkileri gözlemlenmiştir.



Şekil 3.13. Metalik yüklemenin kalınlığı



Şekil 3.14. Metalik yüklemenin kalınlığının yansıma katsayısına etkisi

En dıştaki metalik yüklemenin genişliğinin küçültülmesi ISM bandında rezonans seviyesi farkı yaratırken birinci bandın frekansının kaymasına sebep oluyor.

3.2. İmplant Anten Ölçüm Yöntemleri

İmplant antenler öncelikle bilgisayar ortamında simülasyon programlarıyla tasarlanır. Tasarlanan antenin parametreleri ayrı ayrı optimize edilerek optimum anten konfigürasyonu elde edilir. Sonraki basamak ise ölçüm kısmıdır. İlk ölçüm yöntemi canlı vücudu dışında bir fantom içerisinde gerçekleştirilirken ikinci ölçüm yöntemi fare deri dokusuna sararak yapılan ölçümlerdir. Bir diğer yöntem ise direkt canlıya implante edilerek yapılmaktadır.

Simülasyon ortamında konfigürasyonu tamamlanan antenlerin fabrikasyonu yapıldıktan sonra ölçümleri almak ve bu ölçümlerin doğruluklarının tespitini yapabilmek için literatürdeki çalışmalardan yararlanılmıştır. Bu çalışmalarda öncelikle insan dokusunun elektriksel özelliklerini taşıyan fantomlar kullanılmaktadır. Bazı kimyasalların belli oranlarda karıştırılmasıyla fantomlar elde edilir. Fantomlardan alınan ölçümlerle canlı içerisinde yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır.

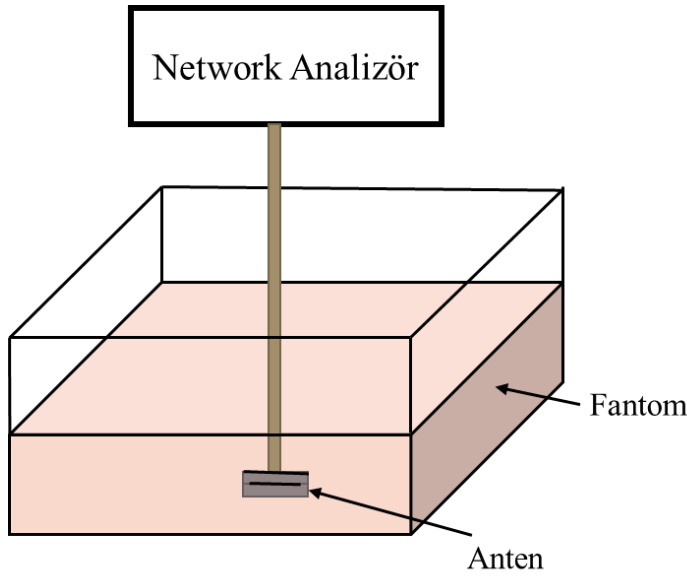
Aşağıda fantom içerisindeki ölçümler ve canlı dokusu içerisindeki ölçümlerin yapılış biçimleri literatür çalışmalarından faydalanılarak verilmiştir.

3.2.1 Fantom içerisindeki ölçümler

Vücut dışı ölçümler, insan vücudu içerisinde ölçümlerin yapılmasının sakıncalı olması ve deney canlılarının kullanılmasının pahalı oluşu ayrıca her zaman ulaşılabilir

olmaması sebebiyle önem arz etmektedir. Bu sebeple vücut dışı ölçümler için insan dokusunun elektriksel özelliklerinde fantomların kullanılması önemli etmendir.

Fantomların hazırlanması için, literatürden alınan iletkenlik/dilektik özellikleri bakımından vücut deri dokusuna en yakın karakteristik özellik gösterdiği bilinen malzemeler kullanılmıştır. Fantomlar hazırlanırken genelde 1 GHz'den düşük frekanslar ve 1 GHz'den yüksek frekanslar için iki ayrı sıvı fantom oluşturulmuştur. 1 GHz'den düşük frekanslar için hazırlanan fantomdaki malzemeler şeker (sükroz), tuz (NaCl), deiyonize su gibi genelde basit bir şekilde temin edilebilen malzemelerle yapılmaktadır. Bu karışımlarda tuz(NaCl) karışımın iletkenliğini arttırırken şeker(sükroz) suyun dielektrik sabitini düşürmek için kullanılır. 1 GHz'den daha yüksek frekanslar için hazırlanan fantomlarda kullanılan malzemeler ise Triton X-100, DGBE ve iyonlardan ayrılmış su karışımı düşünülmüştür. (Fukunaga vd. 2004).



Şekil 3.15. Fantom içerisindeki ölçümler

Rahmatt-Sami ve arkadaşları implant anten ölçümü için Şekil 3.15'te gösterilen ölçüm ortamında anteni fantomun içerisine yerleştirmişlerdir. Önce sıvı olan bu karışım ölçüm almayı kolaylaştırmak adına katılaştırıcı agaroz kimyasalı katılarak jel haline dönüştürülmüştür. Literatür çalışmalarında genelde Çizelge 3.4'de verilen Karaçolak ve arkadaşları tarafından kullanılan tarifler uygulanmaktadır. Bu çizelgede MICS bandı ve ISM bandı için iki ayrı tarif verilmiştir.

Çizelge 3.4. Deri dokusu için kullanılan fantom tarifleri(Karaçolak, 2009)

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.	

1996 yılında Gabriel ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada deri dokusunun elektriksel özellikleri verilmiştir. 402 MHz'de $\epsilon_r = 46.741$, $\sigma = 0.68892$ S/m verilirken 2.4 GHz'de $\epsilon_r = 38.063$, $\sigma = 1.4407$ olarak verilmiştir.

3.2.2 Canlı doku içerisindeki ölçümler

İkinci bir ölçüm yöntemi ise vücut dışı ölçümlerin doğruluğunu kontrol etmek amacıyla kullanılan ve anteni direkt canlı dokuya implant ederek yapılan vücut içi ölçümlerdir. Bu ölçüm yöntemi için Merli ve arkadaşları çalışmalarını domuzlar üzerinde yaparken Karaçolak ve arkadaşları ölçümlerini fare ve domuzun deri dokusu üzerinde yapmışlardır. Karaçolak ve arkadaşlarının çalışmalarına ait görüntüler Şekil 3.16'da gösterilmektedir. Her iki çalışmada başarılı olmuştur.



Şekil 3.16. Fare içerisinde implant anten ölçümü(Karaçolak, 2009)

Canlı dokusu içerisinde yapılan ölçümlerde canlı vücudunun implant anteni düşman yapı olarak tanımlamaması için antenin biyo-uyumlu malzemelerle kaplanması önem arz etmektedir. Çünkü vücudun anteni düşman yapı olarak görmesi savunma sistemini harekete geçirerek anteni ilgili ajanlar tarafından kapsamaya neden olmaktadır. Bu durum antenin ışıma performansını oldukça etkilemektedir. Ayrıca literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde antenin ölçümleri fare ya da domuz öldürüldükten sonra yarım saat içerisinde yapıldığı için yaranın taze olmasından dolayı

sağlıklı ölçüm sonuçları elde edilememiştir. Doğru bir ölçüm elde edilebilmesi için deney canlısı yaşarken belli aralıklarla ölçümler yinelenmelidir. 2011 yılında Merli tarafından yapılan tez çalışmasında bu durumlar dikkate alınmıştır.

Doğrudan canlı içerisinde yapılan ölçümlere ek olarak bir diğer seçenek ise canlıdan alınan deri dokusu içerisinde yapılan ölçümlerdir. Böylece her iki ölçüm yöntemi birbiriyle karşılaştırılarak ölçümlerin doğruluğunun sağlanması yapılabilir. Bu tez çalışmasında hem fantom içerisindeki ölçümler hem de fare dokusu içerisindeki ölçümler gerçekleştirilmiştir. Ayrıca fareden alınan deri dokusu içerisinde de ölçümler yapılmıştır.

3.3. SAR değeri

Özgül soğurma oranı anlamına gelen SAR (Specific Absorption Rate) kavramı bir elektronik cihaz tarafından yayılan elektromanyetik ışınların insan vücudu tarafından emilmesi olarak tanımlanmaktadır ve birimi kg başına W'tır (Sevgi 1999). Özgül soğurma oranı matematiksel olarak aşağıdaki gibi ifade edilmektedir.

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} E^2 \quad (5.1)$$

Bu denklemden E Elektrik alan(V/m), σ iletkenlik (S/m), ρ ise yoğunluğu(kg/m³) ifade etmektedir. Aşağıda SAR ile sıcaklık artışı arasındaki matematiksel ilişki ifade edilmektedir.

$$SAR = c \frac{dT}{dt} \quad (5.2)$$

Bu denklemden ise $\frac{dT}{dt}$ doku içerisindeki sıcaklık artışını ifade ederken c spesifik ısı kapasitesini ifade etmektedir. Elektromanyetik dalganın şiddetinin 1/e' ye düştüğü derinlik deri kalınlığı (skin depth) olarak adlandırılır. δ ile gösterilir ve ($\omega=2\pi f$ olmak üzere)

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega\mu\sigma}} \quad (5.3)$$

ifadesi kullanılır.

Standartlarda “temel limitler” ve “türetilmiş limitler” insan sağlığı açısından zararlı olabilecek sınırlamaları belirlemek için tanımlanmaktadır. Temel limit olarak “ortalama insan vücudunda vücut sıcaklığını bir derece artıracak elektromanyetik

enerjinin soğurulmasının zararlı olduğu” tanımından gidilerek 4 W/kg değeri sınır değeri olarak kabul edilmiştir. Avrupa ülkelerinde baş bölgesi SAR limiti 2 W/kg iken bu değer Amerika'da 1,6 Watt/Kg olarak kabul edilmektedir. Öte yandan kol ve bacak bölgeleri için SAR üst limiti 4 W/kg kabul edilmiştir.

SAR değerinin bulunması için dokunun içindeki elektrik alan şiddetinin ölçülmesi gerekir. Ancak canlılarda bu ölçüm yapılamamaktadır. Bu sebeple SAR ölçülmesi ya insanın iletkenlik/dielektik özelliklerine yakın karakteristik özellik gösterdiği bilinen fantomlar üzerinde yapılır, ya da güçlü sayısal teknikler kullanılarak yapılan bilgisayar benzetimlerinden faydalanılır (Akleman, 1998).

SAR değeri ölçümleri antenin parametrelerine bağlı olarak sürekli değişiklik göstermektedir. Bu parametrelerden başlıcaları deri dokusunun boyutu, antenin ışınma örüntüsü, rezonans frekanslarının seviyesi ve antenin implant edildiği derinlik olarak sayılabilir. Antenin içine yerleştirildiği deri dokusu küçük olduğu zaman maksimum SAR değerleri yansımalarından dolayı artabilmektedir. Maksimum SAR değeri ayrıca antenin derinliğinin deri-hava yüzeyine çok yakın olmasından dolayı artabilmektedir.

Çizelge 3.5. Antene ait SAR değerleri (W/kg)

FREKANS	SAR DEĞERLERİ (W/kg)
402 MHz	354.1
2.4 GHz	368

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde, tasarlanan yeni tümleyen yarık halka elemanlarını temel alan implant mikroşerit anten tanıtılmakta ve tasarım aşamaları ile S_{11} karakteristikleri verilmektedir. Tasarım esnasında CST Microwave Studio kullanılmış olsa da elde edilen sonuçların doğruluğundan emin olmak amacıyla Ansoft-HFSS simülatör ile de anten yapılarının analizleri gerçekleştirilmiş ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Ayrıca, antenin fabrikasyonu da gerçekleştirilmiş ve geri-dönüş kaybı (S_{11}) ölçümleri vücut deri dokusu özelliği gösteren sıvı fantom içerisinde, canlı dokusu içerisinde ve canlı deri dokusuna sararak yapılmıştır.

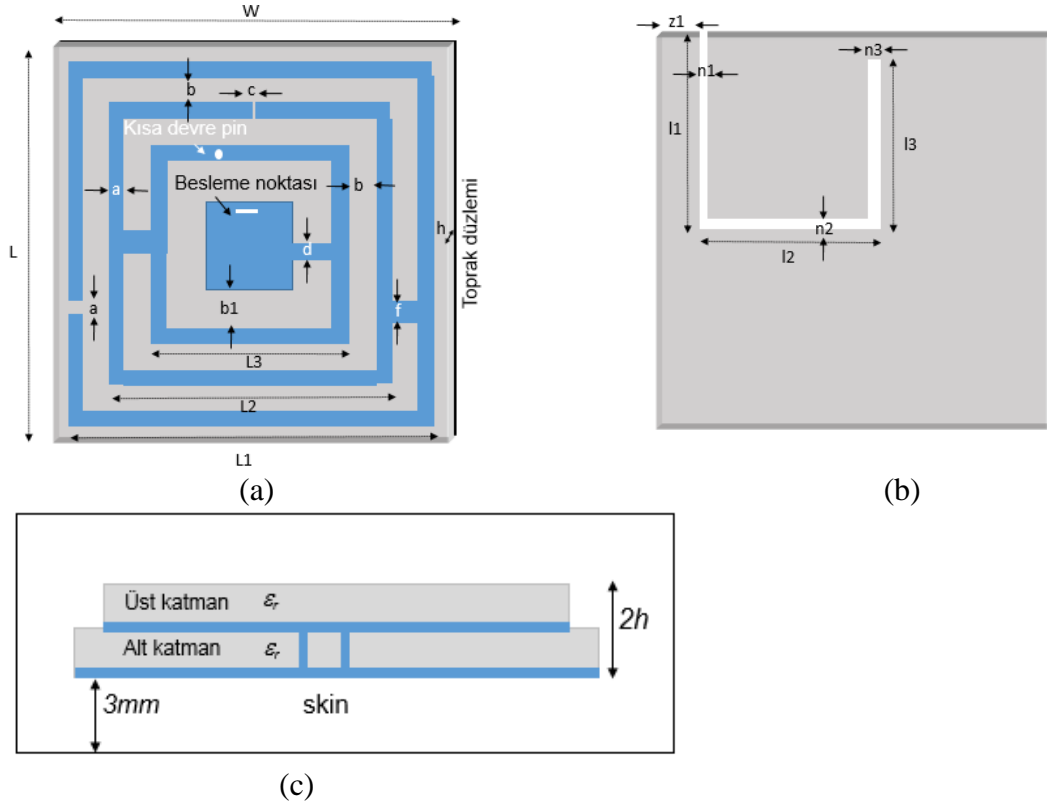
Konfigürasyonu yapılan anten kalınlıkları eşit üç adet tümleyen yarık halka ve bu tümleyen yarık halkaları birbirine bağlayan üç adet yoldan meydana gelmektedir. Anten konfigürasyonunda, yüzeysel devrilmiş-F antenlerde (YDFA) kullanıldığı gibi ışımının gerçekleşeceği iletken yama elemanlarıyla toprak arasında optimal konumda bir kısa devre pin kullanılmıştır. Antenlerin toprak kısmına ise çengel şeklinde boşluk yapısı oluşturulmuştur. Antenin beslemesi düşey prob besleme tekniği ile gerçekleştirilmiştir. Metal yapıların vücut içerisindeki dokular ve sıvılar ile temasını önlemek için de anten yapısının üzeri ekstra bir yalıtkan tavan malzemesi (superstrate) ile örtülmüştür. İlk aşamada anten tasarımı insan deri dokusu özelliği gösteren fantom modeli simülatöre dâhil edilerek yapılmış ikinci aşamada ise fare deri dokusu özelliği gösteren fantom simülatöre dahil edilmiş ve analizler karşılaştırılmıştır.

4.1 Anten konfigürasyonu ve ilgili parametreleri

Simülasyon ortamında hazırlanan anten konfigürasyonu, Şekil 4.1’de verilmiştir. Sunulan tasarımın önden görünüşü Şekil 4.1(a)’da arkadan görünüşü Şekil 4.1(b)’de yandan görünüşü ise 4.1(c)’de verilmiştir. Üst kısım yama yapısını, alt kısım ise toprak yapısını göstermektedir. Yama yapısı tümleyen yarık halka yapıları kullanılırken toprak kısmında boşluk yapısı kullanılmıştır. Optimum anten konfigürasyonuna ait parametre uzunlukları Çizelge 4.1’de verilmiştir. Yine antene ait S_{11} karakteristikleri aşağıda verilen şekillerde gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Anten konfigürasyonuna ait parametre listesi (mm)

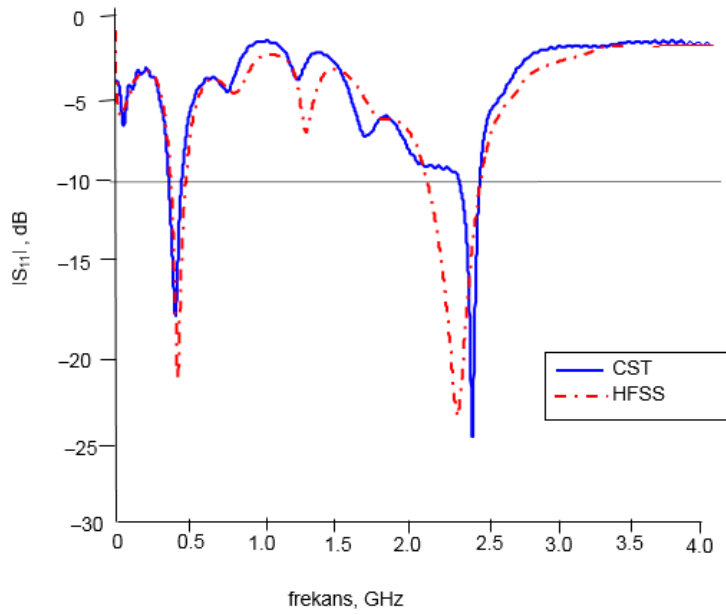
Parametre	Değer	Parametre	Değer	Parametre	Değer
L	14	W	14	d	0.5
L ₁	12	a	0.5	f	0.75
L ₂	8	b	1	h	0.635
ϵ_r	10,2	c	0.125	b ₁	0.15
z ₁	2	l ₁	8	l ₂	7
l ₃	7	n ₁	0.2	n ₂	0.4
n ₃	0.4				



Şekil 4.1. Anten konfigürasyonu

4.2 Antenin geri-dönüş kaybı ve ışıma örüntüsü

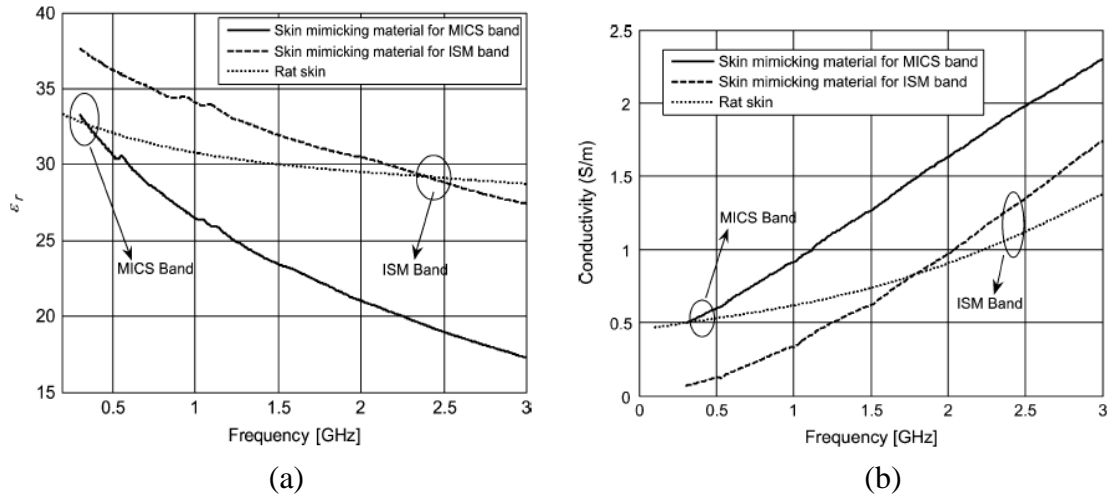
Şekil 4.2’de konfigürasyonu verilen optimum antenimizin güçlü iki simülör programındaki analizleri karşılaştırılmalı olarak verilmiştir.

Şekil 4.2. CST ve HFSS S_{11} karakteristiği karşılaştırılması

Vücut deri dokusu CST Microwave Studio programının içinde otomatik olarak bulunmaktadır ancak Ansoft-HFSS programına vücut deri dokusu tanımlamak gerekmiştir. Bunun için IFAC (International Federation of Accountants) ve IT'IS (The Foundation for Research on Information Technologies in Society) araştırma kuruluşlarının veri tabanından alınan, insan dokularına ait dielektrik özellikler HFSS programına yüklenerek analizler gerçekleştirilmiştir.

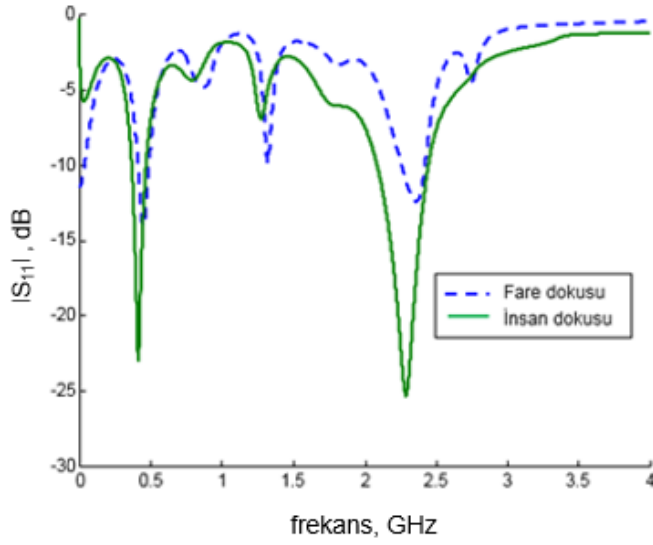
Simüle edilen anten MICS bandında 0.36-0.44 GHz aralığında ISM bandında 2.3-2.46 GHz aralığında rezonans yapmıştır. Anten yapısı MICS (402-405 MHz) ve ISM (2.4-2.48 GHz) bantlarında çift-bant karakteristik göstermektedir. MICS bandında yaklaşık olarak %20 ve ISM bandında ise %6 bant genişliğine sahiptir. İmplant antenin tam dalga analizi önce CST Microwave Studio programı kullanılarak daha sonra HFSS programı ile gerçekleştirilmiştir.

CST Microwave Studio programında fare için yeni bir metaryal oluşturulmuştur. Karaçolak ve arkadaşlarının 2009'da yayımladığı makaleden alınan grafikler aşağıda verilmiştir.



Şekil 4.3. Dielektrik sabiti ve iletkenliğin frekansla değişimi (Karaçolak 2009)

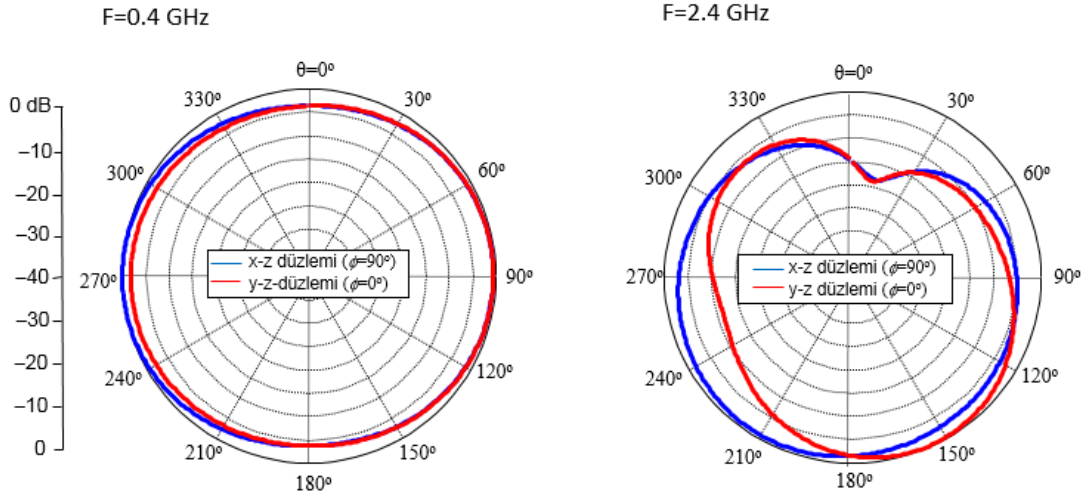
Grafiklerde fare için MICS ve ISM bantlarındaki dielektrik sabiti değerleri ve iletkenlik değerleri verilmiştir. Grafikten datalar okunmuş ve matlab kodu yazılarak notepad dosyası oluşturulmuştur. Bu dosya CST programına yüklenerek fare deri dokusu programda oluşturulmuş ve analizler yapılmıştır. Ayrıca anten, Şekil 4.4'te insan deri dokusu ve fare dokusu içerisindeki ölçümler karşılaştırılmalı olarak verilmiştir.



Şekil 4.4. İnsan ve Fare dokusu içerisindeki analizlerin karşılaştırılması

Şekilde insan dokusunda ve fare dokusunda simülasyonları yapılan antenin her iki deri dokusunda da çift bant karakteristikte olduğu gözlemlenmiştir. İki sonuç birbirine çok benzemektedir bu da insan dokusunun elektriksel özellikleriyle fare dokusunun elektriksel özelliklerinin çok yakın olduğunu göstermektedir.

Anten tasarımına ait ışınma örüntüsü her iki bant için Şekil 4.5’de gösterilmektedir.



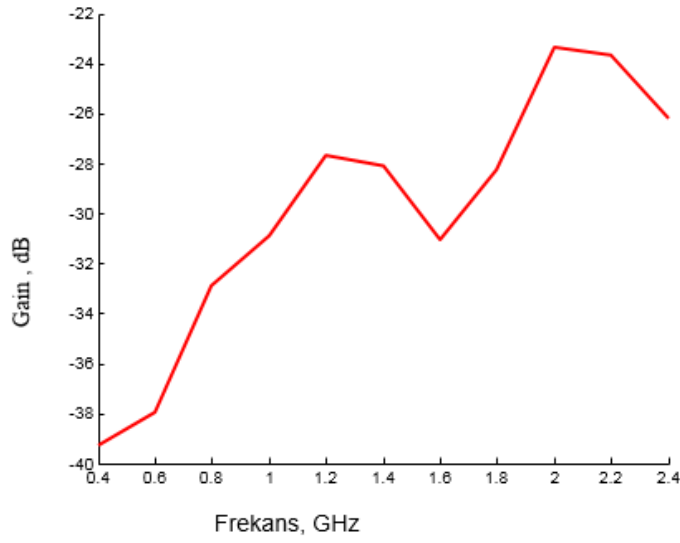
Şekil 4.5. Antenin ışınma örüntüsü kazanç grafiği; a) 402 MHz, b) 2.4 GHz

Şekilde görüldüğü gibi 0.4GHz ve 2.4GHz frekans değerleri için, $\phi = 0^\circ, 90^\circ$ sabit değerlerinde, kazancın θ ile değişimini gösteren iki boyutlu ışınma örüntüsü yer

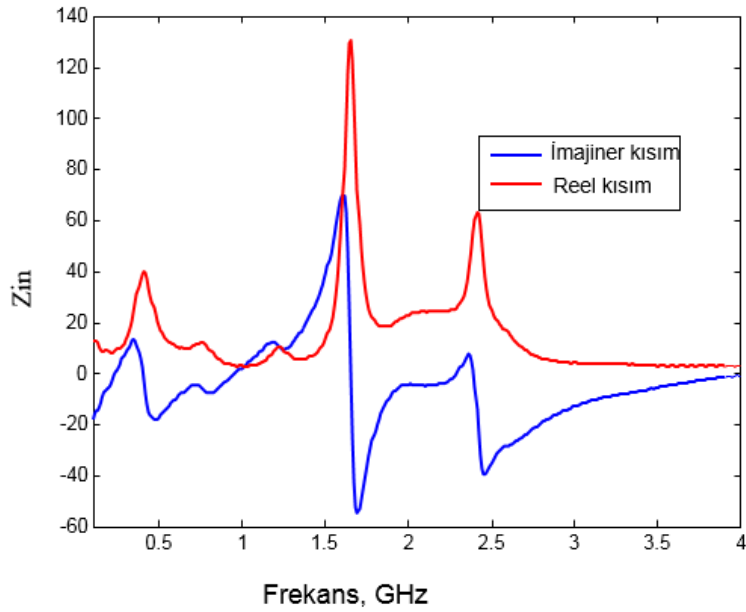
almaktadır. Her iki frekansta da, x-z/y-z düzlem ışımları yaklaşık her yöne ışıma karakteristiği sergilemektedir.

4.3. Antenin kazancı ve giriş empedansı

Antenin kazanç değerinin frekansla değişimi Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Görüldüğü üzere 0.4GHz bandında maksimum anten kazancı -39.6 dB, 2.4GHz frekans bandında ise maksimum anten kazancı -26dB'dir.



Şekil 4.6. Antenin kazanç grafiği



Şekil 4.6. Antenin giriş empedansı

Yukarıda antenin giriş empedansına ait grafik verilmiştir. Şekilde görüldüğü üzere MICS ve ISM bantlarında antenin giriş empedansının, imajiner kısımda sıfır seviyelerine yakinken reel kısmı 50Ω seviyelerindedir. Bu da demek oluyor ki MICS ve ISM bantları için antenin istenen empedans uyumu sağlanmıştır.

4.4. Ölçüm sonuçları

Simülatörler aracılığıyla elde edilen sayısal karakteristiklerin değerlendirilmesi için ilk olarak antenin prototip üretimi yapılarak MICS ve ISM bantlarında vücut deri dokusu özelliği gösteren iki ayrı sıvı fantom oluşturulmuştur. İlgili fantomların elde edilmesi için, literatürden alınan iletkenlik/dielektirik özellikleri bakımından vücut deri dokusuna en yakın karakteristik özellik gösterdiği bilinen malzemeler kullanılmıştır. Daha sonra prototip anten fantomlar içerisine yerleştirilip, antenin geri-dönüş kaybı (S_{11}) ölçümleri tarafımızca gerçekleştirilmiştir. Daha sonra diğer ölçüm yöntemimiz olan canlı içerisindeki ölçüm anten fare dokusuna sarılarak ve direkt farenin içine yerleştirilerek yapılmış geri-dönüş kayıpları gözlemlenmiştir. Tüm bu aşamalar aşağıda anlatılmıştır.

4.4.1 Anten üretimi ve ölçüm ortamının hazırlanması

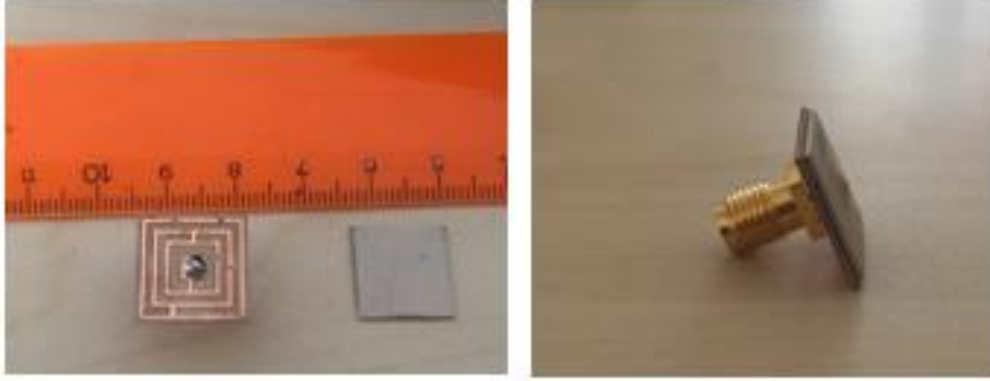
Simülasyon ortamında elde edilen tasarımın ölçümleri Çizelge 3.4'de karışım oranları verilen kimyasallar kullanılarak elde edilen fantomlar içerisinde yapılmıştır. Şekil 4.8'de üretilen anten tasarımları gösterilmektedir.



Şekil 4.8. Üretilen anten tasarımları

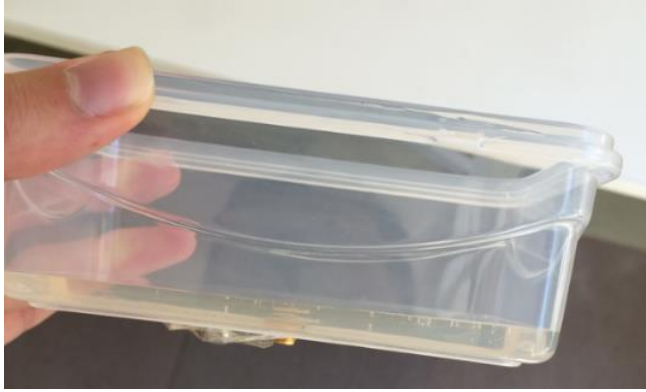
Prototip üretimi yapılan antene ilk olarak SMA port bağlanmış ve lehimleri yapılmıştır. Daha sonra kısa devre pin yapısı için fırınlama işlemi uygulanmış ve tavan

malzemesi anten üzerine elektriksel özellikleri bilenen yalıtkan yapıştırıcı ile yapıştırılmıştır. Ölçüme hazır hale getirilen antenler Şekil 4.9’da gösterilmektedir.



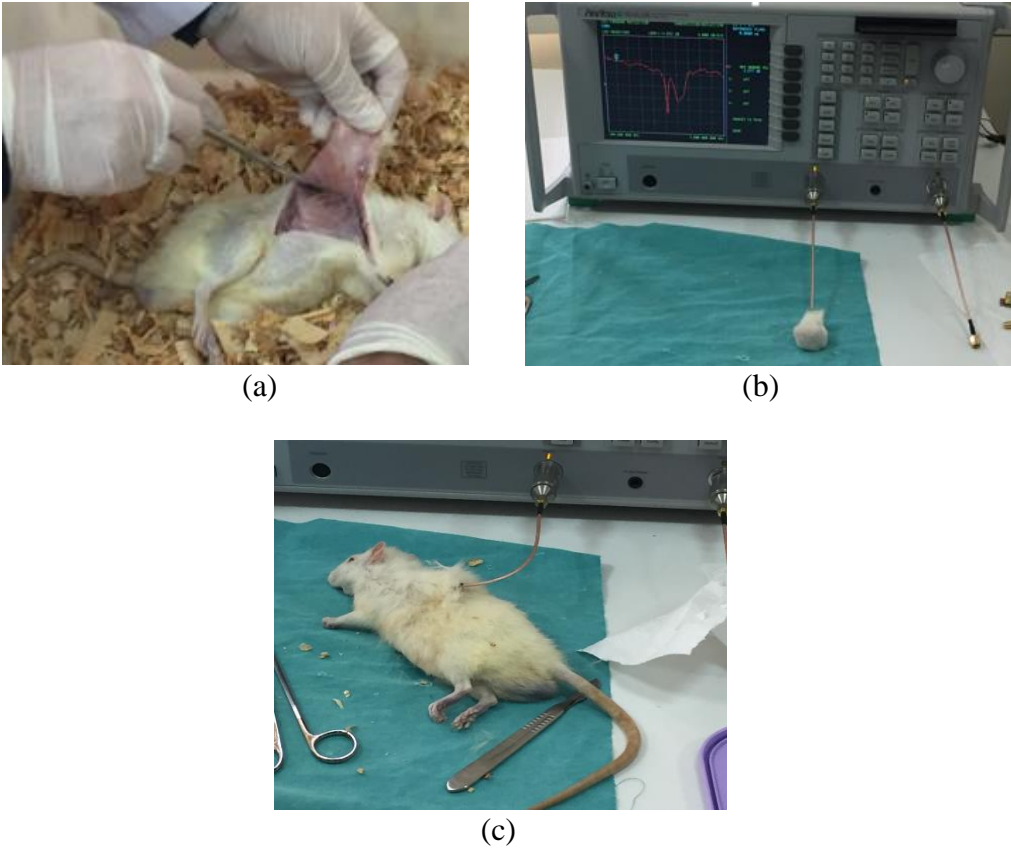
Şekil 4.9. Ölçüme hazır hale getirilen implant anten

Ölçüme hazır hale getirilen anten plastik kaplara yerletirilip hazırlanan fantom kapların içerisine dökülmüştür. Şekil 4.10’da plastik kaba yerleştirilmiş anten görülmektedir.



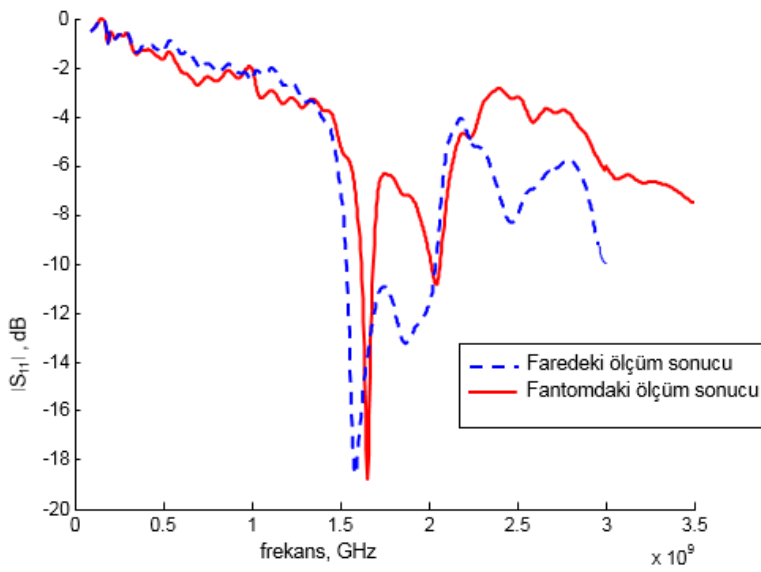
Şekil 4.10. İmplant antenin plastik kaba yerleştirilmesi

Daha sonra yine aynı şekilde ölçüme hazır hale getirilen anten hem fareye doğrudan implante edilmiş hem de fare dokusuna sarılarak ölçümler alınmıştır. Aşağıda farenin deri dokusu alınırken (a), anten deri dokusuna sarılmışken (b) ve direkt fareye implante edilmişken (c) olan ölçüm anında çekilmiş fotoğraflar verilmiştir.



Şekil 4.11. Fare dokusundaki ölçüm

Fantomda ve farede yapılan ölçümlerin karşılaştırılmalı olarak sonuçları Şekil 4.12’de verilmiştir.

Şekil 4.12. Ölçüm sonuçlarının S_{11} karakteristikleri

Her iki ölçümde birbiriyle uyumlu sonuç vermiş ancak çift bant karakteristik görülemedi. Dolayısıyla CST ve HFSS programlarındaki simülasyon sonuçlarıyla örtüşmemektedir. Bunun nedeni antenin üretiminin hatalı olmasından kaynaklanabilir. Ancak anten kısıtlı imkanlardan dolayı tekrar üretilememiştir. Bundan sonraki yapılacak çalışmalarda antenin üretimi tekrar yapılarak fantom ve fare içerisindeki ölçümlerle simülasyon sonuçlarının doğruluğunu ispatlamak amaçlanmaktadır.

Çizelge 4.2. Anten konfigürasyonunun 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 ³) 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 ³) Monopol	Üst katman: -	MICS: %33.5	-24	797
		$\epsilon_r = 26$			
Ha vd. 2011	15.9×12.9×1.6 (328.2 mm ³) ZOR	Üst katman: -	MICS: %2.5	-38	130.5
		Alt katman: FR4			
Kiourti vd. 2012	12 mm çaplı, 3×0.635 (274.3π mm ³) PIFA	Üç katmanlı: Rogers 3210	MICS: %10.9	-39.1	324.7
Lie-jie vd. 2012	19×19.4×1.27 (487.8 mm ³) PIFA	Üst katman: Rogers 3210	MICS: %52.6	-28	324
		Alt katman: Rogers 3210	ISM: %5.4	-27.6	314
Changrong vd. 2012-2	10×16×1.27 (203.2 mm ³) PIFA	Üst katman: Rogers 3010	MICS: %23.9	-30.5	609.2
		Alt katman: Rogers 3010			

Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde bu tez çalışmasının literatürdeki bir çok çalışmaya göre daha küçük olması ve çift bant performans göstermesi, literatürdeki çalışmalardan üstün olduğunu göstermektedir.

5. SONUÇ

Tezde biyotelemetri sistemlerinde kullanılacak implant mikroşerit anten tasarımı ve üretimi yapılmış ve ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Tasarımı yapılan antenin simülasyonları CST Microwave Studio programı ve Ansoft-HFSS programı ile yapılmıştır. İki farklı güçlü simülatör programında gerçekleştirilen analiz sonuçları birbirine çok yakın değerlerde çıkmış ayrıca MICS ve ISM frekans bantlarında çift bant karakteristik görülmüştür. Önerilen anten konfigürasyonunda MICS frekans bandında yaklaşık olarak %20 ve ISM frekans bandında ise %6 değerinde bant genişliği elde edilmiştir. 0.4GHz bandında maksimum anten kazancı -39.6 dB, 2.4GHz frekans bandında ise maksimum anten kazancı -26 dB'dir. SAR değerleri ise MICS bantta 354.1 W/kg ve ISM bantta 368 W/kg'dır.

Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde bu tez çalışmasının biyotelemetri sistemleri için önemli bir alternatif olacağı düşünülmektedir. Tasarımı yapılan antenin boyutu literatürdeki birçok çalışmaya göre küçüktür. Anten boyutlarının küçültülmesinde tümleyen yarık halka yapılardan, PIFA yapısından ve toprak düzlemine oluşturulan boşluk yapılarından yararlanılmıştır. Önerilen antenin fabrikasyonu gerçekleştirilmiş ve geri-dönüş kaybı ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Ölçümler literatürden alınan fantom tarifleri ile yapılmış ve fare dokusu içerisinde gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonuçları birbiriyle çok uyumlu çıkmıştır. Bu durum ölçümlerin doğru şekilde yapıldığını göstermektedir. Simülasyon sonuçlarının her iki programda benzer olmasına ölçüm sonuçlarının da kendi içlerinde yakın olmasına rağmen simülasyon sonuçlarıyla ölçüm sonuçları örtüşmemektedir. Bu yüzden antenin üretiminde bir hata olduğu öngörülmektedir.

İleriki çalışmalarda; antenin fabrikasyonu yapılarak fantom ve canlı doku ölçümleri tekrarlanabilir ve bu ölçümler için medikal implant cihaz üretimi gerçekleştirilebilir.

6. KAYNAKLAR

- AKDAĞ, M., YAMAÇ, Y.E., ALBAYRAK, Y. Ve BAŞARAN, S.C 2014. An Implantable MeanderLine Printed Antenna for Biomedical Application. International, Conference on Applied Informatics for Health and Life Scieces, accepted for presentation
- AKLEMAN, F., SEVGI, L., 1998, FDTD analysis of human head – mobile phone interaction in terms of specific absorption rate (SAR) calculations and antenna design. IEEE-APS, Conference on Antennas and Propagation for Wireless Communications, Waltham, MA, USA
- ANDREUCETTÌ, D., FOSSÌ, R. Ve PETRUCCI, C. 1997, 10Hz-100GHz frekans aralığında vücut dokularının dielektrik özelliklerinin hesaplanması için bir internet kaynağı. Web sitesinde <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/> . IFAC-CNR, Florence (İtalya), 1997. C.Gabriel ve arkadaşları tarafından yayınlanan verilere dayanılarak 1996'da.
- 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.
- BALANIS, C.A. and LOANNİDES, P. I., 2007. Introduction to smart antennas. Morgan& Claypool
- BALANIS, C.A. 2008. Modern Antenna Theory Handbook. J. Wiley& Sons, Inc, 1073p.
- BAŞARAN S. C. 2012. A Compact Dual-Wideband Antenna Based on Complementary Split-Ring Resonator. *Microwave and Optical Technology Letters*, 54(8), 1917-1920.
- BAŞARAN, S.C.2012.Compact Dual-Band Split-Ring Antenna for 2.4/5.2 GHz WLAN Applications, *Turkish J. Elec. Engin. Comp. Sci*, 20(3), 347-352.
- BAŞARAN, C. 2008. Kablosuz Haberleşme Uygulamaları İçinYarık-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 medial implant communication system (MICS) transceiver for implantable devices. IN Proc. IEEE Biomedical Circuits and Systems Conf. BioCAS. pp 158-161, 29 November, London.
- CENK, C., SONDAS, A., ERDEMLİ, Y.E. 2006. Tunable split ring resonator microstrip filter design. Mediterranean Microwave Symp., Genova, Italy, 19-21 Sep.
- 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., 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.
- DESCHAMPS, G. A. 1953. Microstrip microwave antennas. Proc. 3rd USAFSymposium on Antennas.
- 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 CORTHOUT, 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.
- GOZASHT, F., Hossain Md., D., Mohan, A.S. , "Miniaturized E-shaped PIFA antenna

- for wideband implantable biomedical applications”, International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA), pp. 832-835, 2013
- HA, J., KWON, K. and CHOI, J. 2011. Compact Zeroth-Order Resonance Antenna for Implantable Biomedical Service Applications. *Electronics Letters*, 47(23): 1267-1269.
- HALL P. S., JAMES J. R., 1989. Handbook of Microstrip Antennas, Volume 1, Peter Peregrinus Ltd, London.
- HASGALL P. A., GENNARO F., BAUMGARTHER C., NEUFELD E., GOSSELİN MC., PAYNE d., KLİNGENBÖCK A., KUSTER N. 2015. Biyolojik dokuların termal ve elektromanyetik parametreleri için veri tabanı Sürüm 3.0, 01 Eylül 2015, DOI: 10,13099 / VIP21000-03-0. www.itis.ethz.ch/database
- 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.
- KAYABAŞI, A. 2015. Kompakt Mikroşerit Antenlerin Rezonans Frekansinin Yapay Sinir Ağları Ve Bulanık Mantık Sistemine Dayalı Uyarlanırlık Kullanarak Hesaplanması. Doktora Tezi, Mersin Üniversitesi, Mersin, 189s.
- 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.
- PALANDÖKEN, M. KAYA, A. 2016. Biyotelemetri Uygulamaları için Kompakt Implant Anten Tasarımı. 1.Ulusal Biyomedikal Cihaz Tasarımı ve Üretimi Sempozyumu, ss 16-19 , 14 Mayıs. Fatih Sultan Mehmet Vakıf Üniversitesi, Haliç Yerleşkesi.
- 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.

- SEVGI, L. 1999. Elektromagnetik Problemler ve Sayısal Yöntemler, Birsen Yayınevi, İstanbul.
- SKRIVERVIK, A.K. and MERLI, F. 2011. Design Strategies for Implantable Antennas. Antennas and Propagation Conference (LAPC), pp 1-5, 14-15 Nov., Loughborough
- SKRIVERVIK, A.K., “Implantable antennas: The challenge of efficiency” 7th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), pp. 3627-3631, 2013
- SONDAŞ, A. and UÇAR, M.H.B. 2014. An Implantable Microstrip Antenna Design for Biomedical Telemetry. International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO), pp 32-35, 7-9 Nov., Ankara
- SONDAŞ, A. and UÇAR, M.H.B. 2014. An Implantable Microstrip Antenna Design for MISC-band biomedical applications. Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences, accepted for publication.
- SONDAŞ, A., UÇAR, M.H.B., URAS, E., 2014. A Dual Band Implentable Antenna Design. 2014 IEEE 22nd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU 2014), 1830-1832, Trabzon.
- 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.
- URFALIOĞLU, R. 2011. Dairesel Mikroşerit Antenlerde Uzaysal Moda Alıcı Çeşitlilik Kazancının İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi., Gazi Üniversitesi, Ankara, 91s.
- 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.
- YAMAÇ, Y.E., 2015. Biyomedikal uygulamalar için implant edilebilen mikroşerit anten tasarımı ve üretimi. Yüksek Lisans tezi, Akdeniz Üniversitesi, Antalya, 46s.
- 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



Merve USLUER 1990 yılında Burdur ilinde doğdu. İlk, orta öğrenimini Burdur Bahçelievler ilköğretim okulunda, lise öğrenimini ise Burdur Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2009 yılında girdiği Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü'nden 2013 yılında Elektrik Elektronik Mühendisi olarak mezun oldu. 2014 yılında Akdeniz Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladı.