

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN OPTİK OLARAK FREKANSI
YAPILANDIRILABİLİR İMPLANT ANTEN TASARIMI**

Mert ÇİFLİK

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

TEMMUZ 2023

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN OPTİK OLARAK FREKANSI
YAPILANDIRILABİLİR İMPLANT ANTEN TASARIMI**

Mert ÇİFLİK

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

TEMMUZ 2023

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN OPTİK OLARAK FREKANSI
YAPILANDIRILABİLİR İMPLANT ANTEN TASARIMI**

Mert ÇİFLİK
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 05/07/2023 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sıddık Cumhur BAŞARAN
Prof. Dr. Selçuk HELHEL
Dr. Öğretim Üyesi Yusuf ÖZTÜRK

ÖZET

BİYOTELEMETRİ SİSTEMLERİ İÇİN OPTİK OLARAK FREKANSI YAPILANDIRILABİLİR İMPLANT ANTEN TASARIMI

Mert ÇİFLİK

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

Temmuz 2023; 68 sayfa

Biyotelemetri sistemleri ile çeşitli hastalıkların erken teşhisi ve takibi yapılabilmekte, vücut içerisinde gerçekleşen kan şekeri oranı, nabız atış hızı, vücut sıcaklığı, damar basıncı gibi fizyolojik olaylara ait bulgular anlık olarak toplanabilmekte, hastanın yaşam kalitesi artırılabilir. Biyotelemetri sistemleri yardımı ile elde edilen veriler, implant mikroserit antenler aracılığıyla dış dünyaya aktarılmaktadır. Bu işlem, FCC (Federal Communications Commission) tarafından tahsis edilen MICS (402 – 405 MHz), MedRadio (401 – 406 MHz), ISM (433 – 435 MHz), ISM (902 – 928 MHz) ve ISM (2.40 – 2.48 GHz) gibi frekans bantlarında gerçekleştirilebilmektedir. Etrafını çevreleyen doku içinde performans sergileyen implant antenlerin, yerleştirildiği doku çeşidi değiştiğinde ışıma karakteristiği değişmekte ve haberleşmenin gerçekleştirilememesine yol açmaktadır. Bu kapsamda, bu tez çalışmasında biyotelemetri uygulamalarında kullanılmaya uygun, kompakt yapılı, kullanılan anahtarlama elemanının kapalı ve açık durumları arasında geçiş yapıp frekansı yapılandırılarak yerleştirildiği doku çeşidi değiştirildiğinde çalışma frekans bandını koruyabilen ve aynı doku içinde çalışma frekans bantlarını değiştirebilen frekansı yeniden yapılandırılabilir implant anten tasarımları geliştirilmiştir.

Önerilen antenler, kare ve dairesel geometriye sahiptir ve her iki anten koaksiyel besleme tekniği ile uyarılmaktadır. Anten boyutunu küçültmek ve bant genişliklerini en iyi seviyelerde tutmak için ana ışıma elemanları olarak yarık halka (YH) ve kıvrımlı yapı (KY) rezonatör yapıları seçilmiştir. Kıvrımlı yapılar, rezonatör üzerinde bulunan akım yollarının uzunluğunu artırarak minyatürizasyona, yarık halka yapılar ise bant genişliğinin iyileştirilmesine hem de iç içe yerleştirilmesi sebebiyle minyatürizasyona katkıda bulunmaktadır. Frekans yapılandırılması özelliği antene harici olarak eklenen bir PIN-Fotodiyot ile gerçekleştirilmiştir. Fotodiyot, dışarıdan uygulanan bir ışık yardımı ile açık duruma getirilerek anahtarlama işlemi yapılmaktadır. Tasarlanan antenlerden biri deri, kas ve yağ olmak üzere üç farklı dokuda performans sergilemekte; fotodiyot, anten deri ve kas dokuları içerisinde iken kapalı, yağ dokusu içerisinde iken ise açık konuma getirilerek frekansı ayarlanabilmektedir. Tasarlanan diğer anten ise sadece kas dokusunda performans sergilemekte, fotodiyot kapalı konumda iken ISM-2.4 GHz bandında, açık iken ise MICS, MedRadio, ISM-433 MHz, ISM-915 MHz ve ISM-2.4 GHz bantlarında çalışmaktadır. Sayısal tasarımları CST Microwave Studio aracılığıyla gerçekleştirilen antenin testleri için prototip üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretilen antenin ölçümleri, ilgili frekanslarda insan deri dokusu özelliği gösteren sıvı fantom içerisinde (In-vitro), temin edilen domuz kıyması içerisinde ve etik kurallara uygun şekilde canlı domuz içerisinde (In-vivo) gerçekleştirilmiştir. Antenlerin benzetim

ve ölçüm sonuçlarına göre geri dönüş kaybı ve ışıma örüntüsü karakteristikleri karşılaştırıldığında, oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmiştir.

Sonuç olarak bu tez çalışmasında özgün olarak geliştirilmiş frekansı ayarlanabilir implant antenlerin, biyotelemetri uygulamaları için kullanılan MICS ve ISM bantlarında gösterdiği ışıma karakteristikleri, kompakt yapısı ve yeniden ayarlanabilme özelliği göz önünde bulundurulduğunda bu sistemlerde kullanımının uygun olduğu ve literatürde etki faktörü yüksek bir çıktı yaratarak gelecekte yapılacak olan çalışmalara ışık tutacağı değerlendirilmektedir.

ANAHTAR KELİMELER: Biyotelemetri, frekans yapılandırması, ISM, implant anten, MICS, mikroşerit anten, PIN-Fotodiyot.

JÜRİ: Prof. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Dr. Öğretim Üyesi Yusuf ÖZTÜRK

ABSTRACT

OPTICALLY FREQUENCY RECONFIGURABLE IMPLANTABLE ANTENNA DESIGN FOR BIOTELEMETRY SYSTEMS

Mert ÇİFLİK

MSc Thesis in Electrical-Electronics Engineering Department

Supervisor: Prof. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

July 2023; 68 pages

Thanks to biotelemetry systems, early diagnosis and follow-up of various diseases can be made, the findings of physiological events such as blood sugar rate, pulse rate, body temperature, vascular pressure can be collected instantly and the patient's quality of life can be increased. The data obtained with the help of biotelemetry systems are transferred to the outside world through implantable microstrip antennas. This operation can be performed in frequency bands allocated by the FCC (Federal Communications Commission) such as MICS (402 – 405 MHz), MedRadio (401 – 406 MHz), ISM (433 – 435 MHz), ISM (902 – 928 MHz) and ISM (2.40 – 2.48 GHz). The radiation characteristics of the implant antennas, which perform in the surrounding tissue, change when the type of tissue they are placed in changes, leading to the inability to communicate. In this thesis, a compact structured implant antenna design suitable for use in biotelemetry applications, with a reconfigurable frequency, which can maintain the operating frequency band and change the operating frequency bands in the same tissue when the tissue type is changed by configuring the frequency by switching between the closed and open states of the used switching element, has been developed.

The proposed antennas have square and circular geometry and both antennas are excited by coaxial feeding technique. In order to reduce the antenna size and keep the bandwidths at the best levels, split-ring (SR) and meander-line (ML) resonator structures were chosen as the main radiation elements. Convolutional structures contribute to miniaturization by increasing the length of the current paths on the resonator, while split-ring structures contribute to both improving the bandwidth and miniaturization due to intertwine. Frequency configuration feature is realized with a PIN-Photodiode added externally to the antenna. The photodiode is switched on with the help of an externally applied light and switching is performed. One of the designed antennas performs in three different tissues: skin, muscle and fat; The frequency can be adjusted by turning the photodiode to the closed position when the antenna is in the skin and muscle tissues, and on position when it is in the fat tissue. The other antenna designed performs only in muscle tissue, works in the ISM-2.4 GHz band when the photodiode is off, and works in the MICS, MedRadio, ISM-433 MHz, ISM-915 MHz and ISM-2.4 GHz bands when it is on. Prototype production was carried out for the tests of the antenna, whose numerical design was carried out through CST Microwave Studio. The measurements of the produced antenna were carried out in a liquid phantom (In-vitro) showing the characteristics of human skin tissue at the relevant frequencies, in the pork minced meat supplied and in live pig (In-vivo) in accordance with ethical rules. When the return loss

and radiation pattern characteristics of the antennas are compared according to the simulation and measurement results, it is observed that they are quite compatible.

As a result, in this thesis study, considering the radiation characteristics, compact structure and reconfigurability of the originally developed frequency adjustable implant antennas in MICS and ISM bands used for biotelemetry applications, it is appropriate to use in these systems and by creating an output with a high impact factor in the literature, It is considered that it will shed light on the future studies.

KEYWORDS: Biotelemetry, frequency reconfigurability, ISM, implantable antenna, MICS, microstrip antenna, PIN-Photodiode.

COMMITTEE: Prof. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Asst. Prof. Dr. Yusuf ÖZTÜRK

ÖNSÖZ

Bu tez çalışması, biyotelemetri sistemleri için frekansı ayarlanabilir implant anten tasarımları hakkındadır. Gelişen teknoloji ile beraber artan tıp ve mühendislik ortak uygulamaları kapsamında geliştirilen biyotelemetri sistemleri ihtiyaçlarının karşılanması hedeflenmiştir. Gelecekte bu konuda yapılacak çalışmalara ışık tutması ümit edilmektedir.

Bu süreçte desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen aileme, iyi bir akademisyen olma yolunda bana yol gösteren değerli danışmanım Prof. Dr. S. Cumhur BAŞARAN'a, ölçüm süreçlerinde büyük yardımları dokunan Prof. Dr. Selçuk HELHEL, Prof. Dr. Murat CANPOLAT, Doç. Dr. Özgür DANDİN ve Dr. Öğr. Üyesi Yusuf ÖZTÜRK hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.



İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
ÖNSÖZ.....	v
AKADEMİK BEYAN	ixiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1. Pasif Sistemler	1
1.2. Aktif Sistemler	2
1.3. İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler.....	3
1.4. Yeniden Yapılandırılabilir Mikroşerit Antenler	5
1.4.1. Frekansı yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler.....	6
1.4.2. Işıma örüntüsü yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler	6
1.4.3. Polarizasyonu yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler.....	7
1.5. Yeniden Yapılandırmada Kullanılan Aktif Anahtarlama Elemanları	7
1.5.1. RF MEMS anahtarlar.....	7
1.5.2. PIN diyotlar	8
1.5.3. Varaktör diyotlar.....	8
1.5.4. Fotodiyotlar.....	8
1.6. Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler	9
2. KAYNAK TARAMASI	10
2.1. Biyotelemetri Sistemleri için Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler	10
2.2. Sayısal Analiz ve Doku Modeli.....	15
3. MATERYAL VE METOT	17
3.1. DDOFY-İMA Tasarımı.....	17
3.2. SDOFY-İMA Tasarımı.....	32
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	43
4.1. Benzetim Sonuçları	43
4.2. Frekansı Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Anten Üretimi ve Ölçümü.....	51

5. SONUÇLAR	60
6. KAYNAKLAR	61
ÖZGEÇMİŞ	



AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Biyotelemetri Sistemleri için Optik Olarak Frekansı Yapılandırılabilir İmplant Anten Tasarımı” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

05/07/2023

Mert ÇİFLİK

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

ϵ_r	: Elektriksel geçirgenlik
σ	: Elektriksel iletkenlik
ρ	: Kütle yoğunluğu
π	: Pi

Kısaltmalar

CP	: Dairesel Polarizasyon
dB	: Desibel
DC	: Doğru Akım
DDOFY-İMA : Değişken Doku Optik Olarak Frekansı Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Edilebilir Mikroşerit Anten	
ETSI	: Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü
FCC	: Federal İletişim Kurulu
GHz	: Giga Hertz
GPS	: Küresel Konumlama Sistemi
gr	: gram
GSM	: Mobil İletişim için Küresel Sistem
ISM	: Endüstriyel, Bilimsel ve Medikal Bant
ITU	: Uluslararası Telekomünikasyon Birliği
LHCP	: Sol El Dairesel Polarizasyon
LP	: Doğrusal Polarizasyon
LTE	: Uzun Vadeli Evrim

MedRadio	: Tıbbi Cihaz Radyo İletişim Servisi
MEMS	: Mikro Elektrik Mekanik Sistemler
MHz	: Mega Hertz
MICS	: Tıbbi İmplant İletişim Servisi
MMIC	: Monolitik Mikrodalga Entegre Devre
MOSFET	: Metal Oksit Yarı İletken Alan Etkili Transistör
PIN	: P-tipi ve N-tipi madde birleşimi
RF	: Radyo Frekans
RHCP	: Sağ El Dairesel Polarizasyon
SAR	: Özgül Emilim Oranı
SDOFY-İMA	: Sabit Doku Optik Olarak Frekansı Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Edilebilir Mikroşerit Anten
UMTS	: Evrensel Mobil Telekomünikasyon Sistemi
UWB	: Ultra Geniş Bant
WLAN	: Kablosuz Yerel Ağ

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Mikroşerit anten yapısı	3
Şekil 1.2. Mikroşerit anten besleme çeşitleri; a) Mikroşerit hat besleme; b) Eş yüzey dalga kılavuzlanmış besleme; c) Eş eksenli hat besleme	5
Şekil 2.1. Doku Modelleri; a) Üç katmanlı doku; b) Hugo model; c) Katja model	16
Şekil 3.1. Tasarım-1; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	18
Şekil 3.2. Tasarım-1'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	18
Şekil 3.3. Tasarım-2; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	19
Şekil 3.4. Tasarım-2'ye ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	19
Şekil 3.5. Tasarım-3; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	20
Şekil 3.6. Tasarım-3'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	20
Şekil 3.7. Tasarım-4; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	21
Şekil 3.8. Tasarım-4'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	21
Şekil 3.9. Tasarım-5; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	22
Şekil 3.10. Tasarım-5'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	22
Şekil 3.11. Tasarım-6 elde edilirken deri dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	23
Şekil 3.12. Tasarım-6; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	23
Şekil 3.13. Tasarım-6'ya ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	24
Şekil 3.14. Tasarım-7; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	24
Şekil 3.15. Tasarım-7'nin deri, kas ve yağ dokusu içerisinde optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği	25
Şekil 3.16. Tasarım-7'nin kas dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği	26
Şekil 3.17. Tasarım-7'nin deri dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği	26
Şekil 3.18. Tasarım-7'nin yağ dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği	27

Şekil 3.19. Tasarım-7'nin yağ dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği	27
Şekil 3.20. Tasarım-7'nin kas dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği	28
Şekil 3.21. Tasarım-7 eşdeğer devre modeli; a) Fotodiyot kapalı b) Fotodiyot açık	29
Şekil 3.22. Tasarım-7'nin benzetim sonuçları ile devre modeli benzetim sonuçlarının karşılaştırılmasına ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	30
Şekil 3.23. DDOFY-İMA tasarımı	30
Şekil 3.24. Tasarım-1; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	32
Şekil 3.25. Tasarım-1'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	33
Şekil 3.26. Tasarım-2; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	33
Şekil 3.27. Tasarım-2'ye ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	34
Şekil 3.28. Tasarım-3; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	35
Şekil 3.29. Tasarım-3'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	35
Şekil 3.30. Tasarım-4; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	36
Şekil 3.31. Tasarım-4'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	36
Şekil 3.32. Tasarım-5; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	37
Şekil 3.33. Tasarım-5'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	37
Şekil 3.34. Tasarım-6; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	38
Şekil 3.35. Tasarım-6'ya ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	38
Şekil 3.36. Tasarım-7; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	39
Şekil 3.37. Tasarım-7'ye ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	39
Şekil 3.38. Tasarım-8; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	40
Şekil 3.39. Tasarım-8'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	40
Şekil 3.40. Tasarım-9; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi	41
Şekil 3.41. Tasarım-9'a ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği	41
Şekil 3.42. SDOFY-İMA tasarımı	42

Şekil 4.1. DDOFY-İMA tasarımı ve geri dönüş kaybı (S11) grafiği	43
Şekil 4.2. SDOFY-İMA tasarımı ve geri dönüş kaybı (S11) grafiği	44
Şekil 4.3. DDOFY-İMA Homojen modelde 2.45 GHz ışıma örüntüleri; a) Deri dokusu; b) Kas dokusu; c) Yağ dokusu	45
Şekil 4.4. SDOFY-İMA Homojen kas modelinde ışıma örüntüleri; a) 403 MHz; b) 915 MHz; c) 2.45 GHz	46
Şekil 4.5. DDOFY-İMA Voxel modelde 2.45 GHz frekansında 3-Boyutlu ışıma örüntüleri; a) Kas dokusu; b) Deri dokusu; c) Yağ dokusu	47
Şekil 4.6. DDOFY-İMA Voxel modelde 2.45 GHz frekansında 2-Boyutlu normalize ışıma örüntüleri; a) Kas dokusu; b) Deri dokusu; c) Yağ dokusu	48
Şekil 4.7. SDOFY-İMA Homojen kas modelinde 2-Boyutlu normalize ışıma örüntüleri; a) 403 MHz; b) 915 MHz; c) 2.45 GHz	49
Şekil 4.8. DDOFY-İMA Voxel modelde 2.45 GHz frekansında 1 gr dokuda SAR analiz sonuçları; a) Kas dokusu; b) Deri dokusu; c) Yağ dokusu	50
Şekil 4.9. Üretimi gerçekleştirilmiş DDOFY-İMA	51
Şekil 4.10. DDOFY-İMA'nın kas dokusu ölçümü; a) Doku içine yerleştirilmesi; b) Ölçüm düzeneği	52
Şekil 4.11. DDOFY-İMA'nın canlı domuz ölçümü; a) Kas dokusu içine yerleştirilmesi; b) Kas dokusu ölçüm aşaması	52
Şekil 4.12. DDOFY-İMA'nın kas dokusu için canlı domuzda ve kıymada gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen model benzetim ve Hugo model benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı (S11) karşılaştırmasına ait grafik	53
Şekil 4.13. DDOFY-İMA'nın deri dokusu ölçümü; a) Fantom sıvısı içine yerleştirilmesi; b) Ölçüm düzeneği	54
Şekil 4.14. DDOFY-İMA'nın canlı domuz ölçümü; a) Deri dokusu içine yerleştirilmesi; b) Deri dokusu ölçüm aşaması	55
Şekil 4.15. DDOFY-İMA'nın deri dokusu için canlı domuzda ve fantom sıvısında gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen model benzetim ve Katja model benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı (S11) karşılaştırmasına ait grafik	55
Şekil 4.16. DDOFY-İMA'nın yağ dokusu ölçümü; a) Antenin yağ dokusu içine yerleştirilmesi; b) Antenin üzerinin yağ dokusu ile kapatılıp lazer ışığının uygulanması c) Ölçüm düzeneği	56
Şekil 4.17. a) Lazer kaynağı düzeneği; b) Fiber optik kablo	57

Şekil 4.18. DDOFY-İMA'nın yağ dokusu için yağ dokusunda gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen model benzetim ve Hugo model benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı (S11) karşılaştırmasına ait grafik	57
Şekil 4.19. DDOFY-İMA'nın kas dokusu 2.45 GHz ışıma örüntüsü ölçümü; a) Antenin kıyma içine yerleştirilmesi; b) Antenin kıyma içine yerleştirilip üzerinin kapatılması; c) Ölçüm düzeneği	58
Şekil 4.20. DDOFY-İMA'nın kas dokusu 2.45 GHz normalize ışıma örüntüsü karşılaştırması; a) $\phi=0^\circ$; b) $\phi=90^\circ$	59



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Literatürde bulunan yeniden yapılandırılabilir implant anten çalışmaları..	14
Çizelge 3.1. DDOFY-İMA tasarım parametreleri	31
Çizelge 3.2. SDOFY-İMA tasarım parametreleri	42
Çizelge 4.1. Deri dokusu için 2.4 GHz frekansında fantom çözelti malzeme oranları...	54



1. GİRİŞ

İnsan sağlığının ve yaşam kalitesinin en iyi seviyede tutulması insanlık için her zaman birinci öncelik olmuştur. Bu amaç doğrultusunda yapılan çalışmaların temelleri 1800'lü yıllara dayansa da gelişen teknoloji ile birlikte tıp ve mühendislik bilimlerinin kesişim kümesinde artış meydana gelmiş, 1960'lı yılların başlarında implant edilebilir kalp pillerinin üretilmesinin ardından biyotelemetri sistemlerinin medikal uygulamalarda edindiği yer büyük ivme kazanarak artış göstermiştir. Sağlıksal sorunların erken teşhisi ve tedavisinde oldukça önemli yere sahip olan biyotelemetri sistemleri, insan veya diğer canlıların fizyolojik verilerinin uzaktan takip edilmesine ve bu verilerin kolaylıkla işlenmesine katkı sağlamaktadır. Kan şekeri, kalp atış hızı ve vücut sıcaklığı değerlerinin ölçülmesi, kalp pilleri, endoskopi cihazları ve beyin implantları biyotelemetri sistemleri yardımı ile gerçekleştirilebilen medikal uygulamalara örnek olarak gösterilebilir (Zeng vd. 2008).

Kablosuz haberleşme uygulamalarında kullanılan alıcı-verici sistemlere, implant edilebilir sistemlerin entegre edilmesi ile telemetri sistemleri alanında büyük bir atılım gerçekleşmiştir. Yoğunlukla tıbbi uygulamalarda kullanılan, tek ya da çift yönlü haberleşmeye imkân tanıyan implant edilebilir kablosuz telemetri sistemleri çalışma prensiplerine ve kullanılan anten tiplerine göre iki ana başlık altında toplanabilir.

- Pasif sistemler
- Aktif sistemler

1.1. Pasif Sistemler

İmplant ve harici alıcı arasındaki kablosuz haberleşmenin endüktif devre elemanları ile gerçekleştirildiği sistemler Pasif sistemler olarak adlandırılır. Bu sistemlerde kullanılan sensörler genellikle mikro boyutlarda bir kapasitans ve endüktans elemanının farklı konfigürasyonlarda birleştirilmesi ile oluşturulur. Ölçülmek istenilen fizyolojik verinin büyüklüğüne bağlı olarak değişen kapasitans değeri, sensörün LC rezonans frekansını etkiler. Endüktans veya kapasitanstaki bu değişiklik, harici bir anten aracılığı ile gönderilen elektromanyetik dalga yardımı ile sensörün rezonans frekansındaki değişimleri algılayabilir. Yüzey akustik rezonans (Liang vd. 2011, Murphy vd. 2013) ve piezorezistif (Inoue vd. 2019) elemanların kullanıldığı ya da frekans kayması yerine verinin sayısal değerinin yansıtıldığı (DeHennis ve Wise 2006; Schlierf vd. 2007; Cong ve Young 2009; Chow vd. 2010; Romain vd. 2011; Cheong vd. 2012; Cleven vd. 2012) sistemler literatürde yer edinmiştir. Alıcı verici arasındaki haberleşme 400 MHz - 433 MHz gibi düşük frekanslarda sağlanmaktadır (Scanlon vd. 1997; Crumley vd. 1998; Scanlon vd. 1999). Bu tip sistemlerde çevrim (loop) antenler kullanılır. Bunun sebebi, çevrim antenlerin yakın alan bölgesinde düşük empedans göstererek kuplajlamayı kolaylaştırmasıdır (Curto ve Ammann 2006).

1.2 Aktif Sistemler

Vücut içinde gerçekleşen fizyolojik değişikliklere ait verileri sensör yardımı ile okuyan ve okunan bu verileri bir anten aracılığı ile harici bir cihaza aktaran sistemler aktif sistem olarak adlandırılır. Bu sistemlerin temel bileşenleri; sensör yardımı ile toplanan fizyolojik veriyi anlamlı hale getirecek şekilde işleyen bir mikroişlemci, işlenen veriyi harici cihaza aktaracak bir alıcı-verici modül, işlemsel yükselteçler, anahtarlama elemanları, tüm elektronik devre elemanlarına enerji sağlanacak güç kaynağı ve son olarak verinin harici cihaza aktarılması işlemi sistemin nihai elemanı olan implant edilebilir anten olarak sıralanabilir. (Wang vd. 2005). Vücut içerisine yerleştirilen bir sensör yardımı ile ölçülen fizyolojik verinin, kablolu olarak dahili (vücut içi) modülden harici (vücut dışı) modüle aktarılması ve harici modülde toplanan verilerin anlık olarak izlendiği aktif sistemlere (Theodor vd. 2014, Unadkat vd. 2015, Caldara vd. 2016) çalışmaları örnek olarak gösterilebilir. Aktif sistemlerin özellikle dahili modülünün minyatürizasyonu oldukça önemlidir. Bu sebep, sistem elemanlarının küçük boyutlarda seçilmesi ve minyatür anten kullanılması ihtiyacını beraberinde getirir. Kullanılacak implant edilebilir anten küçük boyutlu, hafif ve sisteme uyum sağlayacak yapıda olmalıdır. Bunların yanı sıra, antenin ışıma karakteristiği uluslararası standartlarca kabul edilen değerleri de sağlamalıdır.

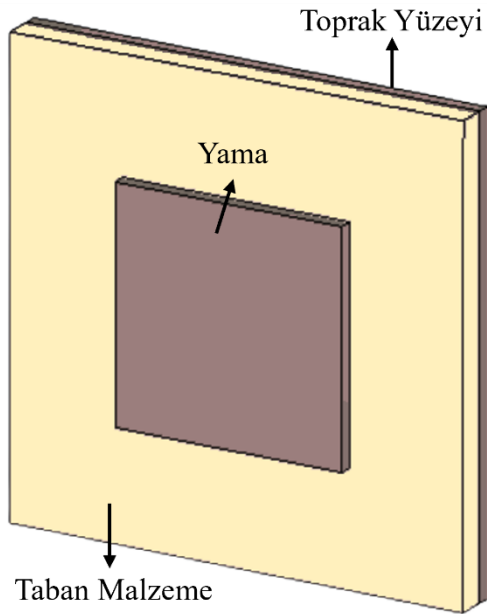
Kullanılan sistemin haberleşme mesafesinin artırılması, sistem boyutunun küçültülmesi ve kompakt bir sistem hedefi gibi durumlarda aktif sistemlerin kullanımı öne çıkmaktadır. Vücut içi haberleşme uygulamalarının en iyi performansta çalışması için kullanılacak implant edilebilir antenin çift ya da çoklu bant olması hedeflenir. Bu bantlardan biri verinin transferi diğeri ise uyku modu özelliği için kullanılır. Doku içerisinde gerçekleşen tıbbi haberleşme uygulamaları için Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü (ETSI) tarafından medikal implant haberleşme sistemi (Medical Implant Communication System: MICS) bandı ayrılmıştır. MICS bandı frekans spektrumunda 402-405 MHz frekansları arasında tanımlıdır. Bu frekans bandı vücut içerisindeki iyi iletkenliği, yüksek veri hızı ve iki metreye kadar olan haberleşme mesafesi ile ön plana çıkmaktadır (Islam ve Yuce 2016). Aktif sistemler, bünyesinde bulundurduğu elektronik devre elemanlarının çalışması için güç kaynağına ihtiyaç duyar. Bu devre elemanlarının sadece veri toplanacağı zaman aralıklarında açık olması yeterlidir. Aksi halde sınırlı bir çalışma süresine sahip olacaktır. Bu ihtiyaç doğrultusunda kullanılan implant edilebilir antenin endüstriyel, bilimsel ve tıbbi (Industrial, Scientific, and Medical: ISM) bantta performans sergilemesi ihtiyacı ortaya çıkmıştır. ISM bandı birçok frekans aralığına sahip olsa da medikal uygulamalarda en yaygın kullanılan 2.40 – 2.48 GHz bandıdır. Bu frekans bandında dahili sisteme harici sistemden gönderilecek uyku modu sinyali ile sürekli güç tüketen elektronik devre elemanlarının enerjisi kesilerek sistem daha uzun süre kullanılabilir hale getirilir. Frekansın ve bant genişliğinin artırılması ile iletişim alanı da artış gösterir. Literatürde çeşitli mikroşerit anten konfigürasyonları önerilmiş veya telemetri uygulamaları için kullanılmıştır.

Yüksek dielektrik geçirgenliğe sahip deri, kas ve yağ gibi biyolojik kayıplı dokuların içine yerleştirilen antenin sergilediği ışıma karakteristiği, dokuların elektriksel geçirgenlik (ϵ_r), elektriksel iletkenlik (σ) ve kütle yoğunluğu (ρ) gibi sıcaklık ve frekans ile değişen parametrelerine bağlı olduğu için değişiklik gösterir. Frekansın artması elektriksel geçirgenlikte azalmaya yol açarken, elektriksel iletkenlik değerinin

artmasına sebep olur. Bu sebeplerden dolayı küçük boyutlarda verimli bir anten tasarlamak birçok zorluğu beraberinde getirir.

1.3 İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler

İmplant edilebilir sistemlerde duyulan küçük boyut, kompakt tasarım, çoklu bant performansı gibi ihtiyaçları karşılayan ve yaygınlıkla kullanılan mikroşerit yama antenler, düşük profilleri, hafif yapısı, düşük maliyetleri, tasarım aşamasında sağladığı yüksek esneklikleri ve diğer sistem elemanları ile gösterdiği yüksek uyumluluğu sebebiyle tercih edilmektedirler. Bu antenler, radyo ve kablosuz haberleşme uygulamalarında, yüksek performanslı uçaklar, uzay araçları, uydu sistemleri ve savunma sanayii uygulamalarında da yaygın olarak kullanılmaktadır (Balanis 2005). Mikroşerit antenler üzerine yapılan çalışmaların temeli 1953 yılına (Mehta 2015) dayanmakta ve 1970'li yıllardan sonra bu tip antenler ile ilgili yapılan çalışmalar ivmelenerek artış göstermiştir. Şekil 1.3'te verilen tipik bir mikroşerit anten, dielektrik taban malzemesinin üst yüzeyine yerleştirilmiş iletken ışıma elemanı ve alt yüzeyinde bulunan iletken toprak yüzey katmanlarından oluşur. Anten beslemesi, taban malzeme üzerinden bir koaksiyel besleme hattı ya da bir mikroşerit besleme hattı ile gerçekleştirilebilir. Mikroşerit antenlerin üretimi baskılı devre teknolojisi yardımıyla yüksek maliyet gerektirmeden gerçekleştirilebilir ve monolitik mikrodalga tümleşik devreler (MMIC'ler) ile uyumludur. Bu antenler, tasarım kolaylığı sebebiyle rahatlıkla minyatürleştirilebilir, geniş bant ya da çoklu bant uygulamalarında tercih edilebilir.



Şekil 1.1. Mikroşerit anten yapısı

Tasarımı ve üretimi kolay olmasına rağmen, düşük frekans uygulamalarında kullanılan mikroşerit antenlerin birçoğu dar bant karakteristiğe ve büyük boyutlara sahiptir. İmplant edilebilir uygulamalarda kullanılması hedeflenen mikroşerit antenlerin minyatür hale getirilmesi ve bant genişliğinin iyileştirilmesi gerekmektedir. Yüksek dielektrik sabitine sahip taban malzemesi kullanılarak tasarlanan implant edilebilir mikroşerit antenlerde efektif dalga boyu kısalmış, doğal olarak anten boyutu küçülür ve düşük rezonans frekans noktalarının elde edilmesi kolaylaşır. Seçilen taban malzemenin kalınlığı arttıkça rezonans frekansı ve bant genişliği artar, azaldıkça rezonans frekansı ve bant genişliği azalır. Bu sebeple düşük rezonans frekans bandı elde etmek için dielektrik sabiti yüksek fakat ince bir taban malzeme gereklidir (Kiourti ve Nikita 2012). Mikroşerit antenlerin dezavantajlarına düşük verimlilik, sınırlı güç kapasitesi, zayıf polarizasyon ve ısıma performansı örnek olarak gösterilebilir.

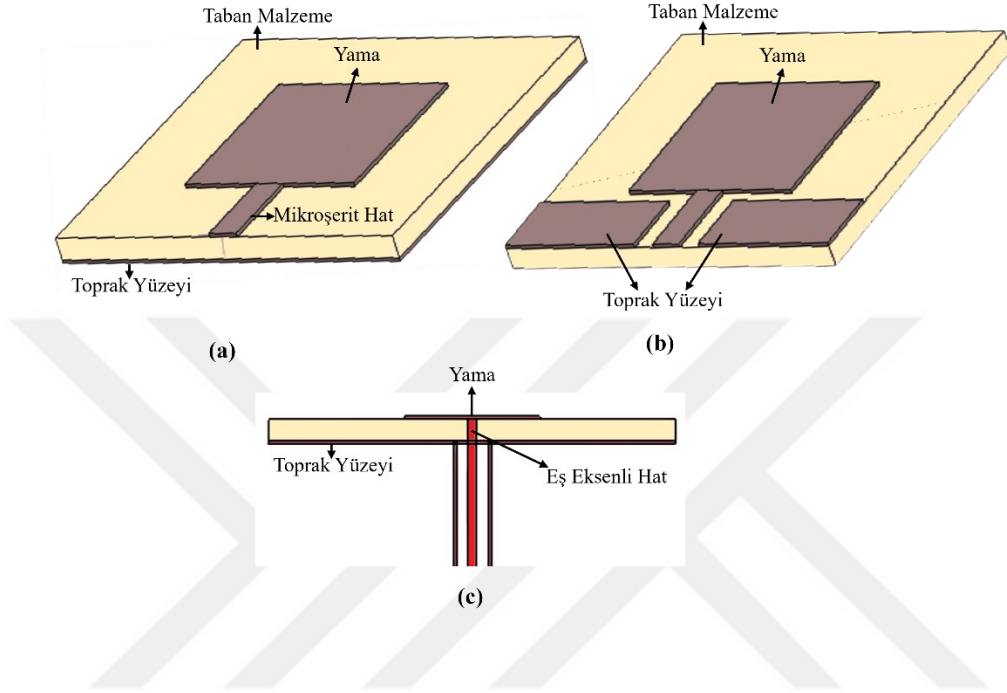
Mikroşerit antenlerin besleme konfigürasyonlarının anten performansına olan etkisi büyüktür. Bu sebeple farklı besleme yöntemleri geliştirilmiştir. Yaygın olarak kullanılan besleme çeşitlerine örnek olarak; eş eksenli hat besleme, mikroşerit besleme, eş yüzey dalga kılavuzlanmış besleme gösterilebilir. Besleme yönteminin seçilmesini esnasında birçok etken göz önünde bulundurulur. Bu etkenler arasında en önemlisi empedans uyumu yani besleme hattı ile ısıma elemanı arasındaki güç iletim verimidir. İyi bir empedans uyumu ile yüzey dalgalarının, istenmeyen ışımların ve bu ışımların anten performansına olan olumsuz etkilerinin engellenmesi mümkün olmaktadır.

Mikroşerit hat besleme, mikroşerit antenlerde kullanılan en basit besleme yöntemidir. ‘Şekil 1.4 (a)’da görüldüğü üzere bu yöntemde besleme hattı ile ısıma elemanı aynı taban malzeme üzerine konumlandırılmış ve birbirlerine temas etmektedirler. Üretim ve tasarım aşamalarını kolaylaştıran bu besleme yöntemi dar bant anten karakteristiğini beraberinde getirmektedir. Bant genişliğinin artırılması için kullanılan taban malzemesinin kalınlığının artırılması çözüm olarak gösterilebilir fakat bu durumda ise beslemeden kaynaklanan parazitik ısıma ve yüzey dalgalarını artışı gibi sorunlar ortaya çıkacaktır (Balanis 2005). Besleme hattının genişliğinin yama boyutlarına oranla daha küçük olması empedans uyumunu güçleştiren bir durumdur. Ancak empedans uyumu herhangi bir uyumlandırma devresine ihtiyaç kalmadan yamada boşluklar oluşturarak ya da besleme hattı ile yama arasına kuplaj boşluğu eklenerek artırılabilir. Fakat eklenen bu boşluk güç kaybına da sebep olmaktadır (Garg vd. 2001).

Eş yüzey dalga kılavuzlanmış beslemede, mikroşerit hat beslemenin aksine ısıma elemanı ve toprak yüzeyi ‘Şekil 1.4 (b)’deki gibi aynı düzleme yerleştirilmiştir. Yama ile toprak yüzey arasındaki boşluk değiştirilerek empedans uyumu sağlanabilir (Liang vd. 2005, Ma ve Tseng 2006, Rahman vd. 2007, Ur-Rehman vd. 2015). Avantajları arasında, düşük yansıma oranı (Smith ve Williams 1992), geniş bant karakteristik sergilemesi (Başaran ve Sertel 2013) ve kolay üretilebilirliği gösterilebilir. Bu besleme yöntemi, kalın taban malzeme gereksinimi sebebiyle düşük profilli anten tasarımını ve düşük frekans uygulamaları için kullanımını zorlaştırmaktadır.

Eş eksenli hat besleme, ‘Şekil 1.4 (c)’de görüldüğü üzere eş eksenli bir kablo toprak yüzeyinin altına yerleştirilmiş ve kablonun iç iletkeni taban malzemeyi delerek ısıma elemanına, dış iletkeni ise toprak yüzeyine bağlanmaktadır. Yaygın olarak kullanılan bu besleme tipinde empedans uyumluluğu beslemenin konumuna göre

değişmektedir. Dezavantaj olarak, taban malzemesinin delinerek iç iletkenin ısıma elemanına bağlanması gösterilebilir. Bu besleme yönteminde dar bant karakteristik elde edilebileceği gibi bant genişliğini artırmak için taban malzemesi kalınlığının artırılması ısıma performansını olumsuz etkileyebilir (Garg vd. 2001).



Şekil 1.2. Mikroşerit anten besleme çeşitleri; **a)** Mikroşerit hat besleme; **b)** Eş yüzey dalga kılavuzlanmış besleme; **c)** Eş eksenli hat besleme

1.4 Yeniden Yapılandırılabilir Mikroşerit Antenler

Kablosuz haberleşme sistemlerinin uygulama alanındaki çeşitliliğin artmasıyla birlikte mikroşerit antenlere duyulan ihtiyaç zamanla artış göstermiştir. Geleneksel mikroşerit antenler belirli frekans bantlarında çalışırlar. Bir anten çift ya da çoklu bant performans sergileyebilir. Fakat, antenin performans sergilediği bant sayısı artırılmak istendiğinde; büyük boyut, düşük verimlilik, düşük ısıma kazancı gibi sorunlar ortaya çıkabilir. Çoklu bant performansın bir adet anten ile sağlanamadığı durumlarda entegre edilmesi hedeflenen sistemde farklı frekans bantlarında çalışan birden fazla anten kullanma ihtiyacı doğar. Bu durum, antenin sistemde kapladığı hacmi artırarak kompakt bir sistem tasarlama hedefine engel olur. Yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler, çalışma bandı sayısını artırarak birden fazla anten kullanma gereksinimini ortadan kaldırır, minyatürizasyona katkı sağlar, anten performansını iyileştirir. Bu sayede bir anten ile birden fazla cihaz ile haberleşme sağlanabilir. Değişen ortam koşullarına uyum sağlamak ve farklı frekans bantlarında performans sergilemek üzere anten rezonatör geometrisini ve akım yollarını yeniden oluşturma yeteneğine sahip bu antenler tipik bir mikroşerit anten ile aynı karakteristik özelliklere sahiptirler. Yeniden yapılandırılabilir

mikroşerit antenler çok sayıda haberleşme bandını (UMTS, MICS, GPS, GSM, ISM, WLAN, LTE, Bluetooth vb.) desteklemektedirler.

Bir mikroşerit antenin yeniden yapılandırması, antenin rezonatör yüzeyi üzerinde bulunan yama yollarını harici olarak eklenen bir pasif anahtarlama elemanları yardımı ile oluşan akım dağılımını değiştirir, yama yollarını artırarak ya da azaltarak ışıma karakteristiğini etkiler. Antenin yeniden yapılandırılması işleminde, eklenen pasif anahtarlama elemanın akım yollarını yeniden oluşturması ile devreye giren yeni yollar birden fazla frekans bandını etkileyebilir. Bu sorun, farklı frekans bantlarının aynı anda elde edilmesi güçlüğüne beraberinde getirir. Bunların yanı sıra, oluşan yeni yama yolları antenin verimine, empedans uyumuna, kazancına ve ışıma performansına olumsuz yönde katkı sağlayabilir. Bu sorunlar anten tasarımı sırasında karşılaşılabilecek ve tasarımı zorlaştırabilecek etkenler arasında gösterilebilir. Yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler, yapılandırma özelliklerine göre üç başlık altında toplanabilir.

- Frekansı yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler
- Işıma örüntüsü yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler
- Polarizasyonu yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler

1.4.1 Frekansı yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler

Frekansı yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenlerin çalışma frekansları kullanılan anahtarlama çeşidine göre yapılan müdahale sonucunda anlık olarak ayarlanabilir. Bu tip antenlerde yeniden yapılandırma sonucunda aktif frekans bantlarını değiştirilebildiği gibi aktif frekans bantları değiştirilmeksizin yeni frekans bantları eklenerek aktif frekans bandı sayısı artırılabilir. Bir mikroşerit antenin elektriksel boyutu rezonans frekansına bağlı olarak değişim gösterdiğinden, yeniden yapılandırılarak rezonans frekansı değiştirildiğinde elektriksel boyutu küçülebilir ya da büyüyebilir. Ek olarak, yeniden yapılandırma işlemi sonrasında antenin artan ya da azalan rezonatör uzunlukları ışıma karakteristiğini etkileyecek, böylelikle empedansı değişecektir (Khidre vd. 2015). Bu tip antenler, çalışma frekanslarının anlık olarak değiştirilmesini gerekli kılan çeşitli kablosuz haberleşme uygulamalarında yaygın olarak kullanılır. Frekansı yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler sayesinde antenin boyutu, ağırlığı ve maliyeti azalır. Dahil oldukları sisteme de aynı olumlu katkıları sağlar (Khidre vd. 2015, Li vd. 2015).

1.4.2 Işıma örüntüsü yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler

Işıma örüntüsü kontrol edilebilir bir anten, örüntü yönünü istenilen doğrultuya yönlendirebildiği ve haberleşme verimliliğini artırabildiği için birçok uygulamada tercih edilmektedir. Bir radar sisteminde, ışıma örüntüsünün hızlı bir şekilde yapılandırılması ile hüzmeye yönünü etkin şekilde kontrol edebilen anten ile dairesel eksende tam bir tarama gerçekleştirilebilir, hedeflenen ışıma örüntüsü yönünde gürültülü bir sinyal mevcut ise örüntü yapılandırılarak haberleşme kalitesi artırılabilir (Yang vd. 2019),

tıbbi uygulamalarda vücudun içi ile dışı arasındaki haberleşmeyi geliştirebilir ve istenmeyen yönlerdeki ışımayı önleyebilir. Anten rezonatör yüzeyi üzerindeki akım yolların ışıma örüntüsünü doğrudan etkilemektedir (Lu vd. 2016). Bu tip antenlerde, ışıma örüntüsü yeniden yapılandırılırken sabit çalışma frekansları korunur, örüntü istenilen yöne yapılandırılır, böylelikle ışıyan elektromanyetik enerjinin en verimli şekilde yayılımı sağlanır (Deng vd. 2018).

1.4.3 Polarizasyonu yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler

Polarizasyonu yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler, sistem performansını iyileştirmek için küçük boyut ve yüksek derecede polarizasyon kontrolü gibi avantajlara sahiptir. Bu antenler, ihtiyaç halinde çoklu polarizasyon performansı sergilemek için ışıma özelliklerini değiştirirler. Polarizasyonu yeniden yapılandırılan mikroşerit antenler, doğrusal, dairesel ya da eliptik polarizasyon sergileyebilirler. Kablosuz haberleşme uygulamalarında polarizasyon uyumsuzluğundan kaynaklanan sorunlar yapılandırılarak giderilebilir. Bu yapılandırma sonucunda çalışma frekansı sabit kalmasına rağmen polarizasyon çeşidi değişmektedir (Qin vd. 2010).

1.5 Yeniden Yapılandırmada Kullanılan Aktif Anahtarlama Elemanları

Mikroşerit antenler, iletken yama yollarının geometrisinin ihtiyaç doğrultusunda şekillendirildiği yapılardır. Yama yollarının şekillendirilmesi tek başına yeterli olmadığı durumlarda yüzey akım dağılımını düzenlemek için harici aktif elemanlar kullanılarak yeniden yapılandırma özelliği eklenir. Yapılan bu iyileştirme ile antenin boyutu küçültülebilir, çalışma frekans bant sayısı artırılabilir, kazancı iyileştirilebilir, polarizasyonu ve ışıma örüntüsü değiştirilebilir, anten performansı en iyileştirilebilir (REF 33). Yeniden yapılandırılabilir antenler, anten geometrisine en uygun olacak şekilde çeşitli aktif anahtarlama elemanları kullanılarak tasarlanabilir. Anten parametrelerinin yeniden yapılandırılması; RF MEMS, PIN-Diyot, varaktör diyot ve fotodiyot gibi çeşitli aktif anahtarlama elemanları kullanılarak gerçekleştirilebilir.

1.5.1 RF MEMS anahtarlar

Taşınabilir sistemler gibi kablosuz haberleşme cihazları için MEMS anahtarlama tekniği kullanılabilir. Bu teknik, temel olarak standart bir mekanik anahtarın küçültülmüş bir versiyonudur. RF anahtarı, RF sinyalinin akışını kontrol eden bir cihazdır. MEMS anahtarlar, elektrostatik kuvvet kullanılarak açılıp kapanan veya elektrostatik olarak kontrol edilebilen anahtarlar olarak çalışır. MEMS anahtarları, düşük güç tüketimi nedeniyle avantajlıdır. MEMS cihazları, yarı iletken cihazlara göre daha yüksek doğrusalılık ve daha iyi verim gibi bazı avantajlar sunar (Zohur vd. 2013).

1.5.2 PIN diyotlar

RF ve mikrodalga sistemlerinde anahtarlama elemanı olarak yaygın olarak kullanılan bileşenlerden biri PIN diyotlardır. PIN diyotlar, sisteme kolay entegre edilmesi, yüksek anahtarlama hızı ve düşük maliyet gibi birçok olumlu özelliğe sahiptir. Anten tasarımlarında, çeşitli özelliklerin yeniden yapılandırılmasında PIN diyotlar kullanılır. PIN diyot, yarı iletken bir anahtarlama elemanı olarak çalışan ve değişken bir direnç sunan anahtarlama elemanıdır. Bir anahtar, bir devrenin bağlantısını açıp kapatmak veya bir devre cihazının bağlantısını değiştirmek için elektrikli bir bileşen olarak tanımlanır. İdeal durumlarda, anahtar açık durumdayken akım geçişine karşı sıfır direnç gösterirken, kapalı durumda sonsuz direnç göstermelidir. PIN diyot, ileri yönlü beslemede değişmeyen seri direnç ve endüktans gösterirken, ters beslemede gerilime bağlı direnç ve paralel birçok az değişen veya değişmeyen kapasitans ile birlikte seri bir endüktans sergiler. Bir PIN diyot anot ucundan katot ucuna doğru uygulanan gerilimle açık duruma gelerek akım akışına izin verir. Ters yönde uygulanan gerilim sonucunda ise kapalı duruma gelir, iletken yol üzerinden akan akım akışı sınırlanır. Mikroşerit antenlerde yeniden yapılandırma için PIN diyot kullanımı oldukça yaygındır. Antenin ışıma örüntüsünü (Lim ve Lim 2013; Lu vd. 2014), polarizasyonunu (Nishamol vd. 2011) ve frekansını (Majid vd. 2012, Majid vd. 2013) yapılandırmak için PIN diyot kullanılan çalışmalar bulunmaktadır. PIN diyotların anahtarlama yapabilmek için DC besleme, harici kapasitör ve bobin elemanlarına ihtiyaç duyarlar.

1.5.3 Varaktör diyotlar

Varaktör diyotlar, uygulanan gerilime bağlı olarak kapasitans değerlerinin değiştiren ve bu şekilde akımı sınırlandıran yarı iletken bir diyot çeşididir. RF ve mikrodalga uygulamalarında kullanılmaktadır. Varaktör diyotlarda genellikle silisyum veya galid arsenit yarı iletkenleri kullanılır.

1.5.4 Fotodiyotlar

Literatürde bildirilen yeniden yapılandırılabilir antenlerin çoğu, elektriksel yeniden yapılandırma veya mikroeletromekanik sistemler kullanılarak geliştirilmiştir. Bu klasik mekanizmalar, yayılan yapılarını değiştirmek için karmaşık sistem gereksinimleri ekleme dezavantajına sahiptir. Optik olarak kontrol edilen yeniden yapılandırılabilir antenler, klasik yaklaşımlarla karşılaştırıldığında, örneğin: optik sistemlere kolay entegrasyon ve istenmeyen girişimin, kayıpların ve radyasyon paterni bozulmasının ortadan kaldırılması anlamına gelen öngerilim hatlarının olmaması gibi benzersiz avantajlar sağlar (Panagamuwa vd. 2006). Optik yeniden yapılandırma çalışma prensibi, yarı iletken bir malzemeden (silikon veya galyum arsenit) yapılmış foto iletken anahtarların kullanımına dayanmaktadır (Dacosta vd. 2017). Yeniden yapılandırılabilir antenlerdeki PIN diyotları da daha düşük öngerilim voltajları gerektirdiklerinden popülerlik kazanmıştır. MEMS, düşük güç taşıma yetenekleri ve hareketli parçalardan kaynaklanan mekanik arıza ile sınırlıdır. Tüm bu tasarımlar, antene radyasyon modellerine müdahale edebilecek metalik yönlendirme çizgilerinin

eklenmesini gerektirir. Optik anahtarları etkinleştirmek için bunun yerine fiber optik kabloların kullanılması, elektromanyetik olarak şeffaf olma avantajına sahiptir ve bu nedenle antenin radyasyon modellerine müdahale etmez. Ayrıca anten ile kontrol devresi arasında termal ve elektriksel izolasyon sağlarlar (Panagamuwa vd. 2006). Foto diyot ya da foto iletken anahtar elemanı kullanılarak mikroşerit antenlerde çeşitli yapılandırmalar gerçekleştirilmiştir. Literatürde optik anahtarlama elemanı kullanılarak frekans yapılandırması üzerine çalışmalar yapılmıştır (Dacosta vd. 2017, Sathi vd. 2012).

1.6 Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler

İmplant edilebilir sistemlerde, biyotelemetri sistemi ile bir ya da birden fazla sensörün bir araya gelerek toplanan fizyolojik bulgulara ait verilerinin dışa aktarımı ve bununla beraber sisteme ait batarya ömrünün uzatılması üzerine yoğunlaşılır. Tıbbi uygulamalar için özel olarak ayrılan MICS bandı, birden fazla veri aktarımı yapılmak istendiğinde tek başına yeterli olmadığı gibi verilerin aynı anda aktarılacak istenmesi haberleşme performansını olumsuz yönde etkileyecek, sistem verimini düşürecektir. Bu sebeple, haberleşme için kullanılmak üzere farklı frekans bantlarını da kapsayan bir anten, kapsanan frekans bandı sayısı kadar biyosensörün kullanımına imkân tanıyacaktır. Ek olarak, birçok biyotelemetri uygulamasında önemli yere sahip güç tasarrufu konusunda implant edilebilir cihazın aktif olmadığı (ölçüm verisi toplanmadığı) süre zarfında uyku modu durumunda olması arzu edilir. Bu durumun kontrolü de farklı bir frekans bandı kullanılarak gerçekleştirilebilir.

İmplant edilebilir mikroşerit antenler genellikle bir doku içinde performans sergileyecek şekilde tasarlanırlar (Yamac vd. 2022, Liu vd. 2015). Canlılara ait deri, kas, yağ vb. dokular yüksek dielektrik sabiti değerlerine sahip oldukları için kayıplı ortam olarak sınıflandırıldıklarından ve dielektrik özelliği frekansa bağlı olarak değiştiğinden, hedeflenen doku için tasarlanan anten başka bir dokuya yerleştirildiğinde aynı ışıma karakteristiğine sahip olmayacak, anteni çevreleyen farklı doku rezonans frekansının değişmesine yol açacaktır. Bu sorun, aynı antenin farklı dokularda kullanılmasına engel olmaktadır (Feng vd. 2019).

İşıma örüntüsünü kontrol etme yeteneğine sahip bir anten, örüntüyü istenen yönlere yönlendirebildiği ve haberleşme verimliliğini artırabildiği için birçok uygulamada kullanılabilir. Tıbbi implant edilebilir sistemler için, yeniden yapılandırılabilir ışıma örüntüsüne sahip bir anten, vücut içi ve dışı arasındaki kablosuz haberleşmenin kalitesini artırabilir, kapsama alanını geliştirebilir ve istenmeyen yönlerdeki ışımayı önleyebilir (Nguyen vd. 2016). Bunun dışında, vücut içi ortamdaki implant edilebilir anten ile harici alıcı arasındaki çok yönlü yansımalar sebebiyle, telemetri uygulamalarında haberleşmenin kesilmesine ve haberleşme kalitesinin azalmasına yol açan polarizasyon uyumsuzluğu meydana gelebilir (Yang vd. 2019). Yeniden yapılandırılabilir implant edilebilir mikroşerit antenler, telemetri sistemlerinde karşılaşılabildiği olası problemlere çözüm niteliği taşımaktadır. Bu tezde yer verilen çalışmalar, bahsedilen sorunların çözülebilmelerine katkı sağlamaktadır.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1 Biyotelemetri Sistemleri için Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler

Biyotelemetri sistemleri; vücut içinde gerçekleşen fizyolojik olaylara ait verileri toplayan bir biyosensör, biyosensör aracılığı ile elde edilen elektriksel verileri işleyecek bir mikroişlemci, işlenmiş verileri vücut dışında bulunan dış üniteye göndermek üzere modüle eden bir modülatör entegresi, elektronik sistem elemanlarının güç ihtiyacını karşılayacak olan bir pil ve işlenmiş fizyolojik verinin kablolu olarak vücut dışında bulunan dış üniteye göndererek anlık olarak izlenmesine olanak tanıyan sistemin nihai unsuru olan anten elemanlarından oluşmaktadır. Bir biyotelemetri sisteminin toplam hacmi, canlı vücut koşullarına uyumluluğu ve yaşam kalitesine olan etkisi açısından büyük öneme sahiptir. Bu doğrultuda sistemi oluşturan tüm elemanların minyatür boyutlarda seçilmesi birinci öncelik haline gelmektedir. Bu öncelik, sistemin nihai elemanı olan ve dış dünya ile haberleşmesini gerçekleştiren implant edilebilir antenin minyatür boyutlarda tasarlanması ihtiyacını beraberinde getirir. Antenin minyatür olmasının yanı sıra, canlı vücut içerisine yerleştirileceği için SAR değerlerinin düşük ve uluslararası standartlarca kabul edilmiş değerlerin altında olması ve etrafını çevreleyen kayıplı vücut içi dokularda kabul edilebilir kazanç değeriyle birlikte düzgün bir ışıma performansı sergilemesi beklenmektedir.

Biyotelemetri sisteminin bünyesinde barındırdığı çeşitli elektronik devre elemanları işlevlerini yerine getirmesi için bir güç kaynağına ihtiyaç duyarlar. Sadece fizyolojik veri toplama işlemi sırasında aktif olması yeterli olan bu elemanların veri toplanmadığı durumlar da dahil olmak üzere sürekli olarak çalışması güç tüketimini artırır. Telemetri sistemlerine uyku modu özelliği eklenmesi ile veri toplanmadığı durumlarda uyku moduna geçerek pil ömrü uzar, güç tüketimi minimuma indirgenebilir. Medikal uygulamalarda uyku modu özelliği için genellikle ISM (2.40 - 2.48 GHz) Bant kullanılmaktadır.

İmplant edilebilir mikroşerit antenler, kullanıldıkları uygulamalarda tasarlandıkları ve sahip oldukları frekans bantlarında veri iletişimini sağlar. İmplant edilebilir cihazlar için tasarlanan antenler genel olarak 402 MHz, 433 MHz, 868 MHz, 915 MHz, 1.4 GHz, 2.45 GHz bantlarını kullanır (Kiourti ve Nikita 2017). 1999 da FCC tarafından medikal uygulamalarda kullanılmak üzere MICS (402 - 405 MHz) bant önerilmiş ve 2002 yılında ETSI tarafından uygun görülmüştür. Medikal uygulamalarda sıklıkla kullanılan MICS bant, vücut dokuları içinde iyi bir iletkenliğe, veri transfer oranına ve haberleşme mesafesine sahiptir. Bu frekans bandının genellikle vücut içi implant edilebilir sistemlerde (Shah vd. 2019), vücut üstüne yerleştirilmiş antenlerde (Kumar ve Badhai 2017, Ahmad vd. 2018) ya da giyilebilir uygulamalarda (Watanabe ve Iwasaki 2012) kullanımı yaygındır (Islam ve Yüce 2016).

İmplant edilebilir antenlerde haberleşmenin sağlanacağı bandın seçimi büyük öneme sahiptir. Haberleşmenin sağlanacağı frekans bandının alçak ya da yüksek frekans rezonans noktasına sahip olmasının avantajları olacağı gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Düşük frekanslarda, canlı dokularda zayıflama oranı düşük seviyelerde olacağı için tercih edilmekte, 5 GHz seviyesindeki yüksek frekanslarda doku içerisinde 2 cm derinliğe yerleştirilen bir antenin 20 dB kadar yüksek bir zayıflamaya maruz

kalacağı bilinmektedir. Bunun yanı sıra, düşük frekanslarda gerçekleştirilen bir haberleşmede iletişim hızı sınırlıdır, fiziksel olarak büyük antenler ve büyük devre elemanları kullanımını gerektirir. Doğal olarak implante edilebilir sistemin boyutu artmaktadır (Kiourti ve Nikita 2017).

İmplant edilebilir antenler doku içerisine yerleştirilir ve bulundukları yere göre vücut hareketlerini kısıtlamamaları istenir. Üretim şekline göre, yerleştirilmeleri gereken kapsül yapısına ve boyutlarına uyum sağlamaları için olabildiğince küçük boyutta olmalıdır. Tıbbi uygulamalar için geliştirilen bu antenler özellikle MedRadio bandı gibi spesifik frekans karakteristiğine sahip olması istenebilir. MedRadio bandının 401-406 MHz arasında olduğu düşünülürse çalışma frekansına göre anten boyutunun nispeten büyük olması gerekir. Ancak, açık literatürde birçok çalışma, implant olsun olmasın, bu sorunu birtakım yöntemlerle aşmayı önermiştir.

Bahsedilen telemetri sistem gereksinimlerini karşılayan ve ilgili frekanslarda performans gösteren farklı tasarım özelliklerine sahip implant edilebilir antenler literatüre kazandırılmıştır. Bu kapsamda, rezonansa geldikleri frekanstaki dalga boyları fiziksel boyutlarından çok daha küçük olduğu bilenen yarık-halka (split-ring) yapıları (Başaran ve Erdemli 2008; Başaran 2011, 2012a, 2012b; Başaran ve Sertel 2015; Yamaç ve Başaran 2020; Liu X vd. 2016; Usluer ve Başaran 2016; Yamaç ve Başaran 2016; Jiang vd. 2019; Ketavath vd. 2019; Manoufali vd. 2019; Usluer vd. 2019; Wang vd. 2020) ve bu antenlerin komplementleri, elektriksel olarak küçük implant anten tasarımlarında tercih edilmiştir. Bununla beraber, kıvrımlı hat (meander-line) yapıları (Yamaç ve Başaran 2016, Magill vd. 2017, Lesnik vd. 2018, Zada ve Yoo 2018, Hayat vd. 2020, Valanarasi ve Dhanasekaran 2020, Yousaf vd. 2020) fiziksel boyutu değiştirmeden yama yapısını uzatarak daha uzun etkin akım yolu yapılmasında ve rezonans frekansı aşağı çekilerek daha kompakt bir anten elde edilmesinde sık kullanılan bir anten konfigürasyonudur. Bunların dışında, kısa devre pim (shorting-pin) yapıları kullanmak minyatür anten tasarımına ayrıca katkı sağlamaktadır. Toprak ve yama yüzeyleri arasına yerleştirilen kısa devre pimi, antenin etkin boyutunu artırır, fiziksel boyutlarının azaltılmasına katkı gösterir (Karaçolak vd. 2008, Usluer ve Başaran 2016). Ek olarak, telemetri sistem ihtiyaçlarını karşılayabilecek, çok beslemeli (differential feed) anten yapıları da literatürde yerini almıştır (Lei ve Gou 2015, Liu Y vd. 2016). Bu yöntemlerle birlikte, toprak yapısında farklı geometrilere sahip açılan yarıklar, empedans uyumunu artırır ve rezonans frekansını optimize etmek için kullanılabilir (Usluer ve Başaran 2016, Shah vd. 2019, Yamac ve Basaran 2020, Yamac vd. 2022).

İmplant edilebilir telemetri sistemleri etrafını çevreleyen kayıplı dokularda performans sergiler. Kablosuz haberleşmenin gerçekleştiği frekans bantlarının elde edilmesi ve en iyileştirilmesi yukarıda bahsedilen yöntemler ile gerçekleştirilerek haberleşme kalitesinin ve veriminin artırılmasına olanak tanır. Haberleşme kalitesini etkileyen bir diğer önemli unsur ise anten kazancıdır. İmplant edilebilir telemetri sistemleri için tasarlanan antenlerin minyatür boyutları ve bu sistemlerin etrafını çevreleyen kayıplı dokuların yüksek dielektrik sabiti değerleri göz önünde bulundurulduğunda, anten kazancının düşük değerlerde olması kaçınılmazdır. Anten boyutu ile kazanç değerleri arasında bulunan doğru orantı, tasarım aşamasında beraberinde büyük zorluklar getirir. Anten boyutunun azaltılması rezonans frekansını artırıcı etki gösterirken, anten kazancını olumsuz yönde etkiler (Soontornpipit vd. 2004,

Chien vd. 2010). Bu sebeple haberleşme kalitesinden taviz vermemek adına, implant edilebilir anten tasarımı yapılırken minyatür boyut ve yüksek kazanç parametreleri arasındaki denge en ideal seviyede tutulmalıdır. Bu sebeple; anten boyutu, bant karakteristiği ve anten kazancı arasındaki dengenin korunmasının tasarımı güçleştirilmesi sebebi ile literatürdeki değerini artırmaktadır.

Tipik bir mikroşerit anten, tasarlandığı frekans bantlarında çalışır. Tasarlanan anten, çift veya çoklu bant performans sergileyebilir. Birden çok frekans bandında ya da geniş bant spektrumunda çalışan kablosuz kompakt haberleşme cihazlarına olan ilginin son yıllarda artmasıyla beraber; minyatür boyutlarda, geniş bant veya çok bantlı anten tasarımı zorlu bir görev haline geldi (Borhani vd. 2016). Ancak, antenin performans sergilediği bant sayısının artırılması, büyük boyut, düşük verimlilik, düşük ısıma kazancı gibi sorunları beraberinde getirir. Günümüzde mikroşerit antenler, hafifliği, kompakt boyutu, üretim ve entegrasyon kolaylığı gibi benzersiz özellikleri nedeniyle taşınabilir cihazların tasarımında önemli bir role sahiptir (Borhani vd. 2016). Tasarlanan antende çoklu bant hedefi sağlanamadığı durumlarda, antenin dahil olduğu sistemde farklı frekans bantlarında performans sergileyen birden fazla anten kullanma gereksinimi ortaya çıkar. Bu senaryoda, antenin sistemde kapladığı hacmi artar ve doğal olarak kompakt bir sistem tasarlama hedefi ıskalanmış olur. Çok bantlı frekans spektrumunda belirli bir frekans bandında çalışmak için rezonans frekanslarını değiştirme yeteneğine sahip olan yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler yardımı ile çalışma bantı sayısı artırılabilir ve sonuç olarak birden fazla anten kullanma ihtiyacı ortadan kalkar (Khidre vd. 2015). Bu yöntem, anten minyatürizasyonuna katkı sağlar, performansını iyileştirir. Böylelikle bir anten ile eşzamanlı olarak birden fazla cihaz ile haberleşme sağlanabilir. Frekansı yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler harici olarak bir DC besleme gerilimi, kapasitör ve bobin elemanı, PIN diyot, varaktör diyot, RF MEMS gibi anten geometrisini değiştirecek bir aktif anahtarlama elemanı kullanılarak tasarlanır (Borhani vd. 2016). Çok bantlı antenler oluşturmak için, son zamanlarda antenin metal kısımlarında yarıkların kesilmesi veya çoklu ısıma bölümlerinin kullanılması (Badamchi vd. 2014) gibi çeşitli teknikler önerilmiştir. Ek rezonans oluşturmak için boşlukların veya birden fazla ısıma elemanının kullanılması, özellikle anten yapısına simetrik olmayan bir şekilde gerçekleştirildiklerinde, diğer rezonans frekanslarında genellikle giriş empedansının ve ısıma karakteristiğinin kaçınılmaz olarak bozulmasına neden olur (Kehn vd. 2011).

Antenlere yeniden yapılandırma özelliği kazandırılması kapsamında literatürde birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda farklı çeşitlerde anahtarlama elemanları kullanılmıştır. Optik anahtarlama elemanı kullanılarak kontrol edilebilen yeniden yapılandırılabilir antenler, klasik yaklaşımlarla karşılaştırıldığında benzersiz avantajlar sağlamakta, optik sistemlere kolay entegre edilebilir yapısı, istenmeyen girişime, kayıplara ve ısıma karakteristiğinin bozulması gibi durumlara sebep olan ön eleman hatlarına gereksinim duymaması gibi sayısız özellikleri ile ön plana çıkmaktadır (Dacosta vd. 2017, Sodre vd. 2014). Optik olarak yeniden yapılandırma çalışma prensibi, yarı iletken bir malzemeden yapılmış foto iletken anahtarların kullanımına dayanmaktadır (Tawk vd. 2010, Tawk vd. 2012, Panagamuwa vd. 2006). Elektronik anahtarlama elemanı kullanmak yerine optik anahtarlama elemanları kullanılarak, bu anahtarları etkinleştirmek için ışık kaynakları ya da ışığı iletecek fiber optik kabloların kullanılması, elektromanyetik olarak şeffaf olma avantajına sahip olduğu ve bu nedenle

antenin ışıma karakteristiğini etkilemediği, termal ve elektriksel izolasyon sağlandığı raporlanmıştır (Panagamuwa vd. 2006). Literatürde optik olarak kontrol edilebilir yeniden yapılandırılabilir antenler ile ilgili farklı özelliklere sahip çalışmalar yapılmıştır. Foto iletken anahtarlar kullanılarak tasarlanmış, frekansı yeniden yapılandırılabilen (Tawk vd. 2010, Tawk vd. 2012), lazer ışığını üst katmandaki metalik elemanlara bağlı anahtarlara uygulamak için eklenen bir düzenek yardımıyla alt tabakadan geçen fiber optik kablo aracılığıyla birleştirilen ve böylece rezonans frekansını değiştiren, iletken yolların kısa ve uzun konfigürasyonları arasında geçiş sağlayarak frekansı ve ışıma örüntüsü değiştirebilen (Panagamuwa vd. 2006), optik olarak yeniden yapılandırılabilir anten tasarımları önerilmiştir.

Modern kablosuz haberleşme sistemlerinde, ışıma örüntüsü yeniden yapılandırılabilir antenler, çeşitli yönlerde yayılan sinyalleri iletme ya da alma avantajları nedeniyle büyük ilgi görmüştür. Bu tip antenler karmaşık anten besleme sistemleri nedeniyle, genellikle büyük boyutlara ve yüksek maliyetlere sahiptir. Bu sebeple, bu antenler kullanıldıkları sistemlerin hacmini küçülten maliyeti düşüren bir çözüm yöntemi olmuştur (Deng vd. 2018). Işıma örüntüsü yeniden yapılandırılabilir antenlerde, rezonatör yapısının değiştirilmesi (Lim ve Lim 2013), boşlukların artırılması (Lu vd. 2014), farklı ya da çoklu rezonatör yapılarının kullanılması (Shi ve Ding 2013), parazitik elemanlar eklenmesi (Aboufoul vd. 2013), PIN-Diode kullanarak rezonatör yollarının anahtarlama (Zhang vd. 2013, Basaran ve Sertel 2012) gibi birçok teknik uygulanarak literatüre kazandırılmıştır.

Polarizasyonu yeniden yapılandırılabilir mikroşerit antenler, sistem performansını iyileştirmek için küçük boyut ve yüksek derecede polarizasyon kontrolü gibi avantajlara sahiptir. Bu antenler, ihtiyaç halinde çoklu polarizasyon performansı sergilemek için ışıma özelliklerini değiştirirler. Polarizasyonu yeniden yapılandırılan mikroşerit antenler, doğrusal, dairesel ya da eliptik polarizasyon sergileyebilirler. Polarizasyon yapılandırılması için çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Sağ el dairesel polarizasyon (RHCP) ve sol el dairesel polarizasyon (LHCP) arasında geçiş yapmak için anahtarlama elemanı kullanmak, anten besleme sayısını artırmak, anten üzerine yerleştirilen anahtarlama elemanı sayısını artırarak farklı kombinasyonlarda aktiflik durumunu değiştirmek, doğrusal polarizasyon (LP) ve dairesel polarizasyon (CP) arasında geçiş yapmak için kısa devre pimi eklemek, polarizasyon yapılandırması için önerilen yöntemler arasındadır (Sim vd. 2015). Kablosuz haberleşme uygulamalarında polarizasyon uyumsuzluğundan kaynaklanan sorunlar yapılandırılarak giderilebilir. Bu yapılandırma sonucunda çalışma frekansı sabit kalmasına rağmen polarizasyon çeşidi değişmektedir (Nishamol vd. 2011).

İmplant edilebilir sistemlerde temel hedef, canlı vücut içinde gerçekleşen fizyolojik olaylara ait parametrelerin izlenmesi ve anten aracılığıyla kablosuz olarak vücut dışına aktarılmasıdır. Bununla birlikte, kullanılan implant edilebilir anteni çevreleyen dokuların değişken dielektrik özellikleri sistem performansını etkiler ve birtakım bozulmalara yol açar (Feng vd. 2019). Canlı vücudunda bulunan farklı dokuların karakteristik özellikleri frekansa bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Örnek olarak; 2.45 GHz merkez frekansında deri, kas ve yağ dokularına ait dielektrik sabiti değerleri sırasıyla; 38.01, 52.73, 10.82 olarak raporlanmıştır (Gabriel vd. 1996). Dokuların dielektrik özellikleri frekansa bağlı olarak değiştiği göz önünde bulundurulduğunda, bir dokuda çalışacak şekilde tasarlanan anten başka bir dokuya

yerleştirildiğinde aynı ışıma karakteristiğine sahip olmayacak, anteni çevreleyen farklı doku rezonans frekansının değişmesine sebep olacaktır (Feng vd. 2019). Farklı biyolojik ortamlarda aynı anteni kullanarak verimli bir RF haberleşme sağlanması oldukça zordur.

Açık literatür incelendiğinde, yeniden yapılandırılabilir mikroşerit anten çalışmaları literatürde oldukça geniş yer kaplasa da yeniden yapılandırılabilir implant edilebilir mikroşerit antenleri kapsayan çalışmalar sayıca azlığı dikkat çekmektedir. Tüm literatürde yer edinmiş toplam altı adet çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalar Çizelge 2.1’de listelenmiş ve aşağıda detaylı şekilde açıklanmıştır.

Çizelge 2.1. Literatürde bulunan yeniden yapılandırılabilir implant anten çalışmaları

Kaynak	Çalışma Frekans Bantları	Yapılandırma Tipi	Yapılandırma Elemanı	Anten Konfigürasyonu
(Feng vd. 2019)	MICS ve ISM	Frekans	PIN-Diyot	Sabit Doku
(Wong vd. 2017)	ISM	Polarizasyon	PIN-Diyot	Sabit Doku
(Yang vd. 2019)	ISM	Polarizasyon	PIN-Diyot	Sabit Doku
(Magill vd. 2017)	MICS ve ISM	Frekans ve Işıma Örüntüsü	MOSFET	Sabit Doku
(Nguyen ve Jang 2016)	MedRadio	Işıma Örüntüsü	Yapay Anahtar	Sabit Doku
(Feng vd. 2019)	MICS	Frekans	Varaktör Diyot	Doku Değişken

Yağ ve kas gibi dokuların dielektrik sabiti değerlerinin farklı olmasından kaynaklanan uyum sorununu çözmek için implante edilebilir anten tasarımı için bir eşleştirme yöntemi sunulmuş, nörostimülatör için çift moda sahip bir spiral monopol tasarlanmıştır. Doku özelliklerinin yaşa ve kiloya bağlı olarak değişiklik gösterebileceği de göz önünde bulundurularak anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Kullanılan varaktör diyot yardımıyla eş-eleştirme yöntemi gerçekleştirilmiş, antenin giriş empedansı değeri varaktör diyotun kapasitans değerinin değiştirilmesiyle uyumlandırılmış, böylelikle antenin yağ ve kas dokularında rezonans frekansı sabit tutulması başarılmış, doku bağımsız bir anten elde edilmiştir (Feng vd. 2019).

Farklı doku çeşitlerinde, 2360–2400, 2400–2483.5 ve 2483.5–2500 MHz frekans bantlarında geri dönüş kaybı değerini ve ısıma performansını koruyan MOSFET ile anahtarlabilir kompakt bir implante edilebilir anten önerilmiş, anten performansının hem yüksek hem de düşük su oranına sahip dokularda gösterdiği performansı doğrulamak amacıyla doku özelliklerini taklit eden fantom ortamında testleri yapılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda tasarlanan antenin nispeten kompakt boyutuna rağmen her iki doku tipinde de iyi ısıma karakteristiğine sahip olduğu raporlanmıştır (Magill vd. 2017).

Bir diğer çalışmada, implant edilebilir cihazlar için minyatür, ısıma örüntüsü yeniden yapılandırılabilir monopol anten sunulmuştur. Minyatür boyut hedefi, monopol antene spiral geometri şekli verilmesi ile elde edilmiş, kullanılan iki adet PIN-Diyot ile anahtarlama yapılarak akım dağılımını değiştirilmiş ve böylece anten ısıma örüntüsü kontrol edilebilir bir anten sunulmuştur (Nguyen ve Jang 2016).

Anten tasarımı aşamasında biyoyumluluk değerlendirmesi için iki katmanlı analiz gerçekleştirilmiş, böylece PIN diyotlar, bobinler ve DC besleme gerilim pinlerinin tümü alt doku tabakasına yerleştirilmiştir. Biyotelemetri uygulamalarında arzu edilen, insan vücudundan dışarı doğru maksimum ısıma yönü elde edilmiş, yapılandırma için iki adet PIN-Diyot kullanılmıştır. Önerilen antende, farklı ısıma elemanları kullanmak yerine, farklı polarizasyon modlarını sağlayan ısıma elemanları aynı bölgeye yerleştirilmiştir. Bu sayede antenlerin işgal ettiği alanın azaltılabildiği raporlanmıştır (Yang vd. 2019).

(Wong vd. 2017) tarafından raporlanan çalışmada, çoklu doğrusal polarizasyona sahip dört farklı PIN-Diyot yardımı ile anahtarlabilir bir anten önerilmiştir.

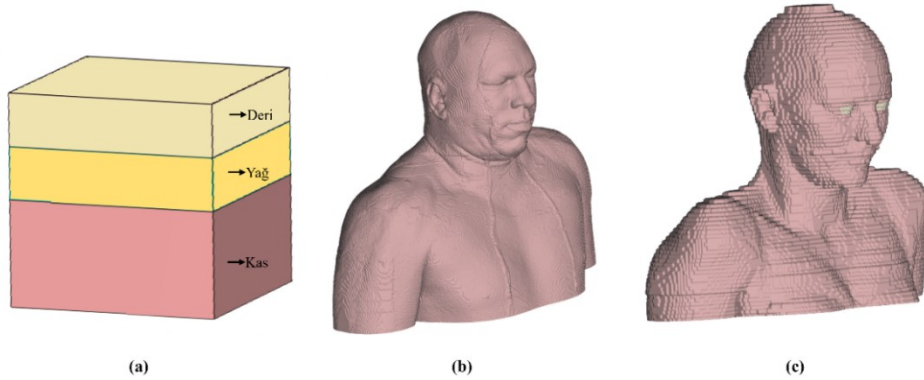
Yeniden yapılandırılabilir implant edilebilir mikroşerit anten literatürü incelendiğinde, literatüre kazandırılmış çalışmaların sayıca azlığı dikkat çekmektedir. Bu tezde, fotodiyot yardımı ile optik anahtarlama yapılarak, doku bağımsız frekansı yeniden yapılandırılabilir implant edilebilir mikroşerit anten önerilmiştir. Önerilen yöntemin örneği literatürde bulunmamakla birlikte literatürde bulunan sorunlara bir çözüm önerisi niteliği taşımaktadır.

2.2 Sayısal Analiz ve Doku Modeli

Mikroşerit anten tasarım aşamasında bilgisayar tabanlı sayısal analiz yapan simülasyon programları kullanılmaktadır. Bu programlar gerçek ölçülere oldukça yakın sonuçlar vermeleri ile literatürde oldukça sık kullanılır. İnsan vücudu ile implant antenler arasındaki etkileşimi tahmin etmek için çok sayıda doku model mevcuttur. İlk çalışmalar elektromanyetik ısıma ve biyolojik dokular arasındaki etkileşime odaklandığından, son derece geniş bir vücut fantomu seçimi önerilmiş ve araştırılmıştır. Vücut fantomları, insan vücudunu geometrik şekil ve doku sayısı açısından farklı doğruluklarla tanımlar. İnsan vücudunun, RF yayılımı durumunda oldukça kayıplı malzemelerden oluştuğuna özellikle dikkat edilir. Bu yüzden, vücut fantomunun seçimi implant edilmiş antenlerin hem tasarımını hem de performanslarını etkiler. Aslında, giyilebilir uygulama araştırmalarında rapor edildiği üzere, vücuttan dışarı yayılan

elektromanyetik alan vücut modeliyle güçlü bir şekilde ilişkilidir (Alomainy vd. 2007, Hall vd. 2007). Sayısal analizde kullanmak üzere, literatürde mevcut olan insan vücudu modelleri arasındaki farklılıkları daha iyi kavrayabilmek için, bunları geometrik şekillerine, kompozisyonlarına (içerdikleri malzemelerine) ve boyutlarına göre sınıflandırmak gerekmektedir ancak, bu üç sınıfın her biri birkaç varyasyonu içermektedir ki sonuç olarak, bu kadar farklı çevre ortamları hesaba katmak, implant edilebilir ısıma elemanlarının elektromanyetik performanslarını değerlendirmek oldukça zordur ve hatta bazen anlamsızdır (Merli 2011).

Sayısal analizde, implant edilebilir antenler homojen olmayan kayıplı biyolojik doku içerisinde analiz edilirler. Biyolojik dokular kendi dielektrik sabitlerine, iletkenliklerine ve kütle yoğunluklarına sahiptirler, üstelik bu değerler frekans ve ısının bir fonksiyonu olarak tanımlanmalıdır (Kiourti ve Nikita 2012). İmplant edilebilir mikroşerit anten tasarımında deri, kas ya da yağ gibi doku ortamları simülasyon için mutlaka tanımlanmalıdır. Bu tanımlar ise tek bir yaklaşımla yapılmamaktadır. Doku modeli tanımlanırken günümüz açık literatüründe çok sık karşılaşılan geometrik şekil mevcuttur. İmplant antenler tasarlanırken genellikle kanonik şekillerde modeller kullanılır (Kiourti ve Nikita 2012; Merli 2011). Bu modeller bazen tek katmanlı olur bazen çok katmanlı olabilir. Daha doğru sonuçlar elde edebilmek için bilgisayar tabanlı gerçekçi insan modelleri de literatürde kullanılır. Örneğin; dikdörtgen kutu (bazen kübik) fantomlar (Faisal vd. 2019; Faisal ve Yoo 2019; Ung ve Karaçolak 2012; Xiao vd. 2016; Yamaç ve Başaran 2016; Zada ve Yoo 2018; Li vd. 2019; Hayat vd. 2020; Xu vd. 2020; Valanarasi ve Dhanasekaran 2020; Yousaf vd. 2020) ve deri-yağ-kas olarak üç katmanlı fantom modelleri (Liu X vd. 2016, Kumar ve Badhai 2017, Ahmad vd. 2018, Fan vd. 2018, Abdi ve Aliakbarian 2019, Abdi vd. 2020, Ganeshwaran vd. 2020, Wang vd. 2020) literatüre rapor edilmiştir. Üç katmanlı doku modeline ilişkin görsel Şekil 2.3.a’da verilmiştir. Bilgisayar tabanlı simülatörlerde daha gelişmiş fantom modelleri de vardır. Bu modeller genellikle kol, baş, göğüs gibi belirli uzuvları kullanma imkânı sağlamakla beraber tüm vücudun modellendiği fantom yapıları da kullanılır. Bu modellerin kullanıldığı birçok çalışma literatürde rapor edilmiştir (Alrawashdeh vd. 2015, Kumar ve Badhai 2017, Wang vd. 2018, Zada ve Yoo 2018, Bakogianni ve Koulouridis 2019, Faisal vd. 2019, Manoufali vd. 2019, Hayat vd. 2020). Bu modellere ait görseller Şekil 2.3.b ve Şekil 2.3.c’de verilmiştir.



Şekil 2.1. Doku Modelleri; **a)** Üç katmanlı doku; **b)** Hugo model; **c)** Katja model

3. MATERYAL VE METOT

Tez kapsamında iki farklı anten tasarımı önerilmiş olup bu antenler çalışma prensiplerin ve anahtarlama özelliklerine göre isimlendirilmiştir. Bu antenler, Değişken Doku Optik Olarak Frekansı Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Edilebilir Mikroşerit Anten (DDOFY-İMA) ve Sabit Doku Optik Olarak Frekansı Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Edilebilir Mikroşerit Anten (SDOFY-İMA) olarak isimlendirilmiştir.

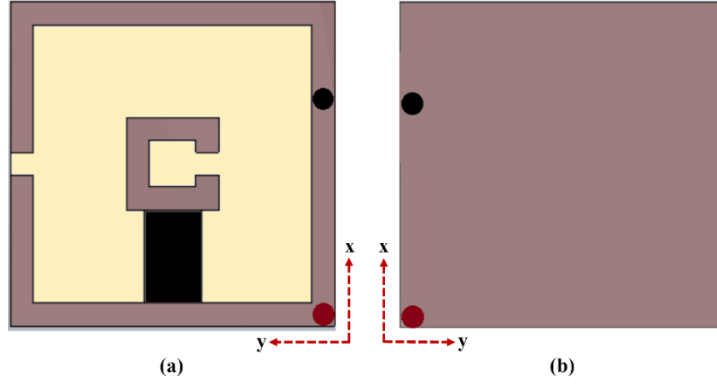
Anten tasarımı yapılırken sayısal analizler için CST Microwave Studio benzetim programı kullanılmıştır. Benzetim ortamı; deri, kas ve yağ dokularının frekansa bağlı değişim gösteren parametreleri tanımlanarak doku taklit edilmiştir. Anten, tanımlanan doku içinde alt ve üst katmanlardan 3'er mm , kenarlardan ise 30'ar mm derinliğe yerleştirilmiştir. Tasarlanan antenin frekans yapılandırması özelliği için anahtarlama elemanı olarak PIN-Fotodiyot kullanılmıştır. Anten deri ve kas dokuları içerisine yerleştirildiği durumlarda PIN-Fotodiyot kapalı, yağ dokusu içerisine yerleştirildiği durumda ise açık konumda benzetimi yapılmıştır.

Frekansı yeniden yapılandırılabilir implant anten tasarımı için elektriksel geçirgenliği 10.2 değerine sahip Rogers 3010 dielektrik taban malzemesi kullanılmıştır.

3.1 DDOFY-İMA Tasarımı

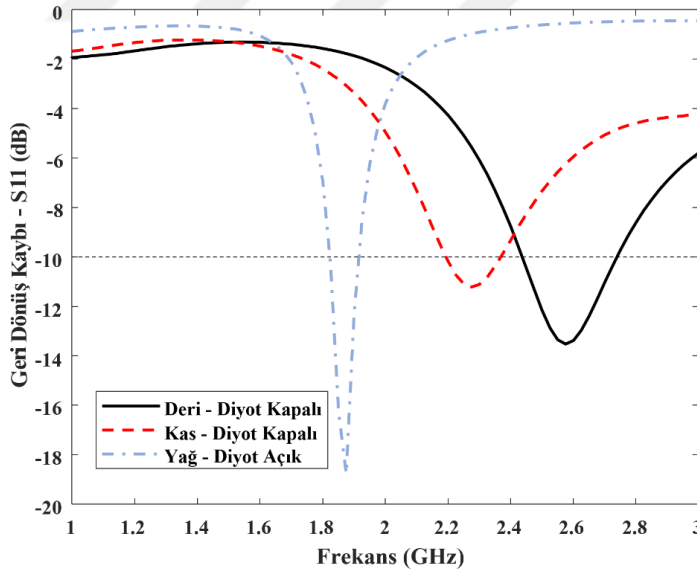
Biyotelemetri uygulamaları için tasarlanan frekansı yeniden yapılandırılabilir anten, bu uygulamalarda yaygın olarak karşılaşılan sorunlara hizmet edecek şekilde tasarlanmıştır. Tasarlanan anten ilk aşamada $7 \times 7 \times 0.635 \text{ mm}^3$ küçük boyutlara sahiptir. Anten; deri, kas ve yağ olmak üzere üç farklı dokuda ISM-2.4 GHz Bandını kapsayacak şekilde tasarlanması hedeflenmiştir. Bu hedefe ulaşma yolunda frekansın yeniden yapılandırılabilme özelliği için anahtarlama elemanı olarak $1.25 \times 2.0 \text{ mm}^2$ boyutlara sahip PIN-Fotodiyot kullanılmıştır. Kullanılan fotodiyot kapalı konumda iken $R_D = 4 \text{ k}\Omega$, $C_D = 0.025 \text{ pF}$; açık konumda iken ise $R_D = 2.3 \text{ }\Omega$, $C_D = 0 \text{ F}$ olacak şekilde eşdeğer devre modeli tanımlanarak benzetimler gerçekleştirilmiştir. Anten, diyet kapalı konumda iken deri ve kas dokusunda, açık konumda iken ise yağ dokusunda performans sergilemektedir. Dielektrik geçirgenliği en küçük doku olan yağ dokusunda fotodiyot açık konuma getirilerek yama yollarının uzatılması ve rezonans frekansının aşağı çekilmesi hedeflenmiştir. Böylelikle, anteni çevreleyen doku cinsinin değişmesi durumunda, çalışma frekansı değişmeyecek, ISM bandında haberleşme sağlanabilecektir. Tasarlanan antenin ilk aşamasında bant genişliği bakımından avantajlı olan iki adet iç içe yarık halka rezonatör yapısı kullanılmıştır. Anten arka yüzeyi tamamen toprak yüzeyden oluşmaktadır. Anten geometrisi Şekil 3.1'de verilmiştir.

Anten benzetimleri üç farklı doku içerisinde gerçekleştirilmiştir. Deri ve kas dokularında fotodiyot kapalı, yağ dokusunda ise açık konuma getirilmiştir. Verilen geri dönüş kaybı (S11) grafikleri üç farklı dokuda antenlere ait ışıma karakteristiklerini göstermektedir.



Şekil 3.1. Tasarım-1; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

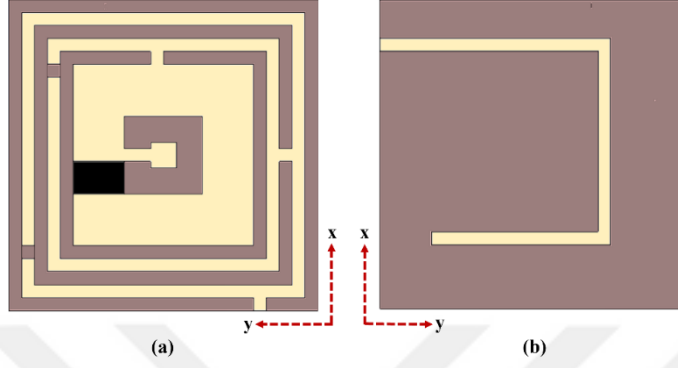
Tasarım-1'in sonuçlarına göre Şekil 3.2 incelendiğinde; deri ve kas dokusu benzetim sonuçlarına göre ISM bandı yakınlarında rezonans noktaları elde edilmiş fakat fotodiyot açık konumda yağ dokusunda elde edilen sonuçlara göre 1.85 GHz frekansında rezonans elde edilmiştir. Bunun sebebi olarak fotodiyot açık konuma getirildiğinde uzatılan yama yollarının rezonans frekansını istenilen noktaya getiremeyecek kadar kısa olduğu, rezonatör boyutunu artırılması gerektiği sonucuna varılmıştır.



Şekil 3.2. Tasarım-1'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

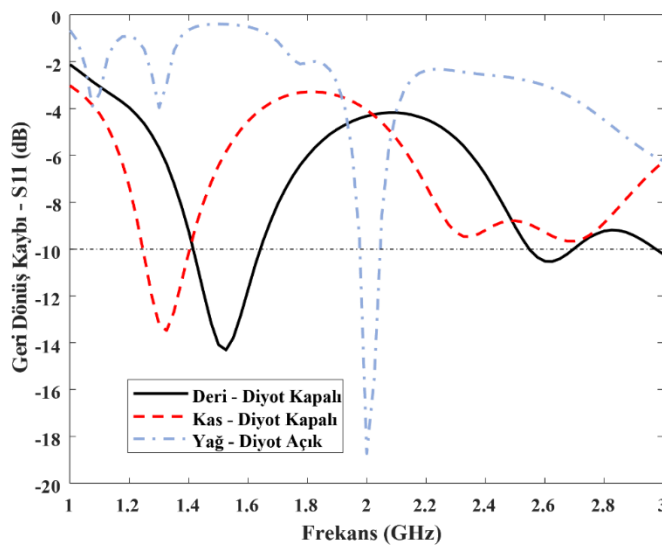
Hedeflenen frekansta üç farklı doku için ISM-2.4 GHz bandını elde etmek için varılan rezonatör boyutunu büyütme sonucu doğrultusunda, anten boyutu artırılarak $12 \times 12 \times 0.635 \text{ mm}^3$ olarak güncellenmiştir. Ardından, iki adet yarık halka yapısı eklenerek yama yolları artırılmıştır. Anten arka yüzeyine, empedans uyumunu artırmak için kanca şekilli bir boşluk yapısına sahip toprak yüzeyi yerleştirilmiştir. Toprak

yüzeyin sol alt köşesine karakteristiği iyileştirmek için bir adet kısa devre pimi yerleştirilmiştir. Fotodiyot en içte bulunan yarık halka yapısını anahtarlayacak şekilde konumlandırılmıştır. Bu güncellemeler sonucunda Tasarım-2 elde edilmiş, Şekil 3.3'te verilmiştir.



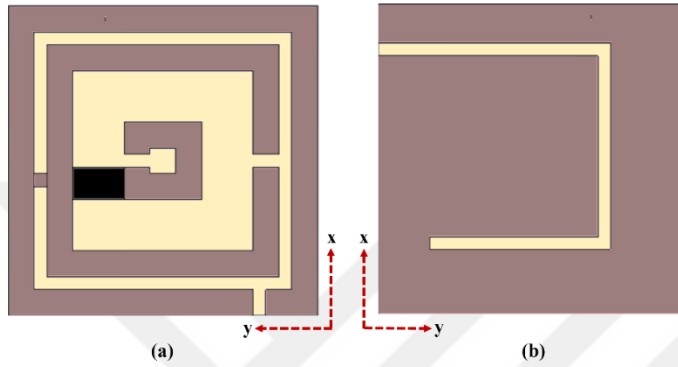
Şekil 3.3. Tasarım-2; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-2'nin benzetim sonuçlarına göre Şekil 3.4 incelendiğinde; deri ve kas dokusu benzetim sonuçlarına göre ISM bandını kapsayacak rezonans noktaları elde edilmiş fakat seviyeleri kabul görülen sınır değerlerin altında kalmıştır. Fotodiyot açık konumunda iken yağ dokusunda elde edilen sonuçlara göre Tasarım-1'de 1.85 GHz frekansında bulunan rezonans frekansı 2 GHz seviyesine çekilmiştir. Yağ dokusundaki rezonans noktasını daha yüksek frekanslara taşımak yarık halkaları oluşturan yama yollarının kalınlığının artırılması gerektiği sonucuna varılmıştır.



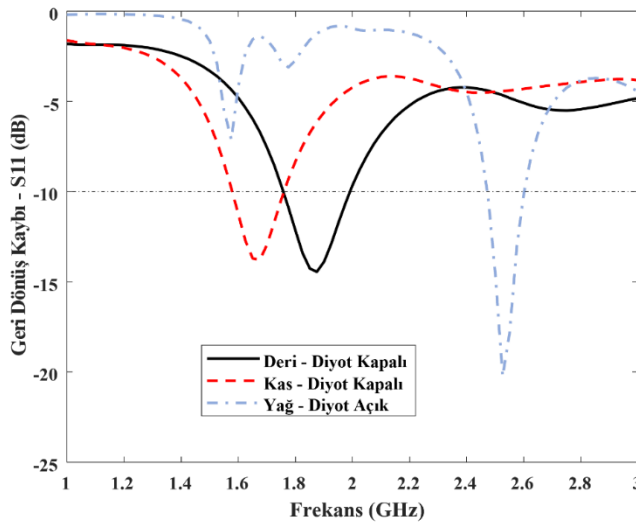
Şekil 3.4. Tasarım-2'ye ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Hedeflenen frekansta üç farklı doku için ISM-2.4 GHz bandını elde etmek için varılan yarık halka elemanlarının kalınlığının artırılması sonucuna göre, kalınlıkları iki kat artırılmış, anten boyutunun minyatürizasyonu da göz önünde bulundurularak tüm anten boyutu sabit tutulmuş ve yarık halka rezonatör elemanı sayısı üçe düşürülmüştür. Yarık halkalar arasındaki bağlantı akım dağılımını etkileyecek şekilde metalik yollar eklenerek sağlanmıştır. Anten toprak yüzeyi değiştirilmemiştir. Fotodiyot en içte bulunan yarık halka yapısını anahtarlayacak şekilde konumlandırılmıştır. Bu güncellemeler sonucunda Tasarım-3 elde edilmiş, Şekil 3.5'te verilmiştir.



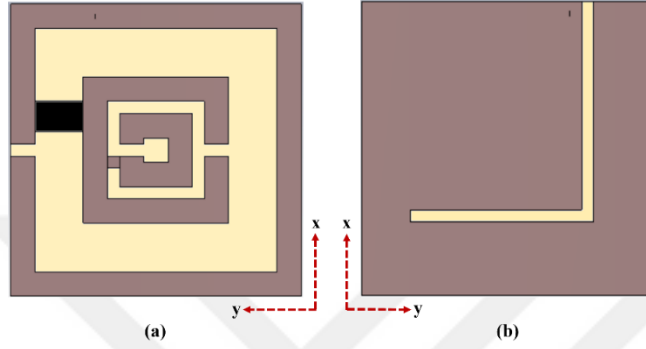
Şekil 3.5. Tasarım-3; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-3'ün benzetim sonuçlarına göre Şekil 3.6 incelendiğinde; Tasarım-2'de fotodiyot açık konumda iken yağ dokusunda 2 GHz seviyesinde elde edilen rezonans noktası 2.5 GHz'e taşınmış olmasına rağmen deri ve kas dokusu benzetim sonuçlarına göre ISM bandını kapsayacak rezonans noktaları sırasıyla 1.65 GHz ve 1.85 GHz seviyelerine gerilemiştir. Bu sebeple, fotodiyot konumunu değiştirerek yama yolları arasında oluşan akım dağılımını güncelleme sonucuna varılmıştır.



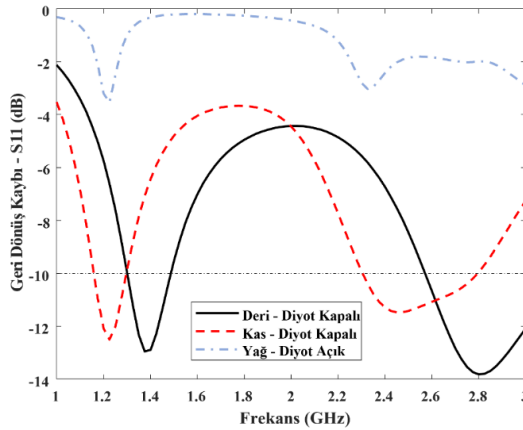
Şekil 3.6. Tasarım-3'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Hedeflenen frekansta üç farklı doku için ISM-2.4 GHz bandını elde etmek için varılan fotodiyot konumunun değiştirilmesi sonucuna göre fotodiyot en dışta ve ortada bulunan yarık halka arasına yerleştirilmiştir. Anten toprak yüzeyi, üzerindeki boşluklar L şekline sahip olacak şekilde güncellenerek 90° sağa doğru çevrilmiştir. Kısa devre pimi de aynı şekilde değiştirilerek toprak yüzeyinin sol üst köşesine konumlandırılmıştır. Bu güncellemeler sonucunda Tasarım-4 elde edilmiş, Şekil 3.7’de verilmiştir.



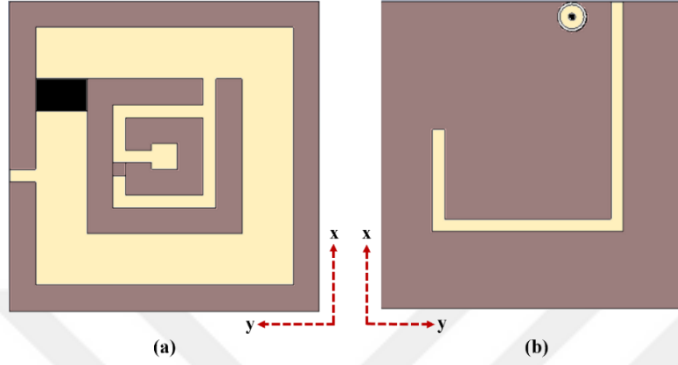
Şekil 3.7. Tasarım-4; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-4’ün benzetim sonuçlarına göre Şekil 3.8 incelendiğinde; Tasarım-3’te deri ve kas dokusu benzetim sonuçlarına göre sırasıyla 1.65 GHz ve 1.85 GHz seviyelerinde olan rezonans noktaları deri dokusu için 2.8 GHz, kas dokusu için ISM bandını kapsayacak şekilde elde edilmiştir. Fotodiyot açık konumda iken yağ dokusunda 2.5 GHz seviyesinde elde edilen rezonans noktası 2.38 GHz’e taşınmış olmasına rağmen seviyesi istenilen değerlerin altında kalmıştır. Anten üzerinde yapılan bu güncellenmenin hedefe ulaşma yolunda iyi sonuçlar ürettiği anlaşılmış ve optimizasyonlara devam edilmiştir.



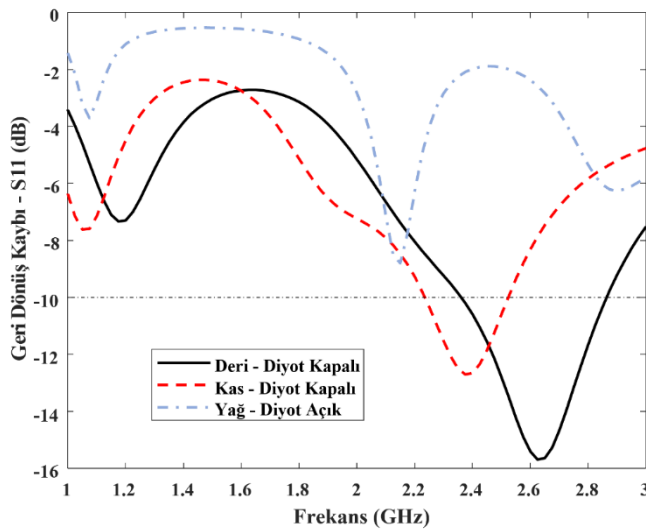
Şekil 3.8. Tasarım-4’ye ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Hedeflenen frekansta üç farklı doku için ISM-2.4 GHz bandını elde etmek için, Tasarım-4'te önerilen yapıda bulunan yarı halkalar üzerindeki boşlukların konumlarının değiştirilerek rezonans noktası ayarlanmaya çalışılmıştır. Anten toprak yüzeyine, empedans uyumunu artırmak amacıyla tekrar kanca şekilli boşluk yapıları eklenmiştir. Bu değişiklikler sonucunda Tasarım-5 elde edilmiş, Şekil 3.9'da verilmiştir.



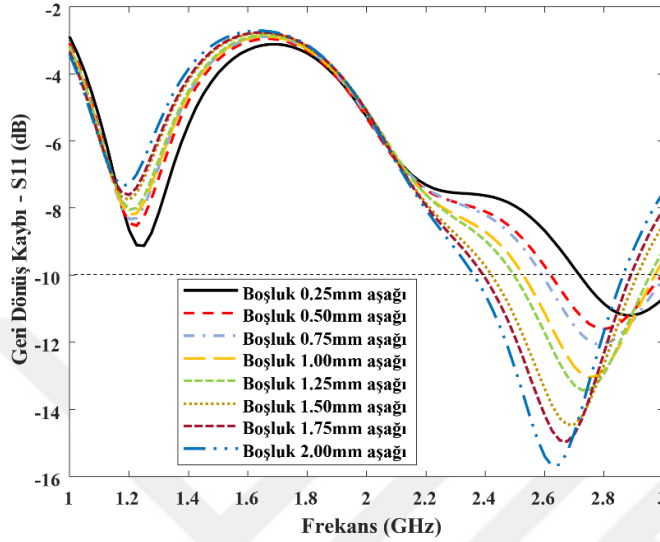
Şekil 3.9. Tasarım-5; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-5'in benzetim sonuçlarına göre Şekil 3.10 incelendiğinde; Tasarım-4'te deri ve kas dokusu benzetim sonuçlarına göre sırasıyla 2.48 GHz ve 2.8 GHz seviyelerinde olan rezonans noktaları her iki doku için ISM bandını kapsayacak şekilde elde edilmiştir. Fotodiyot açık konumda iken yağ dokusunda 2.38 GHz seviyesinde elde edilen rezonans noktası 2.18 GHz'e gerilemiş fakat geri dönüş kaybı seviyesi iyileşmiştir. Anten üzerinde yapılan bu güncellemelerin hedefe bir adım daha yaklaştırdığı anlaşılmış ve optimizasyonlara devam edilmiştir.



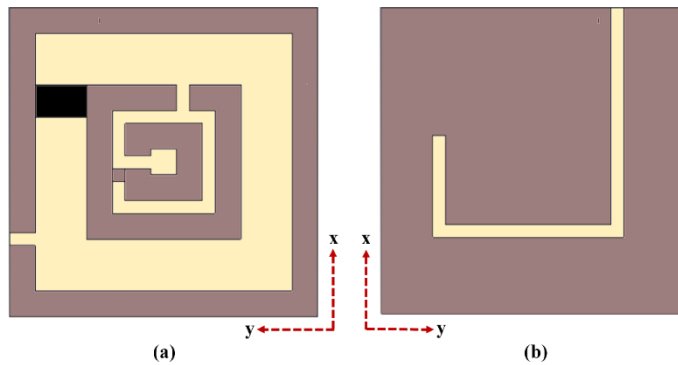
Şekil 3.10. Tasarım-5'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Yapılan optimizasyonlar sırasında en dış yarık halkada bulunan boşluk yapısının konumu parametrik çözümleme yapılarak değiştirilmiş ve en iyi sonuç verdiği konum belirlenerek tasarıma devam edilmiştir. Yapılan parametrik çözümlemeye ilişkin sonuç Şekil 3.11’de verilmiştir.



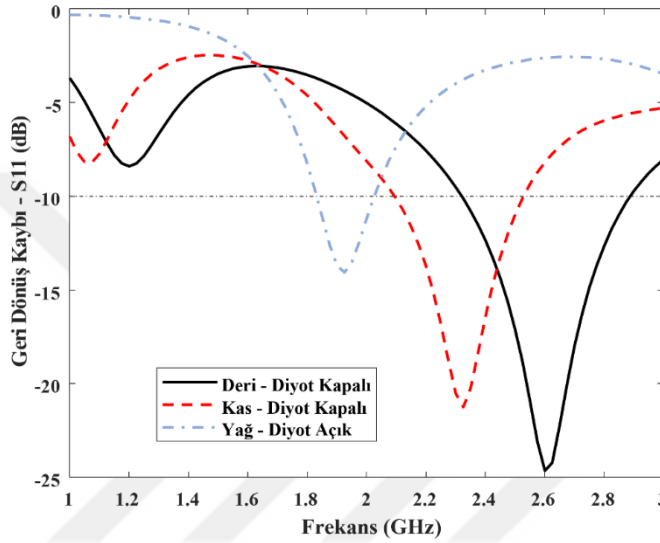
Şekil 3.11. Tasarım-6 elde edilirken deri dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Hedeflenen frekansta üç farklı doku için ISM-2.4 GHz bandını elde etmek için, yarık halkalar üzerindeki boşlukların konumlarının değiştirilerek rezonans noktasının ayarlanmaya çalışılması aşamasında yapılan bir dizi parametrik çözümlemeler sonucunda Tasarım-6 elde edilmiş, Şekil 3.12’de verilmiştir.

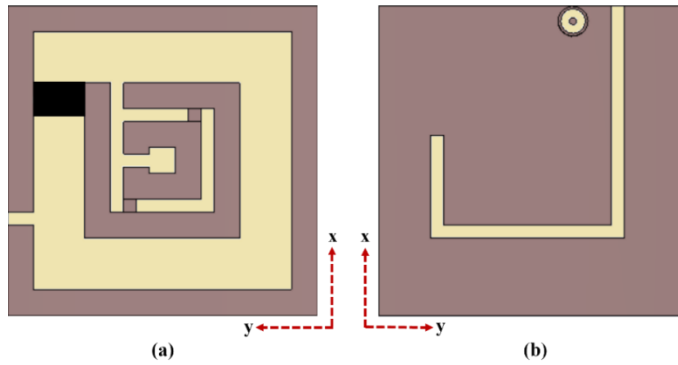


Şekil 3.12. Tasarım-6; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-6'nın benzetim sonuçlarına göre Şekil 3.13 incelendiğinde; Tasarım-5'te deri ve kas dokusunda her iki doku için ISM bandını kapsayacak şekilde elde edilen bantlar korunarak deri dokusunda -15.7 dB olan seviye -24.8 dB seviyesine, kas dokusunda ise -12.5 dB olan seviye -22 dB'ye çekilerek seviyeleri iyileştirilmiştir. Fotodiyot açık konumda iken yağ dokusunda 2.18 GHz seviyesinde elde edilen rezonans noktası 2 GHz'e gerilemiş fakat geri dönüş kaybı seviyesi sınır değerlerin üzerine çıkmıştır. Anten üzerinde aynı güncelleme yöntemleri kullanılarak optimizasyonlara devam edilmiştir.



Şekil 3.13. Tasarım-6'ya ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

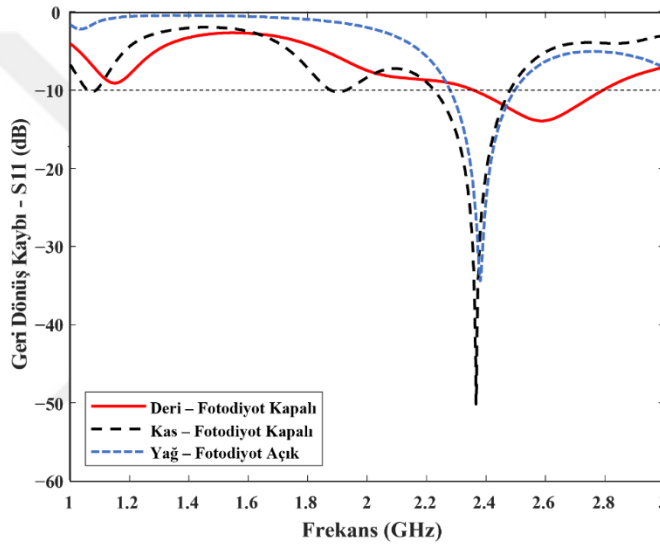


Şekil 3.14. Tasarım-7; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Hedeflenen frekansta üç farklı doku için ISM-2.4 GHz bandını elde etmek için, en içte ve ortada bulunan yarık halka arasına bir adet daha metalik yol eklenerek akım dağılımı düzenlenmiştir. Yarık halkalar üzerindeki boşlukların konumlarının

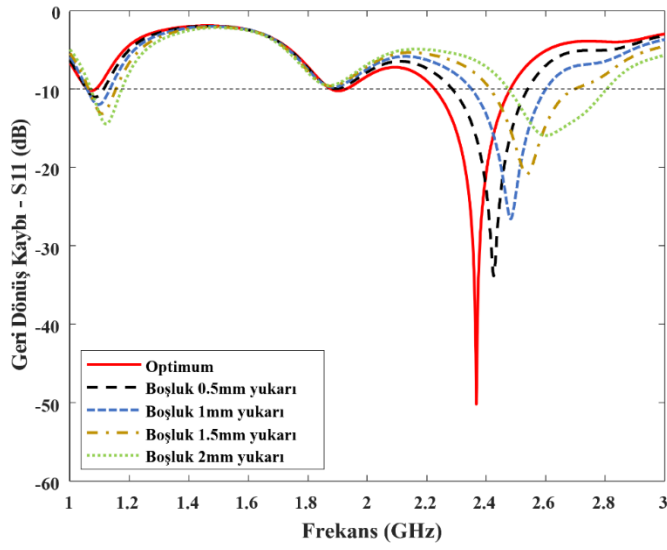
değiştirilerek rezonans noktasının ayarlanmaya çalışılması aşamasında yapılan parametrik çözümler sonucunda en uygun konumlar tespit edilerek Tasarım-7 elde edilmiş, Şekil 3.14'te verilmiştir.

Tasarım-7'nin benzetim sonuçlarına göre Şekil 3.15 incelendiğinde; deri, kas ve yağ dokusunda üç doku için ISM bandını kapsayacak şekilde geri dönüş kaybı karakteristiği elde edilmiştir. Elde edilen seviyeler, deri dokusunda -14.6 dB, kas dokusunda ise -52.3 dB ve fotodiyot açık konumda iken yağ dokusunda -35 dB olarak sıralanmıştır. Tasarım-7 sonucunda deri, kas ve yağ dokularının üçünde de hedeflenen ISM-2.4 GHz bandı elde edilmiş ve birinci antene ait tasarım aşaması sonlandırılmıştır. Elde edilen optimum DDOFY-İMA'ya ait tasarım detayları Şekil 3.23'te, tasarım parametreleri ise Çizelge 3.1'de verilmiştir.

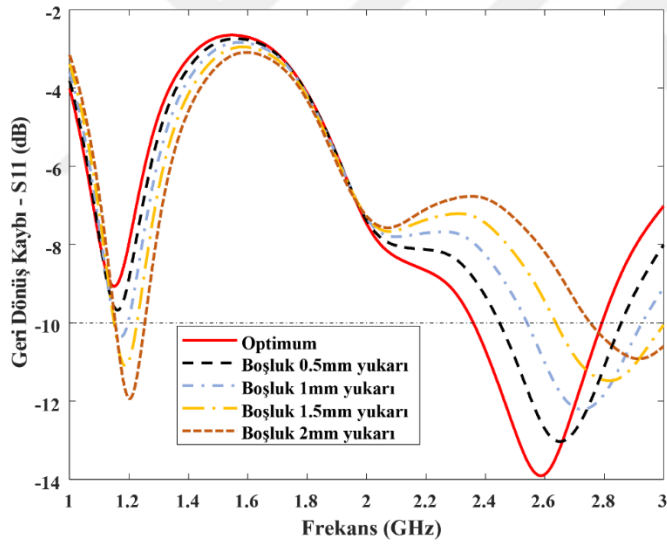


Şekil 3.15. Tasarım-7'nin deri, kas ve yağ dokusu içerisinde optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği

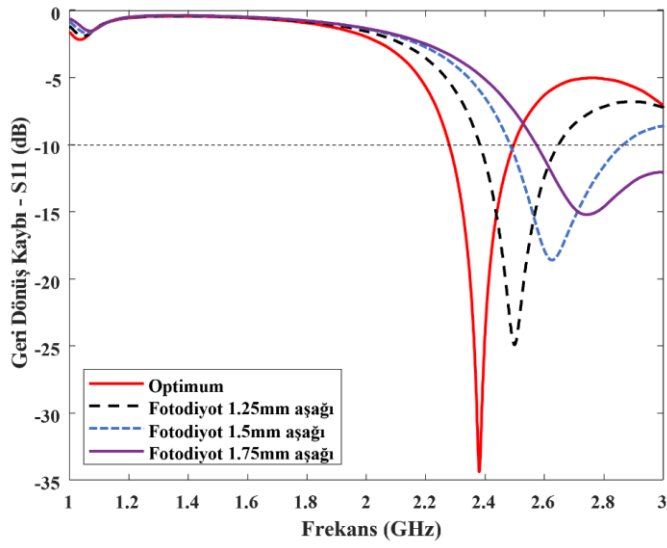
Tasarım-7 elde edilirken yapıların optimum konumlarının bulunması aşamasında yapılmış parametrik çözümler kas dokusunda en dıştaki yarık halkada bulunan boşluğun konumu için Şekil 3.16'da, deri dokusunda en dıştaki yarık halkada bulunan boşluğun konumu için Şekil 3.17'de, yağ dokusunda fotodiyotun konumu için Şekil 3.18'de, yarık halkalar arasında bağlantı için yerleştirilen iletken yolların etkisi için Şekil 3.19'da ve kısa devre piminin etkisi için Şekil 3.20'de sunulmuştur.



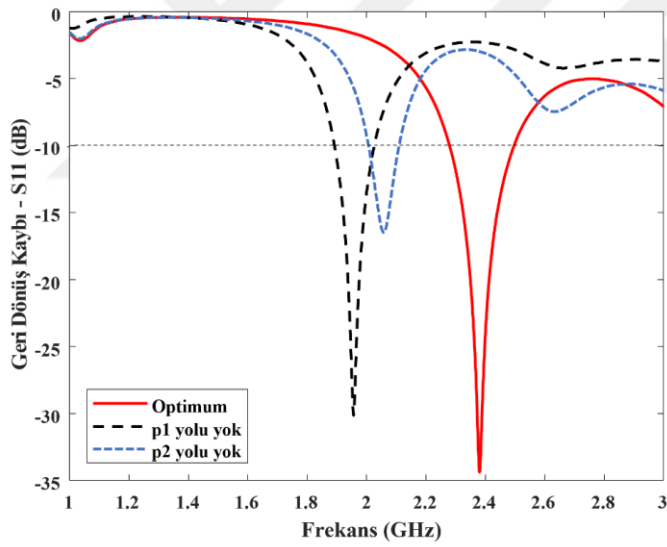
Şekil 3.16. Tasarım-7'nin kas dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği



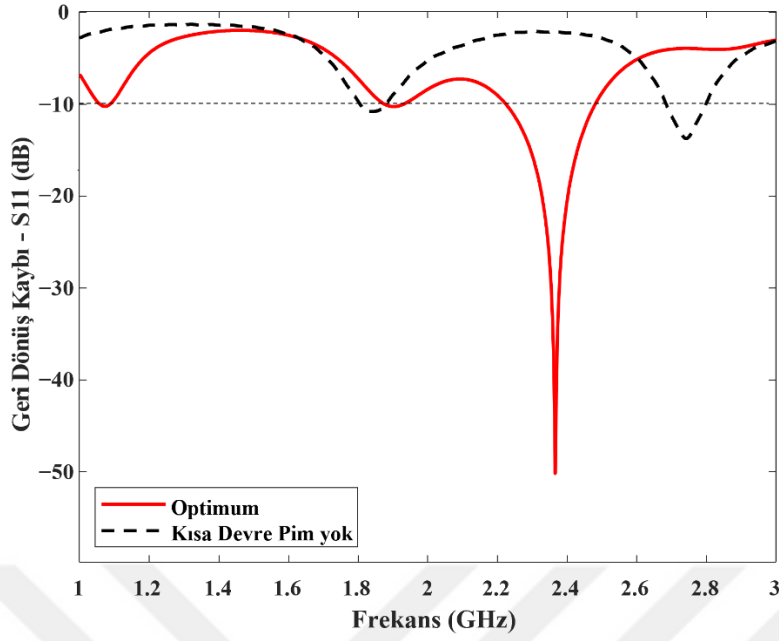
Şekil 3.17. Tasarım-7'nin deri dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği



Şekil 3.18. Tasarım-7'nin yağ dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği

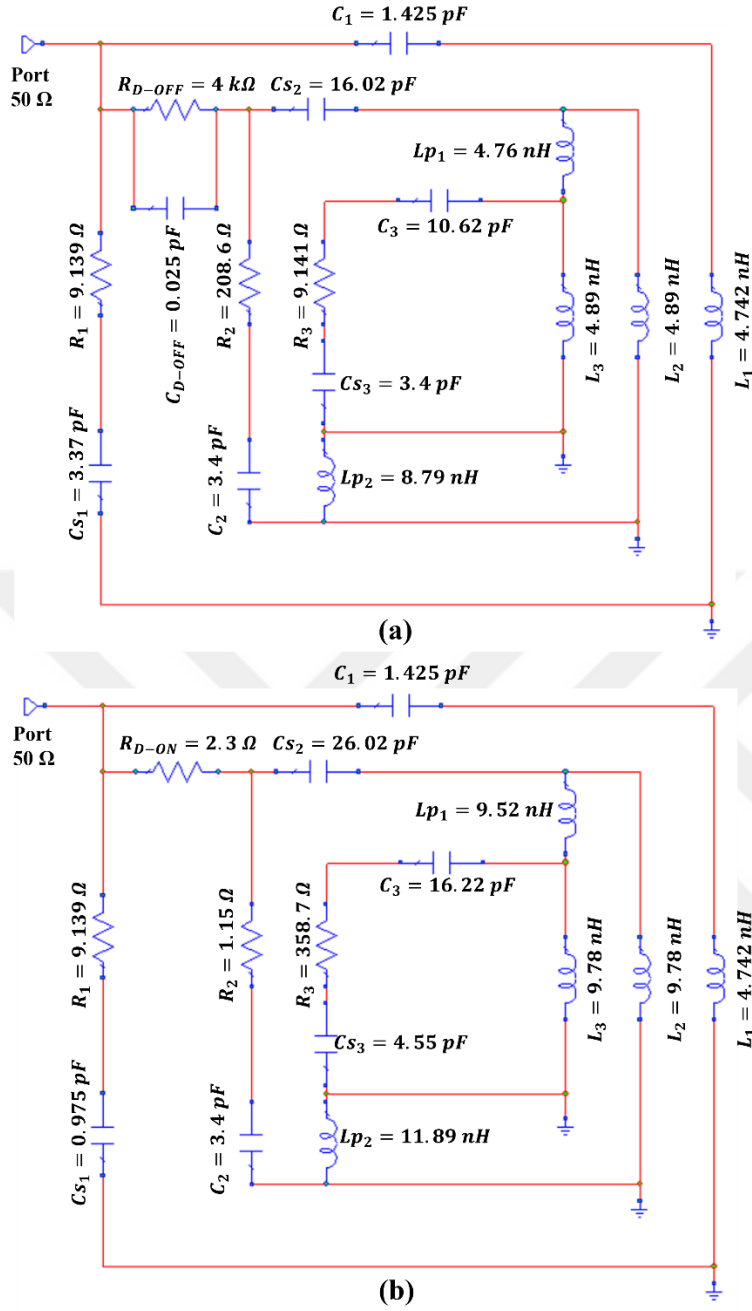


Şekil 3.19. Tasarım-7'nin yağ dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği



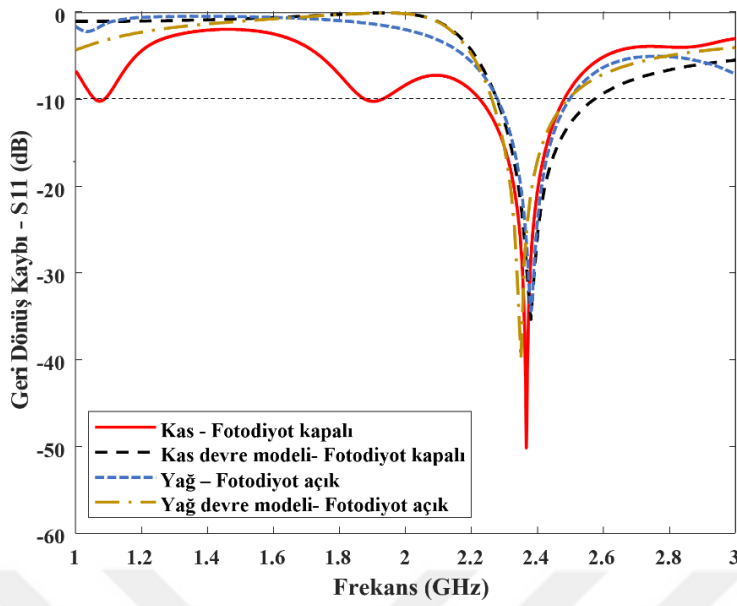
Şekil 3.20. Tasarım-7'nin kas dokusu içerisinde yapılan parametrik analize ait optimum geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Elde edilen tasarımın rezonans frekansındaki akım dağılımından faydalanılarak, AWR Mikrodalga Devre Tasarım Programı (AWR Microwave Office Circuit Design Software) kullanılarak anten elektriksel eşdeğer devre modeli oluşturulmuştur. Bu modelde, yarı halkalar seri bağlı R_1 , L_1 , C_1 , R_2 , L_2 , C_2 , R_3 , L_3 , C_3 devre elemanları ile modellenmiş, yarı halkalar arasındaki yollar L_{p1} ve L_{p2} bobinleri ile sağlanmış, her bir yarı halka yapı üzerindeki boşluklar C_{s1} , C_{s2} , C_{s3} kapasitörleri ile modellenmiştir. Kas ve yağ dokuları arasında geçişi sağlayan PIN-Fotodiyot ise açık ve kapalı durumlarına göre eşdeğer devre modeline dahil edilmiştir. Anten elektriksel eşdeğer devre modeli Şekil 3.21'de verilmiştir.

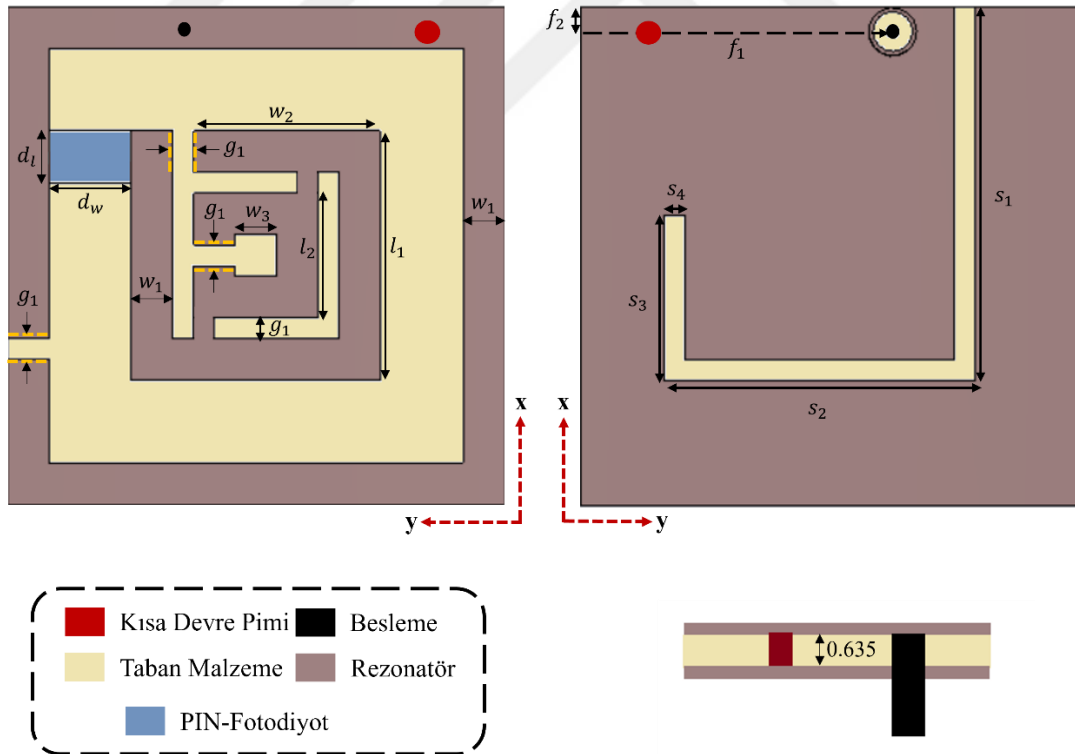


Şekil 3.21. Tasarım-7 eşdeğer devre modeli; **a)** Fotodiyot kapalı; **b)** Fotodiyot açık

Şekil 3.22’de anten elektriksel eşdeğer devre modeli sonuçları ile kas ve yağ dokularında benzetim sonuçları karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Eşdeğer devre modeli, diyotun açık ve kapalı durumlarına göre yenilendiğinde, ISM bant rezonansının korunduğu açıkça görülmektedir.



Şekil 3.22. Tasarım-7'nin benzetim sonuçları ile devre modeli benzetim sonuçlarının karşılaştırılmasına ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği



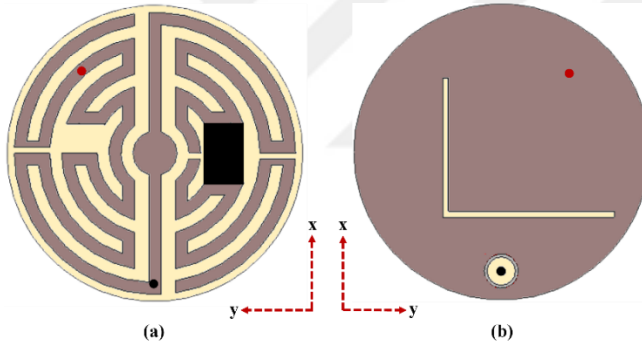
Şekil 3.23. DDOFY-İMA tasarımı

Çizelge 3.1. DDOFY-İMA tasarım parametreleri

Sembol	Uzunluk Değeri	Sembol	Uzunluk Değeri
L	12	d_l	1.25
W	12	d_w	2
l_1	6	s_1	9
l_2	3	s_2	7.5
g_1	0.5	s_3	4
w_1	1	s_4	0.5
w_2	4.5	f_1	4.5
w_3	1	f_2	0.6

3.2 SDOFY-İMA Tasarımı

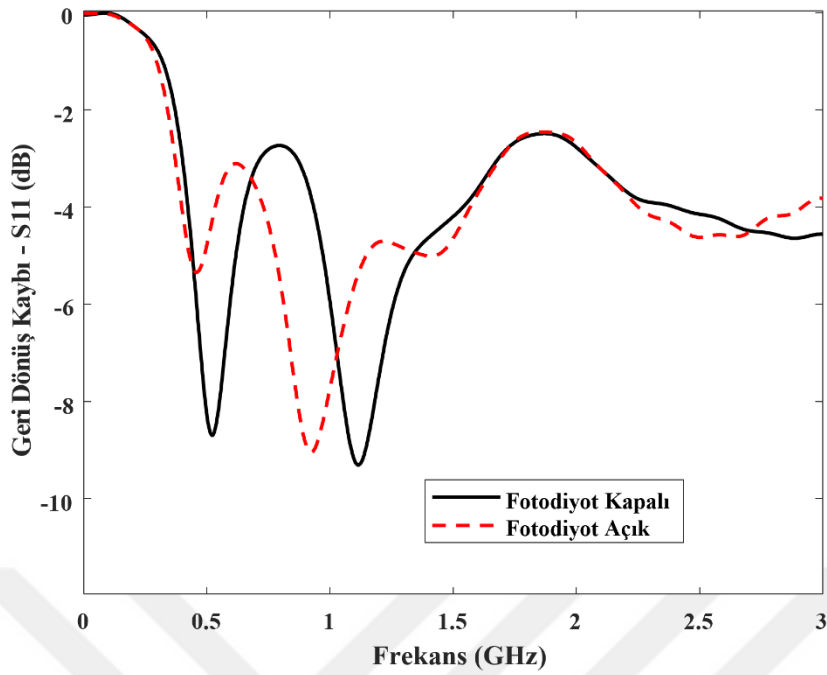
Tez kapsamında tasarımı yapılan ikinci anten olan SDOFY-İMA, dairesel geometriye sahip olup $\pi \times 5^2 \times 0.635 \text{ mm}^3$ minyatür boyutlara sahiptir. Anten, kas dokusunda performans gösterecek şekilde tasarlanmıştır. Frekansın yeniden yapılandırılabilme özelliği için anahtarlama elemanı olarak $1.25 \times 2.0 \text{ mm}^2$ boyutlara sahip PIN-Fotodiyot kullanılmıştır. Kullanılan fotodiyot kapalı konumda iken $R_D = 4 \text{ k}\Omega$, $C_D = 0.025 \text{ pF}$; açık konumda iken ise $R_D = 2.3 \Omega$, $C_D = 0 \text{ F}$ olacak şekilde eşdeğer devre modeli tanımlanarak benzetimler gerçekleştirilmiştir. Kullanılan fotodiyot yardımı ile anahtarlanarak, biyotelemetri uygulamalarında sıklıkla kullanılan frekans bantları arasında yapılandırılma gerçekleştirilmesi hedeflenmektedir. Böylelikle, anteni çevreleyen doku cinsi sabit kalırken optik anahtarlama elemanı yardımı ile fotodiyotun açık ve kapalı durumları arasında geçiş sağlanıp frekans yapılandırması yapılarak anten boyutunu büyütmeden çoklu bant karakteristik sağlanması amaçlanmıştır. Tasarlanan antenin ilk aşamasında, anten boyutunu büyütmeden akım yolunu olabildiğince uzatmak amacıyla dairesel şekilde konumlandırılmış kıvrımlı yapı (KY) rezonatör çeşidi kullanılmıştır. Anten arka yüzeyi empedans uyumunun en iyi seviyede tutulması için L şekilli boşluklardan oluşan toprak yüzeyden oluşmaktadır. Tasarım-1'e ait anten geometrisi Şekil 3.24'te verilmiştir.



Şekil 3.24. Tasarım-1; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

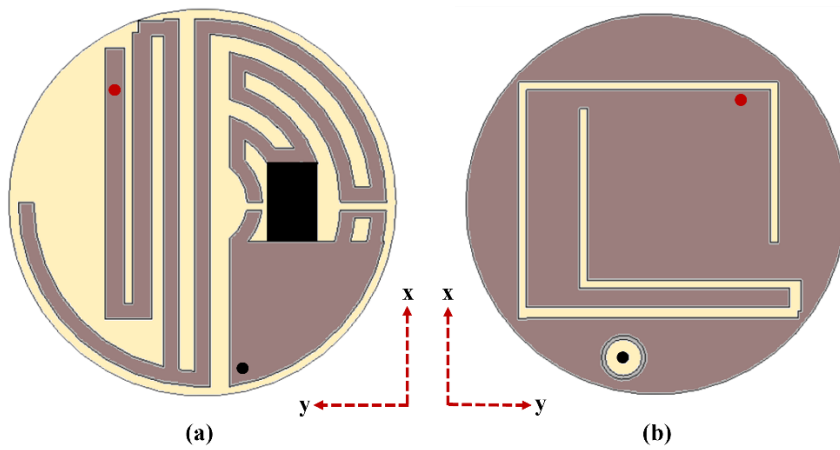
Anten benzetimleri kas dokusu içerisinde gerçekleştirilmiştir. Fotodiyot kapalı konumda iken ISM-2.4 GHz, açık iken ise MICS bandında çalışması hedeflenmektedir. Verilen geri dönüş kaybı (S11) grafikleri fotodiyotun kapalı ve açık konumlarına göre antenin ışıma karakteristiklerini göstermektedir.

Tasarım-1'in sonuçlarına göre Şekil 3.25 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre 2.4 GHz frekansında iyi olarak değerlendirilebilecek seviyede rezonans elde edilememiştir. Fotodiyot açık konumda iken, 475 MHz seviyesinde bir rezonans noktası elde edilmiş fakat seviyesinin kabul edilen değerlerin altında olduğu görülmüştür. Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilmesi sonucuna varılmıştır.



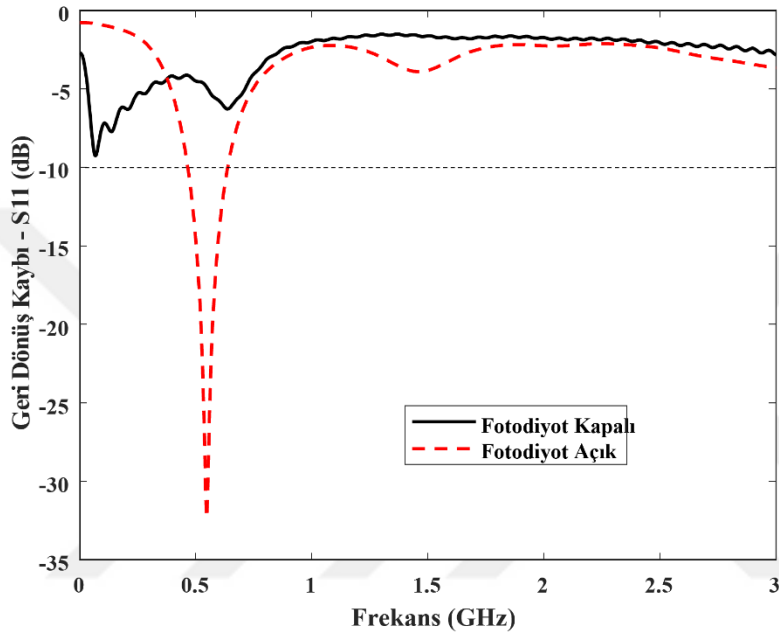
Şekil 3.25. Tasarım-1'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilerek besleme konumu ve kısa devre piminin konumu değiştirilmiş, anten yapısının sol yarısında bulunan dairesel geometriye sahip kıvrımlı yapılar doğrusal hale getirilmiştir. Anten arka yüzeyinde bulunan L şekilli boşluklardan oluşan toprak yüzeyi genişletilmiştir. Yapılan bu değişiklikler sonucunda Tasarım-2 elde edilmiş, Şekil 3.26'da verilmiştir.



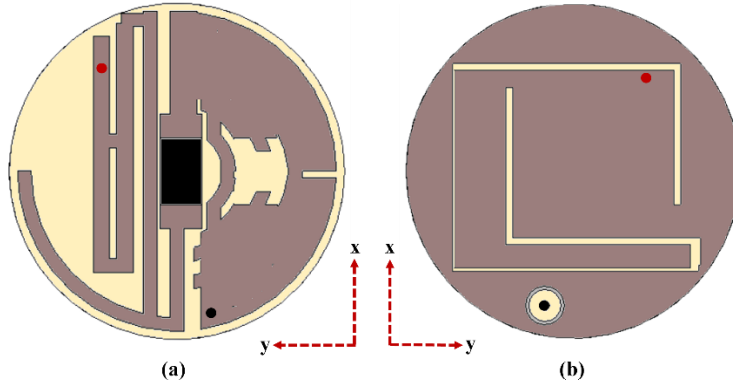
Şekil 3.26. Tasarım-2; **a)** Yama yüzeyi; **b)** Toprak yüzeyi

Tasarım-2'nin sonuçlarına göre Şekil 3.27 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre 2.4 GHz frekansında iyi olarak değerlendirilebilecek seviyede rezonans elde edilememiştir. Fotodiyot açık konumda iken, Tasarım-1'de 475 MHz seviyesinde bulunan rezonans noktası 520 MHz frekansına ilerlemiş fakat bant karakteristiği iyileştirilmiştir. Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilmesi ve fotodiyot konumunun değiştirilmesi sonucuna varılmıştır.



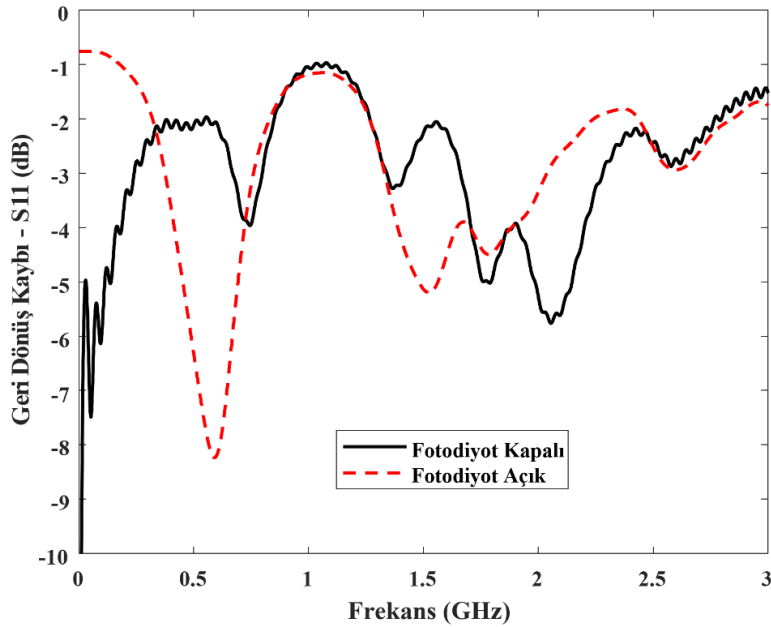
Şekil 3.27. Tasarım-2'ye ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilerek fotodiyot konumunu değiştirilmiş olup anten rezonatör yüzeyinin tam ortasına alınmıştır. Besleme konumu ve kısa devre piminin konumu değiştirilmemiş, anten arka yüzeyinde bulunan toprak yapısı üzerindeki boşlukların genişlikleri küçültülerek empedans uyumunun artırılması hedeflenmiştir. Yapılan bu değişiklikler sonucunda Tasarım-3 elde edilmiş, Şekil 3.28'de verilmiştir.



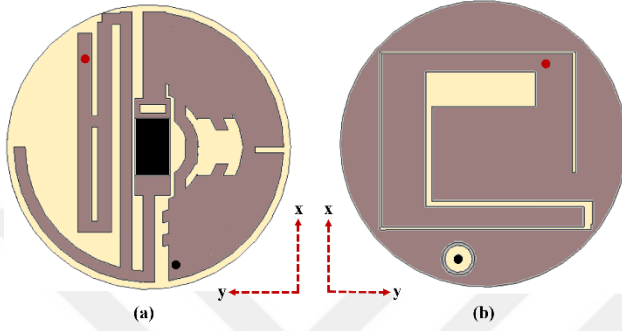
Şekil 3.28. Tasarım-3; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-3'ün sonuçlarına göre Şekil 3.29 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre 2.25 GHz frekansında bir rezonans noktası elde edilmiş fakat sınır değerlerin altında kalmıştır. Fotodiyot açık konumda iken, 520 MHz frekansında bulunan rezonans noktası korunmuştur. Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilmesi sonucuna varılmıştır.



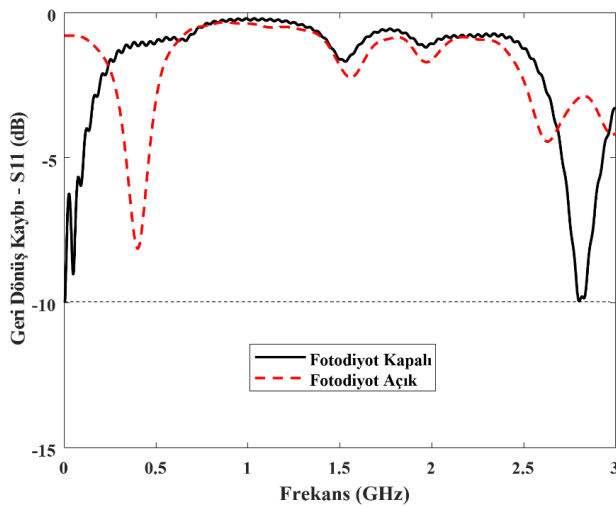
Şekil 3.29. Tasarım-3'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilerek anten taban malzemesi kalınlığı değiştirilmiştir. Yapılan bu güncelleme sonrasında yeni anten boyutları $\pi \times 5^2 \times 0.125 \text{ mm}^3$ olarak elde edilmiştir. Fotodiyot, besleme ve kısa devre piminin konumu değiştirilmemiş olup anten arka yüzeyinde bulunan toprak yapısı üzerindeki boşlukların genişlikleri değiştirilerek empedans uyumunun artırılması hedeflenmiştir. Yapılan bu değişiklikler sonucunda Tasarım-4 elde edilmiş, Şekil 3.30'da verilmiştir.



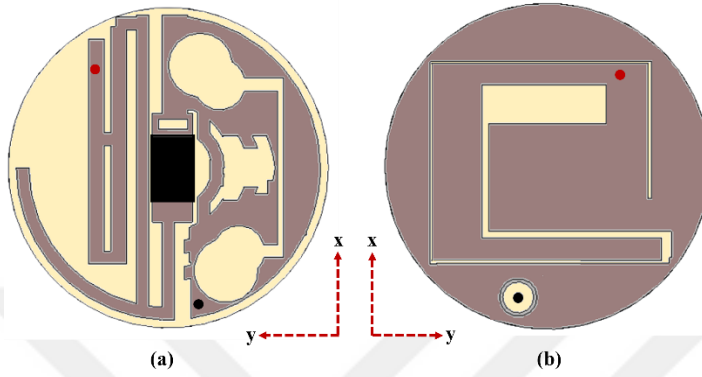
Şekil 3.30. Tasarım-4; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-4'ün sonuçlarına göre Şekil 3.31 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre 2.8 GHz frekansında iyi seviyede bir rezonans noktası fotodiyot açık konumda iken ise, 430 MHz frekansında iyi seviyede bir rezonans noktası elde edilmiştir. Rezonans frekans noktalarını istenilen seviyelere çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilmesi sonucuna varılmıştır.



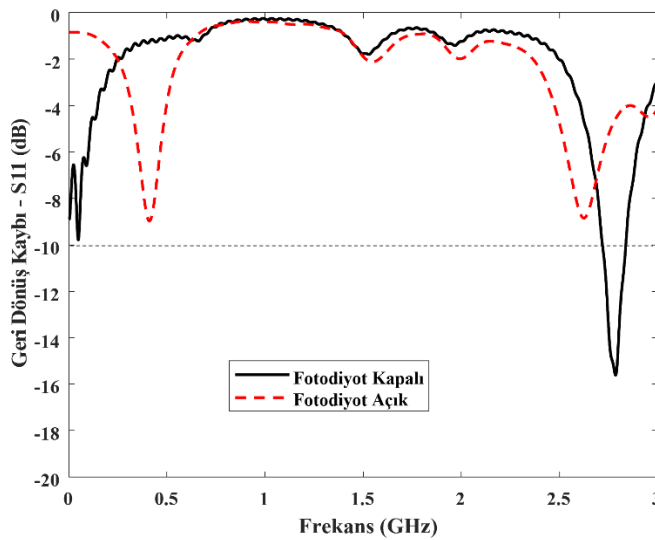
Şekil 3.31. Tasarım-4'e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncelleme yapılarak rezonatör yüzeyinde iki adet birbiri ile bağlı dairesel şekilde boşluk açılmıştır. Fotodiyot, besleme, kısa devre piminin konumu ve toprak yapısı değiştirilmemiştir. Yapılan bu değişiklikler sonucunda Tasarım-5 elde edilmiş, Şekil 3.32’de verilmiştir.



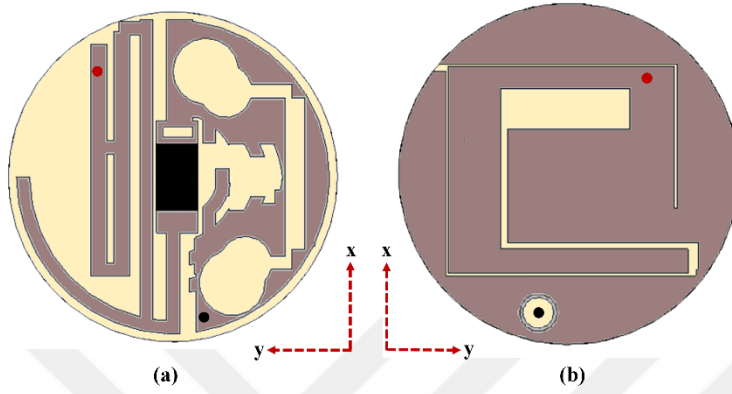
Şekil 3.32. Tasarım-5; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-5’in sonuçlarına göre Şekil 3.33 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre bir önceki tasarımda elde edilen 2.8 GHz frekansındaki rezonans noktasının seviyesi iyileştirilmiş ve anlamlı bir bant elde edilmiştir. Fotodiyot açık konumda iken ise, 430 MHz frekansında elde edilen bant korunmuştur. Rezonans frekans noktalarını istenilen seviyelere çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilmesi sonucuna varılmıştır.



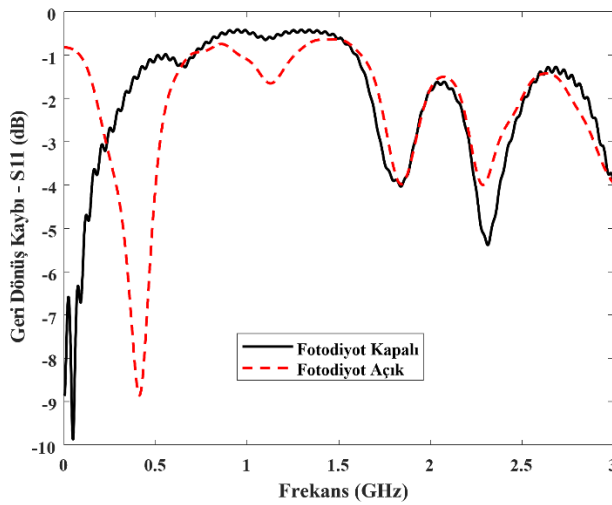
Şekil 3.33. Tasarım-5’e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncelleme yapılarak rezonatör yüzeyinde iki adet dairesel şekilde boşluğu birbirine bağlayan yapı genişletilmiştir. Fotodiyot, besleme ve kısa devre piminin konumu değiştirilmiştir, toprak yapısına bir adet boşluk yapı eklenmiştir. Yapılan bu değişiklikler sonucunda Tasarım-6 elde edilmiş, Şekil 3.34’te verilmiştir.



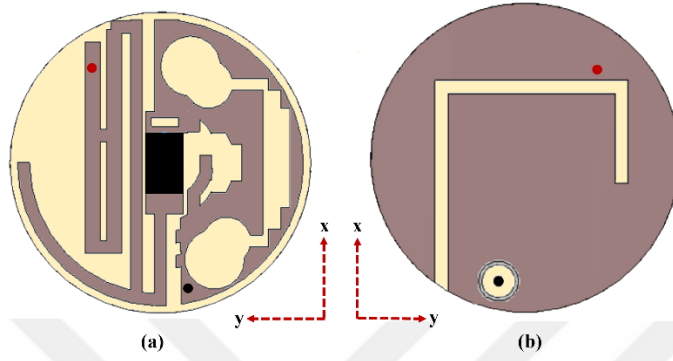
Şekil 3.34. Tasarım-6; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-6’nın sonuçlarına göre Şekil 3.35 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre bir önceki tasarımda elde edilen 2.8 GHz frekansındaki rezonans noktası 2.4 GHz seviyesine çekilmiş, fotodiyot açık konumda iken 430 MHz frekansında elde edilen bant ise korunmuştur. Rezonans frekans noktalarını istenilen seviyelere çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilmesi sonucuna varılmıştır.



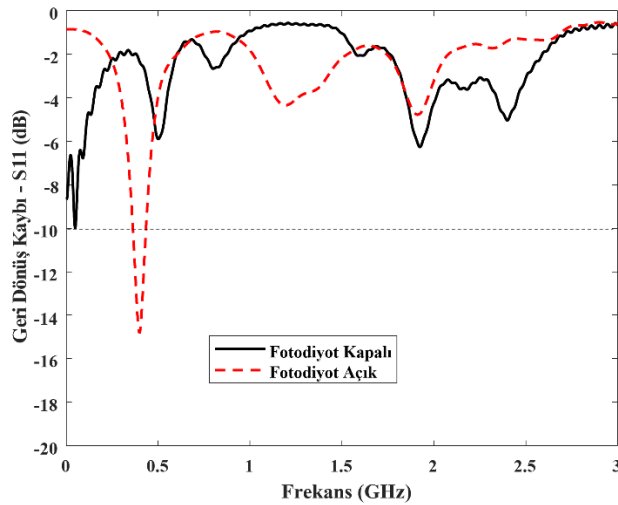
Şekil 3.35. Tasarım-6’ya ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncelleme yapılarak toprak yüzeyi tamamen değiştirilmiş ve kanca şekilli toprak yüzeyi yerleştirilmiştir. Fotodiyot, besleme ve kısa devre piminin konumu değiştirilmemiştir. Yapılan bu değişiklikler sonucunda Tasarım-7 elde edilmiş, Şekil 3.36’da verilmiştir.



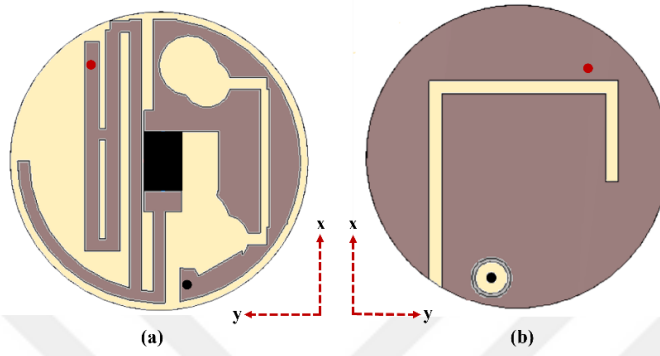
Şekil 3.36. Tasarım-7; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-7’nin sonuçlarına göre Şekil 3.37 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre bir önceki tasarımda elde edilen 2.4 GHz frekansındaki rezonans noktası korunarak genişletilmiş, fotodiyot açık konumda iken bir önceki tasarımda 430 MHz frekansında olan rezonans noktası 400 MHz frekansına çekilerek elde edilen bant ise korunmuş ve seviyesi iyileştirilerek anlamlı bir bant elde edilmiştir. Rezonans frekans noktalarını istenilen seviyelere çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilmesi sonucuna varılmıştır.



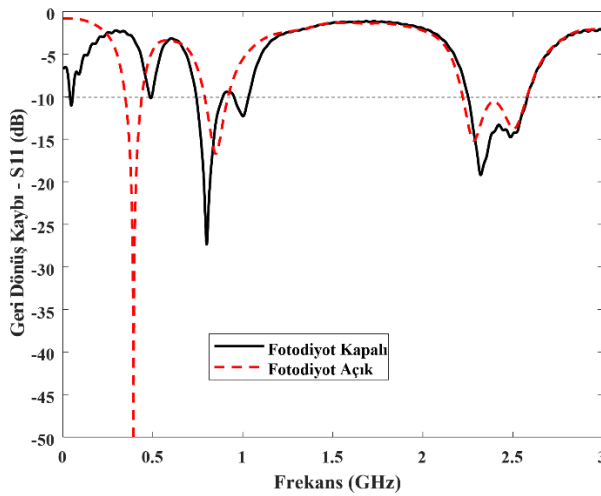
Şekil 3.37. Tasarım-7’ye ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncelleme yapılarak anten yüzeyindeki dairesel boşluklardan biri genişletilmiş, fotodiyot, besleme, kısa devre piminin konumu ve toprak yüzeyi değiştirilmemiştir. Yapılan bu değişiklikler sonucunda Tasarım-8 elde edilmiş, Şekil 3.38’te verilmiştir.



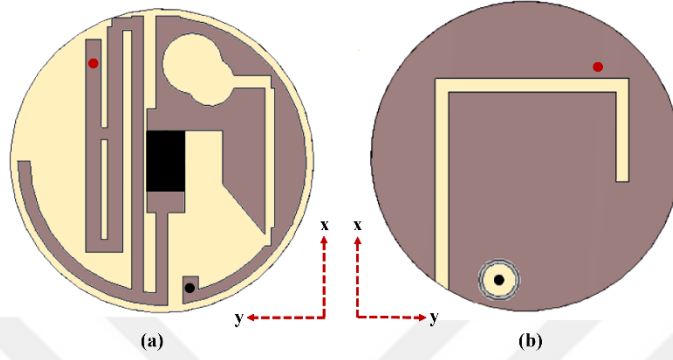
Şekil 3.38. Tasarım-8; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-8’nin sonuçlarına göre Şekil 3.39 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre bir önceki tasarımda elde edilen 2.4 GHz frekansındaki rezonans noktası korunarak genişletilmiş, fotodiyot açık konumda iken bir önceki tasarımda 430 MHz frekansında olan rezonans noktası 400 MHz frekansına çekilerek elde edilen bant korunmuş ve seviyesi iyileştirilerek anlamlı bir bant elde edilmiştir. Bunun yanı sıra 915 MHz’de anlamlı bir bant elde edilmiştir. Rezonans frekans noktalarını istenilen seviyelere çekmek için anten geometrisi üzerinde güncellemeye gidilmesi sonucuna varılmıştır.



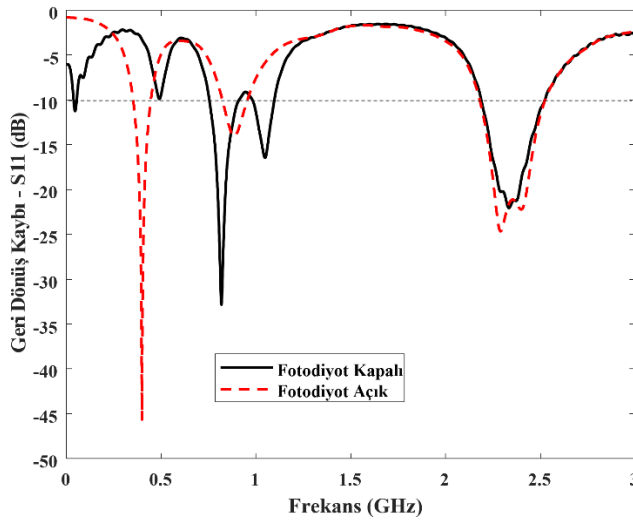
Şekil 3.39. Tasarım-8’e ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği

Rezonans frekans noktalarını hedeflenen bantların seviyesine çekmek için anten geometrisi üzerinde güncelleme yapılarak anten yüzeyindeki boşluklar genişletilmiş, fotodiyot, besleme, kısa devre piminin konumu ve toprak yüzeyi değiştirilmemiştir. Yapılan bu değişiklikler sonucunda Tasarım-9 elde edilmiş, Şekil 3.40'ta verilmiştir.

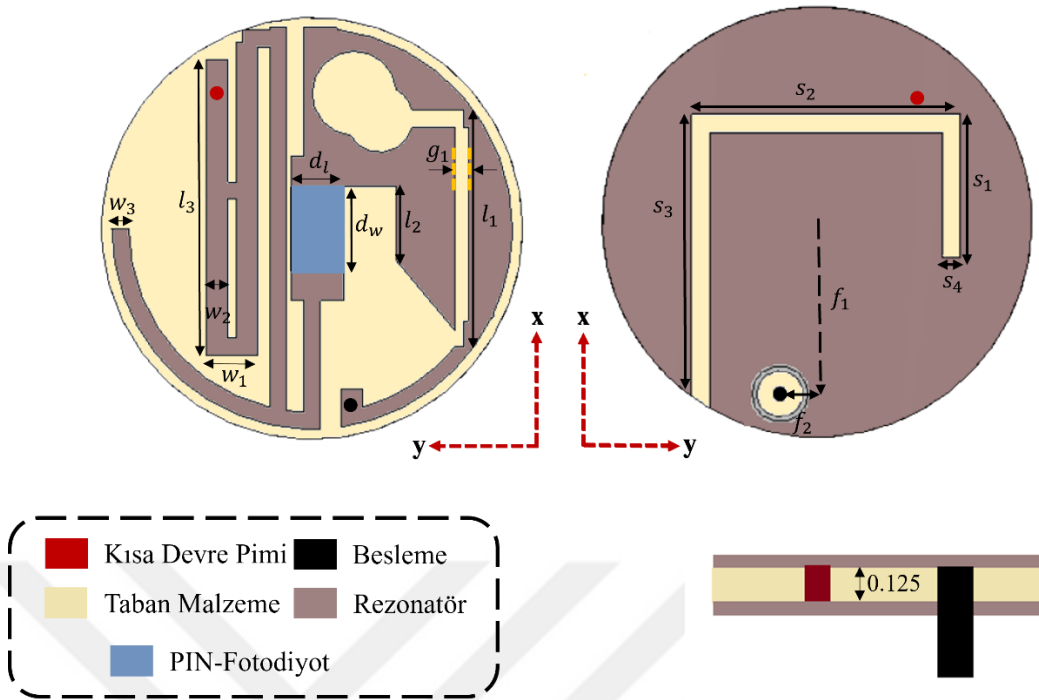


Şekil 3.40. Tasarım-9; a) Yama yüzeyi; b) Toprak yüzeyi

Tasarım-9'un sonuçlarına göre Şekil 3.41 incelendiğinde; fotodiyot kapalı konumda iken elde edilen sonuçlara göre bir önceki tasarımda elde edilen 2.4 GHz frekansındaki rezonans noktası korunarak bant genişliği artırılmış, fotodiyot açık konumda iken 400 MHz ve 915 MHz frekanslarındaki bantlar korunmuştur. Bu şekilde fotodiyot kapalı konumda iken sadece ISM-2.45 GHz bandında, fotodiyot açık iken ise MICS, MedRadio, ISM-915 MHz ve ISM 2.45 GHz bantlarında performans sergileyen çoklu bant frekansı yeniden yapılandırılabilir implant anten elde edilmiştir. Böylelikle SDOFY-İMA tasarımı sonlandırılmıştır.



Şekil 3.41. Tasarım-9'a ait geri dönüş kaybı (S11) grafiği



Şekil 3.42. SDOFY-İMA tasarımı

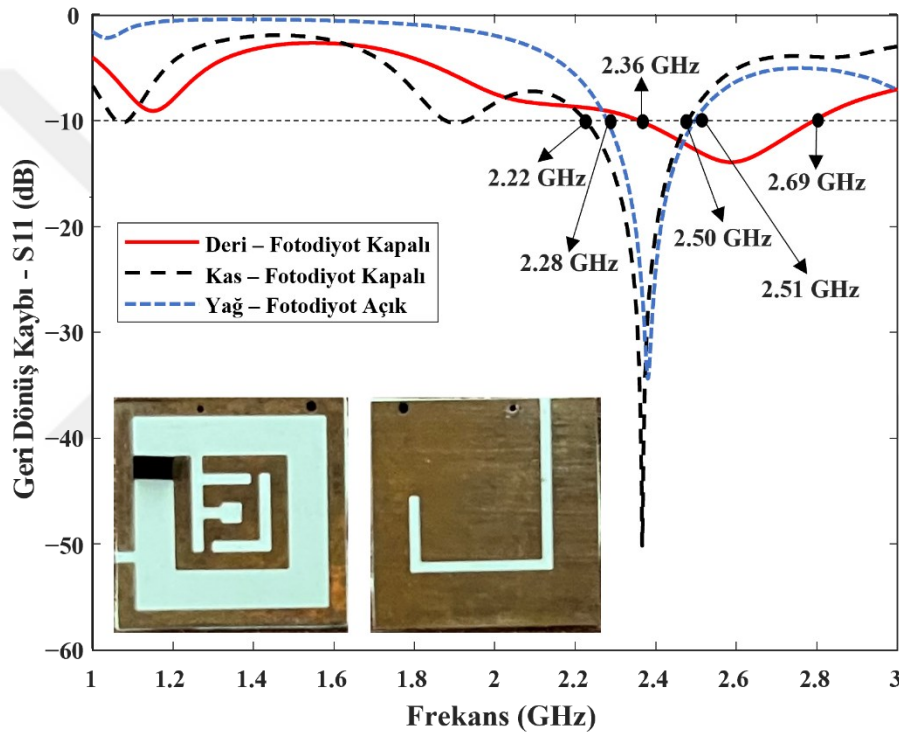
Çizelge 3.2. SDOFY-İMA tasarım parametreleri

Sembol	Uzunluk Değeri	Sembol	Uzunluk Değeri
r	5	d_l	1.25
l_1	5.6	d_w	2
l_2	1.76	s_1	3.3
l_3	7	s_2	6.25
g_1	0.3	s_3	6.5
w_1	1.2	s_4	0.4
w_2	0.5	f_1	4
w_3	0.4	f_2	0.8

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

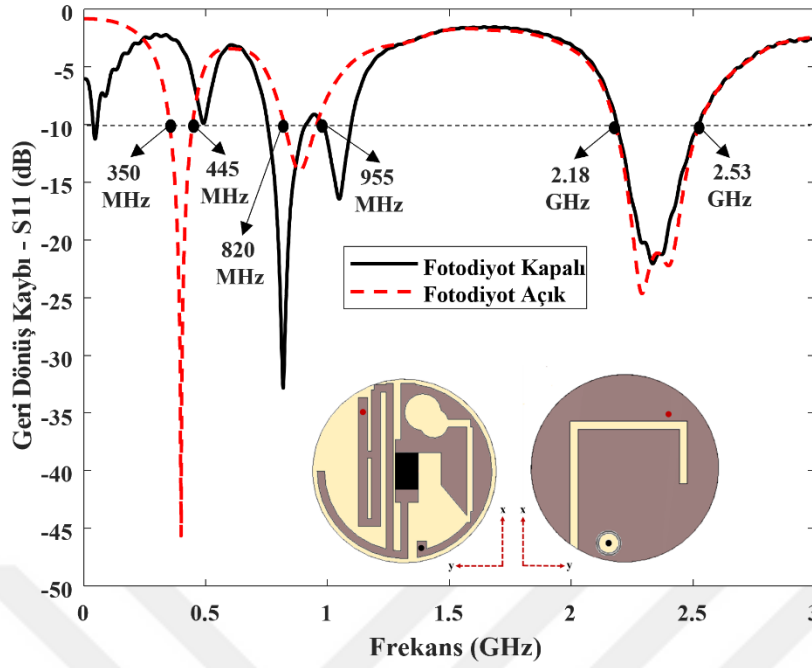
4.1 Benzetim Sonuçları

Tez kapsamında yapılan çalışmalar sonucunda, DDOFY-İMA ve SDOFY-İMA isimli iki adet anten tasarımı elde edilmiştir. Her iki anten için tasarımın başlangıç aşamasında hedeflenen boyut ve frekans yapılandırması özelliklerine başarıyla ulaşılmıştır. DDOFY-İMA $14 \times 14 \text{ mm}^2$ boyutlarında ve değişen dokularda frekans sabit tutularak, SDOFY-İMA ise $\pi \times 5^2 \times 0.125 \text{ mm}^3$ boyutlarında sabit dokuda farklı frekans bantlarına sahip olacak şekilde yapılandırılmıştır. Tasarımlar sonucunda elde edilen nihai antenlere ait şekil ve grafikler sırasıyla Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’de verilmiştir.



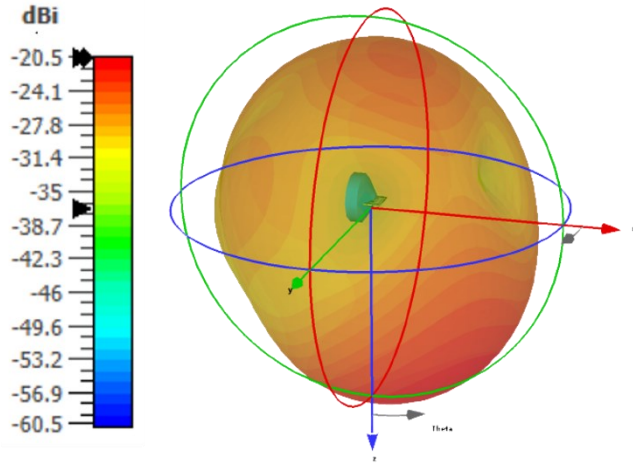
Şekil 4.1 DDOFY-İMA tasarımı ve geri dönüş kaybı (S11) grafiği

İmplant anten tasarımında kaliteli bir haberleşmenin sağlanabilmesi için önemli parametrelerden biri de kazanç değerinin seviyesidir. DDOFY-İMA tasarımı sonucunda elde edilen sonuçlara göre deri, kas ve yağ dokularının homojen modelleri için sırasıyla gerçek tepe kazancı değerleri; -20.5 dB, -14.4 dB ve -11.2 dB olarak hesaplanmıştır. SDOFY-İMA tasarımı sonucunda elde edilen sonuçlara göre kas dokusunun homojen modeli için 403 MHz, 915 MHz ve 2.45 GHz frekanslarında gerçek tepe kazancı değerleri sırasıyla; -49.6 dB, -26.9 dB ve -9.52 dB olarak hesaplanmıştır. İlgili antenlerin kazanç değerlerine ilişkin ışıma karakteristikleri Şekil 4.3 ve Şekil 4.4’te görüldüğü gibidir.

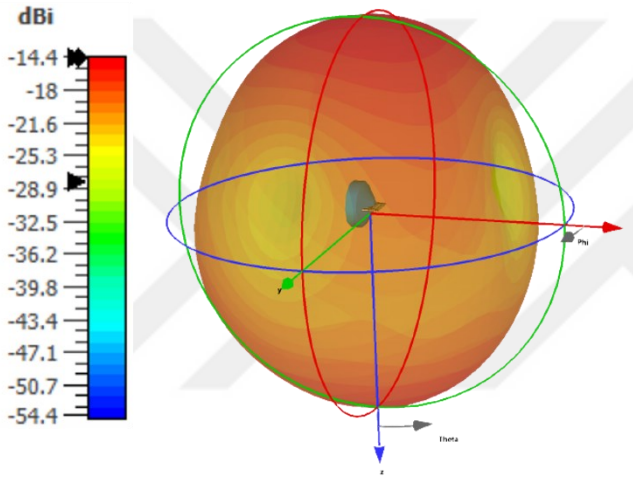


Şekil 4.2 SDOFY-İMA tasarımı ve geri dönüş kaybı (S11) grafiği

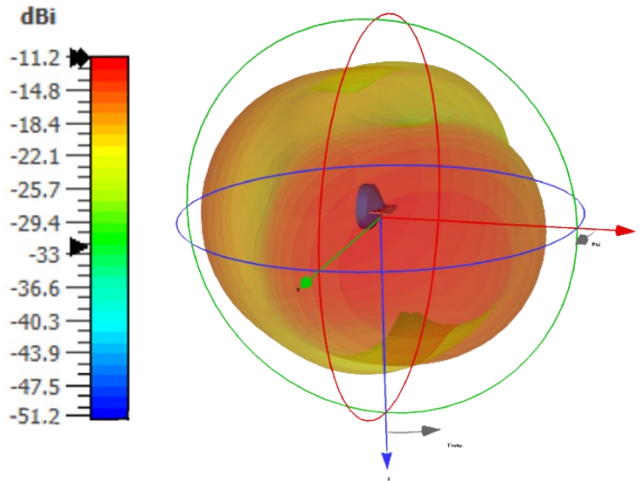
Gerçek tepe kazancı değerleri homojen model içinde elde edilen DDOFY-İMA'nın doğrulama yapılması adına gerçek insan modeli içine yerleştirilerek de hesaplanmıştır. Bu hesaplamalarda kas ve yağ dokusu için Hugo insan modeli, deri dokusu için ise Katja insan modeli kullanılmıştır. Deri dokusu için Katja insan modelinin kullanılmasının sebebi, Hugo insan modelinde bulunan deri dokusunun anteni yerleştirecek kadar kalın olmamasıdır. Bu sebeple deri dokusu için hesaplamalar yeterli deri kalınlığına sahip Katja insan modelinin baş kısmında gerçekleştirilmiştir. DDOFY-İMA'nın gerçek insan modeli içerisine yerleştirilerek gerçekleştirilen hesaplamalar sonucunda deri, kas ve yağ dokuları için sırasıyla gerçek tepe kazancı değerleri; -20.3 dB, -14.2 dB ve -11.02 dB olarak hesaplanmıştır. İlgili dokulara göre gerçek insan modeli içerisinde hesaplanmış kazanç değerlerine ilişkin ışıma karakteristikleri Şekil 4.5'te verilmiştir. Görüldüğü üzere homojen model ile yaklaşık aynı değerler hesaplanmış, böylelikle doğrulanmıştır. Bunun yanı sıra, DDOFY-İMA için deri, kas ve yağ dokularında iki farklı açı derecesine göre elde edilen ışıma karakteristiklerine ilişkin normalize ışıma örüntüsü grafikleri Şekil 4.6'da, SDOFY-İMA için homojen kas dokusu modelinde 403 MHz, 915 MHz ve 2.45 GHz frekanslarında iki farklı açı derecesine göre elde edilen ışıma karakteristiklerine ilişkin normalize ışıma örüntüsü grafikleri Şekil 4.7'de sunulmuştur. Ek olarak, DDOFY-İMA'nın gerçek insan modeli içinde 2.45 GHz frekansında 0.5W giriş gücünde hesaplanan SAR analizleri sonucunda deri ve kas dokusu için sırasıyla 367 ve 318 W/kg değerleri elde edilmiştir. Elde edilen SAR değerlerine ilişkin sonuçlar Şekil 4.8'de sunulmuştur. Elde edilen değerler, uluslararası kabul gören sınır değerleri aşmadığı ve biyotelemetri uygulamalarında kullanılabilirliği açısından gayet başarılı olduğu gözlemlenmiştir.



(a)

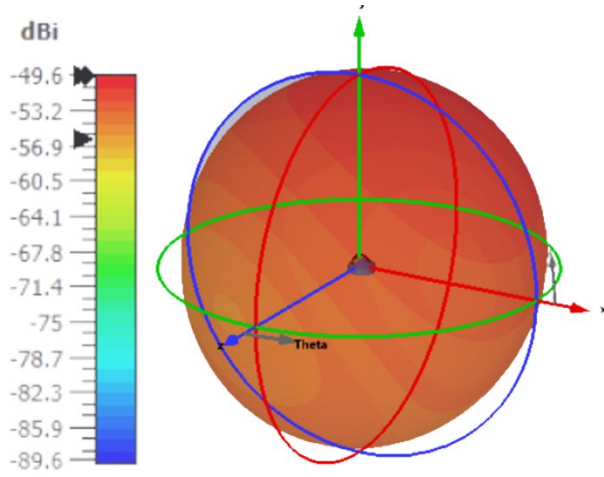


(b)

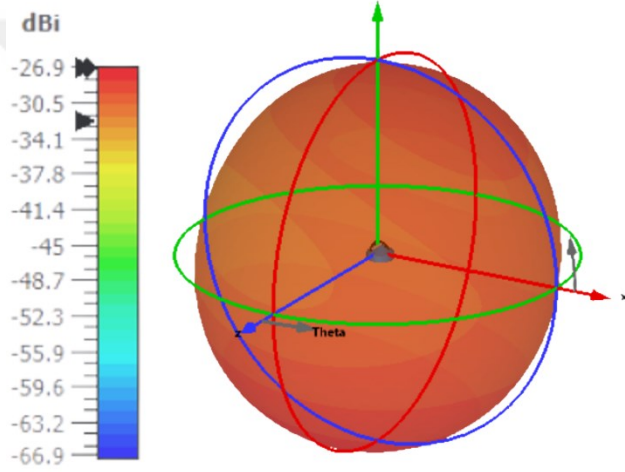


(c)

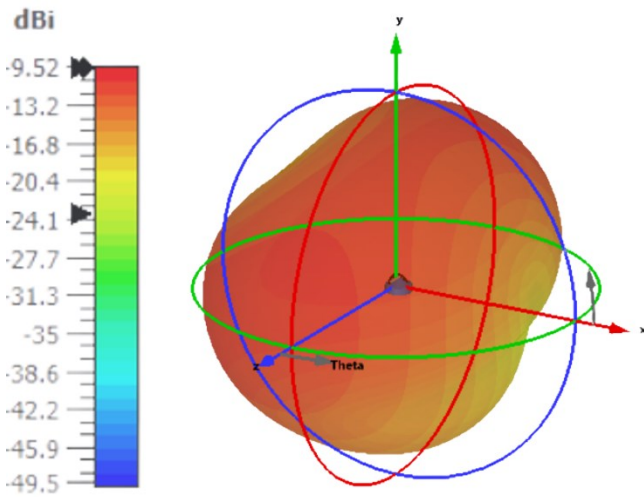
Şekil 4.3 DDOFY-İMA Homojen modelde 2.45 GHz ışıma örüntüleri; **a)** Deri dokusu; **b)** Kas dokusu; **c)** Yağ dokusu



(a)

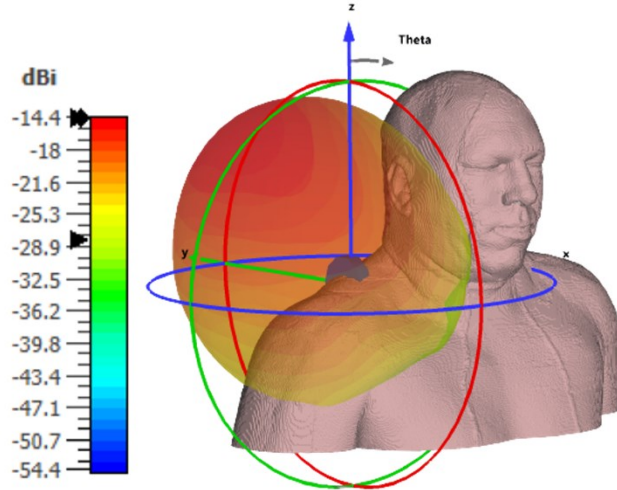


(b)

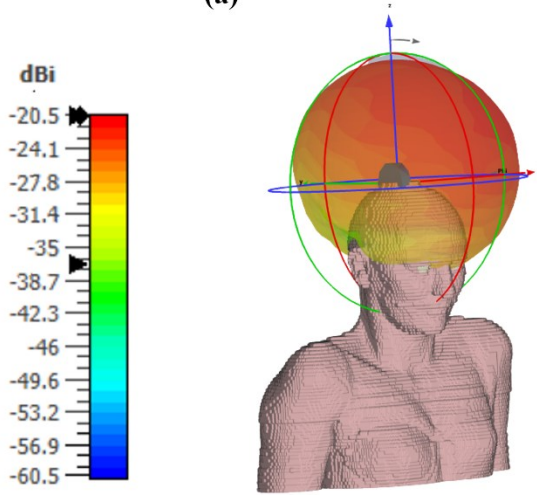


(c)

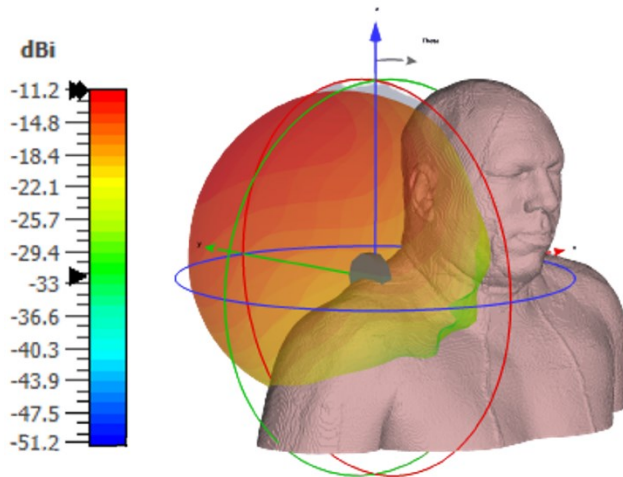
Şekil 4.4 SDOFY-İMA Homojen kas modelinde ışıma örüntüleri; **a)** 403 MHz; **b)** 915 MHz; **c)** 2.45 GHz



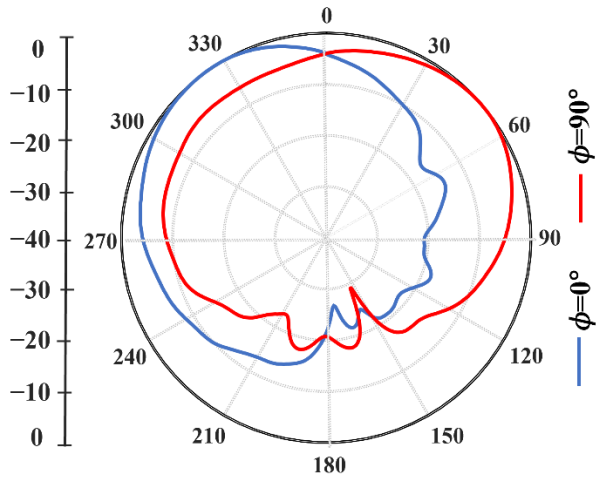
(a)



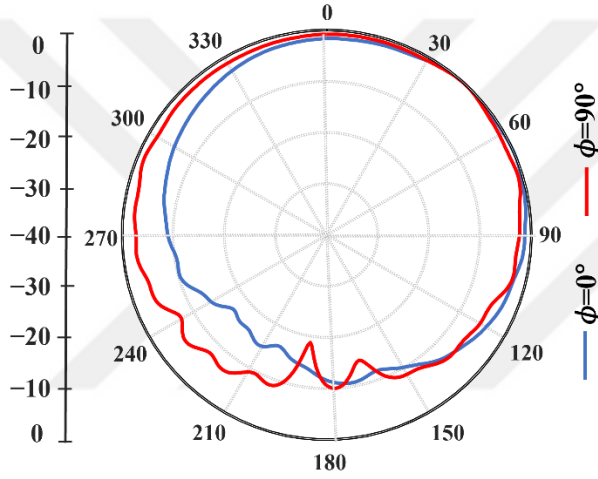
(b)



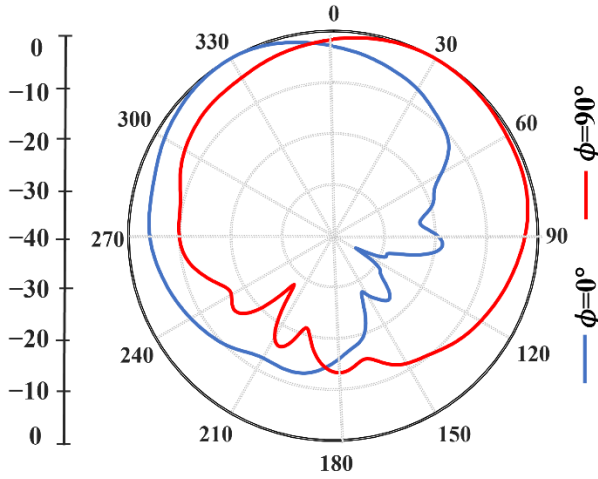
Şekil 4.5 DDOFY-İMA Voxel modelde 2.45 GHz frekansında 3-Boyutlu ışıma örüntüleri; **a)** Kas dokusu; **b)** Deri dokusu; **c)** Yağ dokusu



(a)

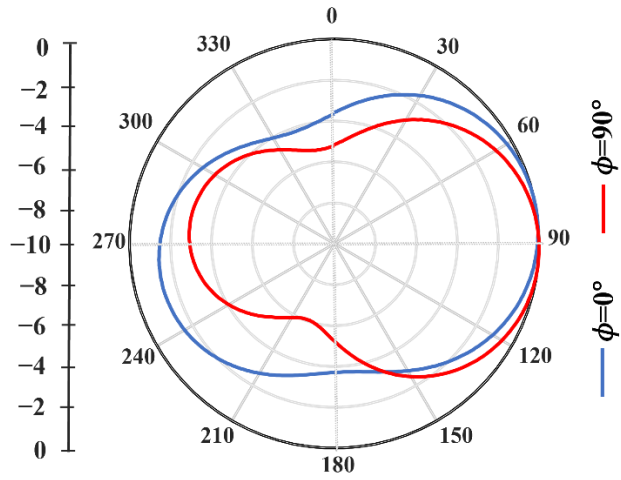


(b)

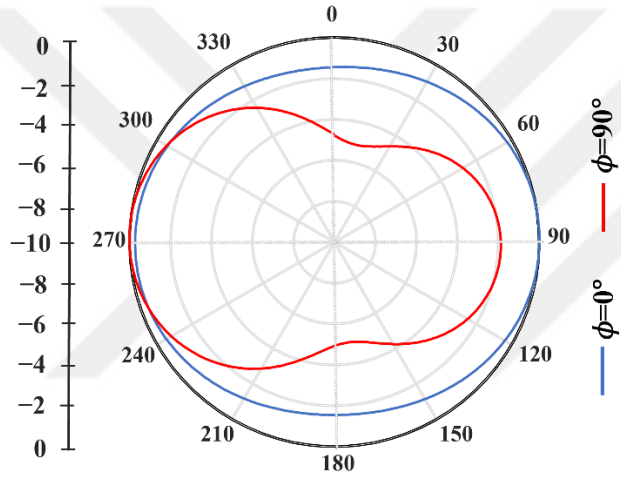


(c)

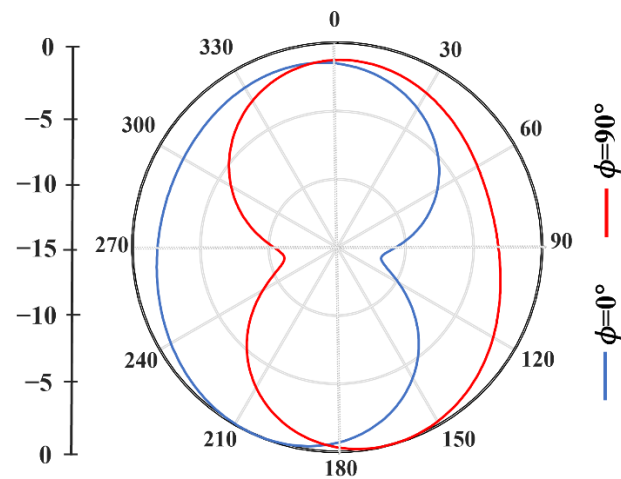
Şekil 4.6 DDOFY-İMA Voxel modelde 2.45 GHz frekansında 2-Boyutlu normalize ışınma örüntüleri; **a)** Kas dokusu; **b)** Deri dokusu; **c)** Yağ dokusu



(a)

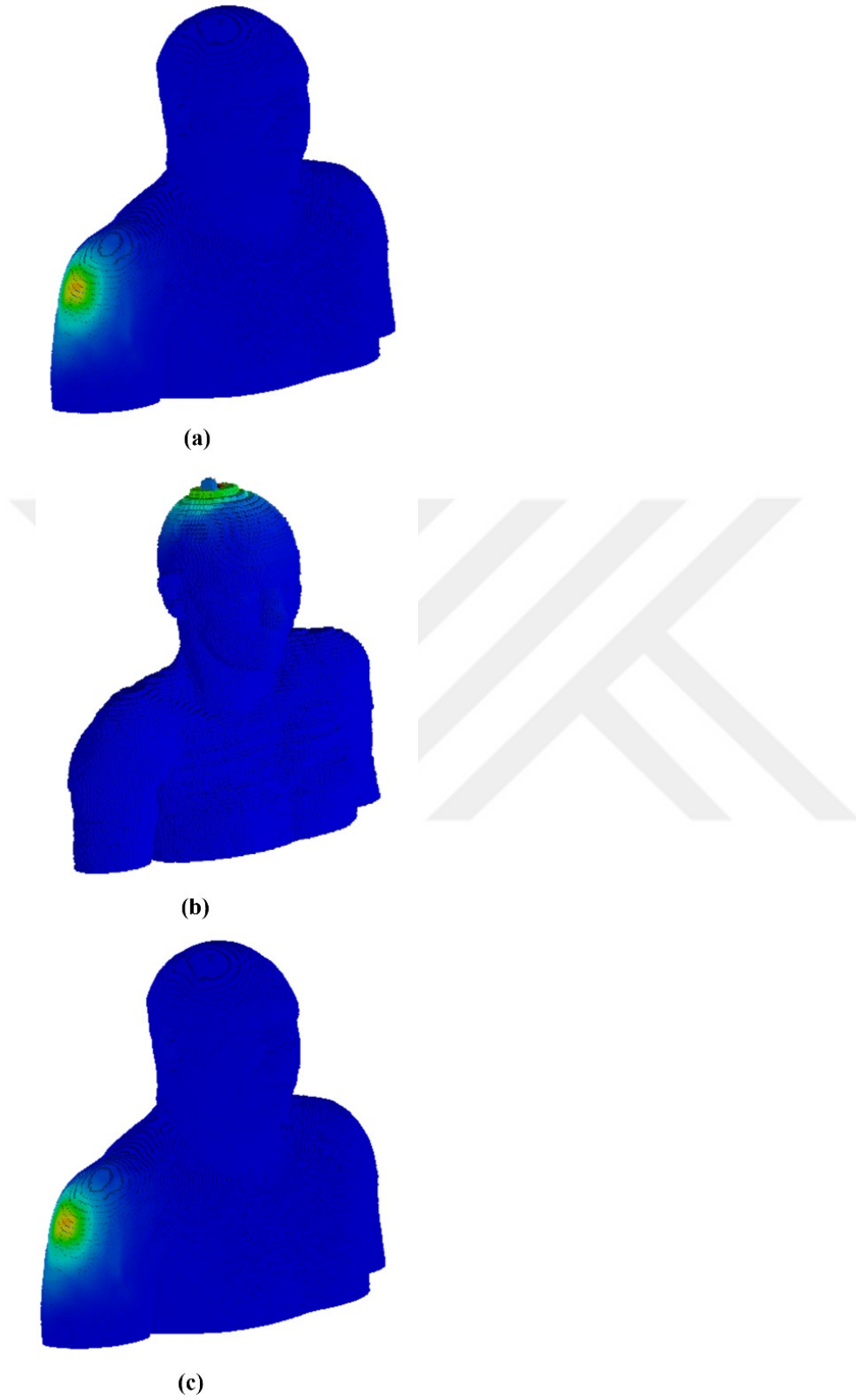


(b)



(c)

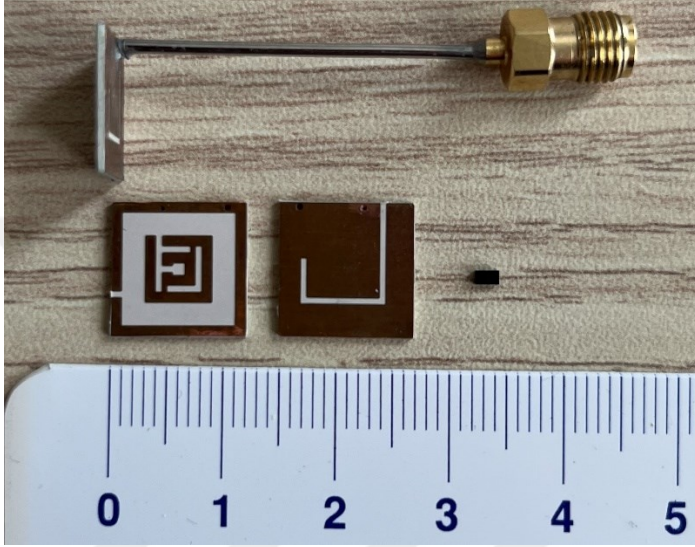
Şekil 4.7 SDOFY-İMA Homojen kas modelinde 2-Boyutlu normalize ışıma örüntüleri;
a) 403 MHz; **b)** 915 MHz; **c)** 2.45 GHz



şekil 4.8 DDOFY-İMA Voxel modelde 2.45 GHz frekansında 1 gr dokuda SAR analiz sonuçları; **a)** Kas dokusu; **b)** Deri dokusu; **c)** Yağ dokusu

4.2 Frekansı Yeniden Yapılandırılabilir İmplant Anten Üretim ve Ölçümü

Tasarlanan DDOFY-İMA isimli antenin üretiminde Rogers 3010 taban malzemesi kullanılmıştır. Üretimler, tasarım getirdiği yüksek hassasiyet gereği en iyi şekilde yapılmıştır. Anten üzerine bir adet PIN-Fotodiyot eklenmiş, kısa devre piminin içi kaplaması yapılmış ve SMA konektör montajı gerçekleştirilmiştir. Üretilmiş DDOFY-İMA'ya ait fotoğraf Şekil 4.9'da verilmiştir.



Şekil 4.9 Üretimi gerçekleştirilmiş DDOFY-İMA

Üretilen antenin geri dönüş kaybı (S11) ölçümleri, kas dokusu için domuz kıyımında, deri dokusu için fantom çözeltide ve yağ dokusunda olmak üzere üç farklı ölçüm düzeneği oluşturulmuştur. Yapılan bu ölçümlere ek olarak, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi bünyesinde etik onayı alınarak yapılan bir hayvan deneyinde, ameliyat edilen canlı domuz üzerinde kas ve deri dokusunda geri dönüş kaybı (S11) değerleri ölçülmüştür. Yapılan ölçümlerde, Agilent N9916A FieldFox Microwave Analyzer kullanılmıştır. Bununla beraber, ölçüm düzenekleri simülasyon ortamına en yakın benzerlikte hazırlanmıştır.

Taze domuz kıyması kullanarak oluşturulan ve canlı domuzda gerçekleştirilen DDOFY-İMA için ölçümlere ait düzenekler sırasıyla Şekil 4.10 ve Şekil 4.11'de verilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 4.10 DDOFY-İMA'nın kas dokusu ölçümü; a) Doku içine yerleştirilmesi; b) Ölçüm düzeneği



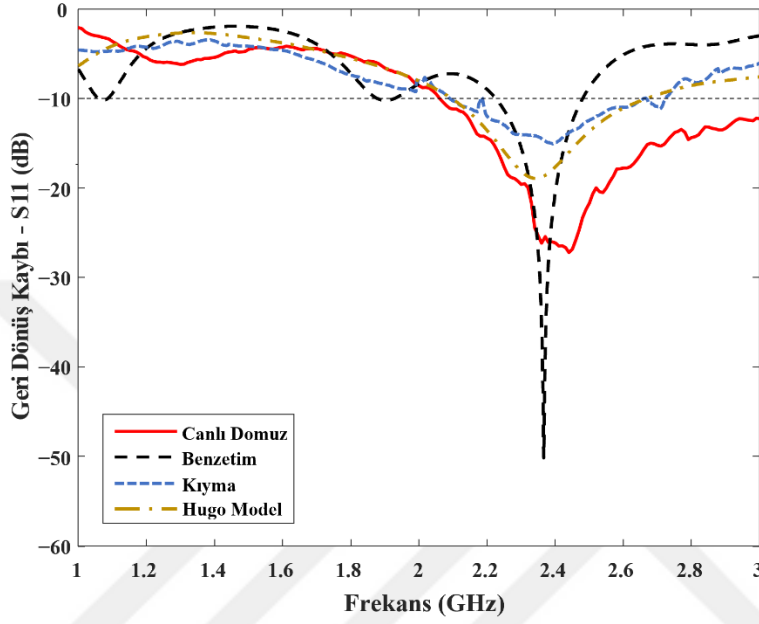
(a)



(b)

Şekil 4.11 DDOFY-İMA'nın canlı domuz ölçümü; a) Kas dokusu içine yerleştirilmesi; b) Kas dokusu ölçüm aşaması

Canlı domuzda ve kıymada gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen modelde elde edilmiş benzetim ve gerçek Hugo insan modeli kullanılarak hesaplanmış benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı değerleri karşılaştırılarak Şekil 4.12’de sunulmuştur. Elde edilen tüm sonuçların birbiriyle yüksek uyum gösterdiği ve ISM-2.4 GHz bandının kapsandığı görülmüştür.

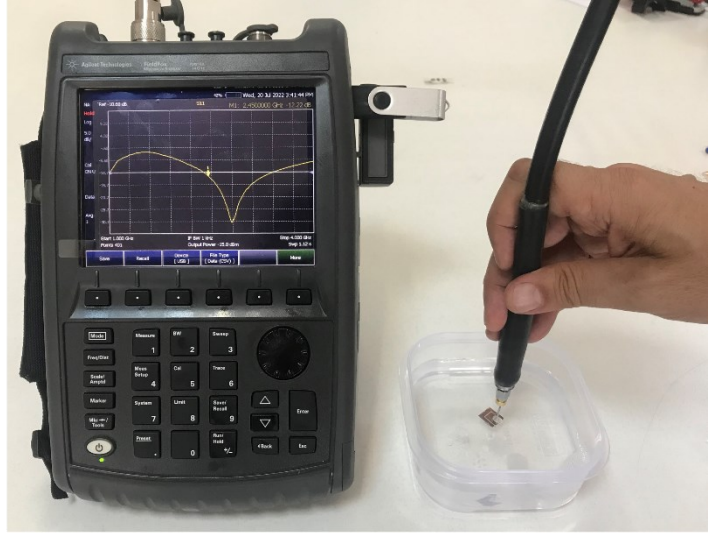


Şekil 4.12 DDOFY-İMA'nın kas dokusu için canlı domuzda ve kıymada gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen model benzetim ve Hugo model benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı (S11) karşılaştırmasına ait grafik.

2.4 GHz frekansında hazırlanmış deri dokusunu taklit eden fantom sıvısında ve canlı domuzda gerçekleştirilen DDOFY-İMA için ölçümlere ait düzenekler sırasıyla Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'te verilmiştir.



(a)



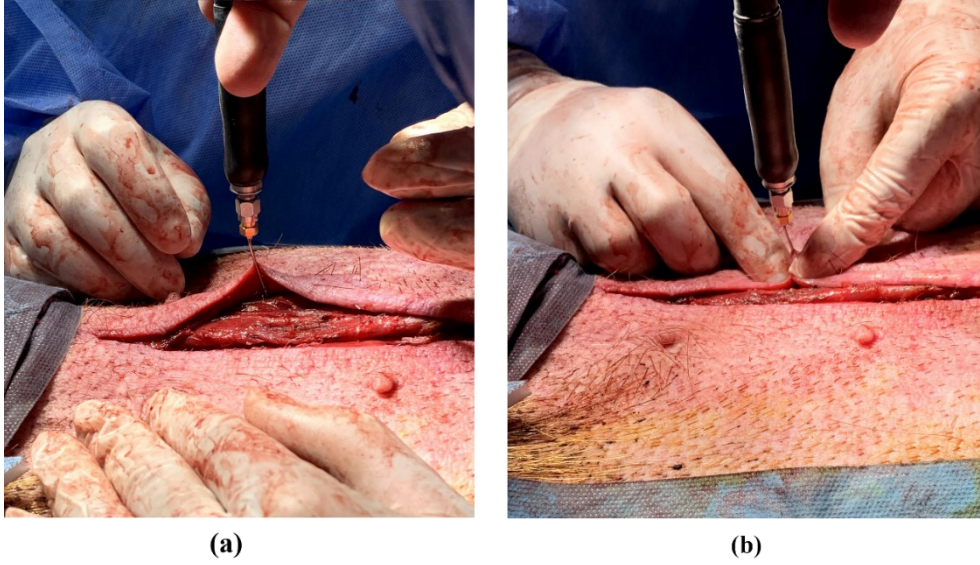
(b)

Şekil 4.13 DDOFY-İMA'nın deri dokusu ölçümü; **a)** Fantom sıvısı içine yerleştirilmesi; **b)** Ölçüm düzeneği

Fantom ölçümünde doku ortamının taklit edilebilmesi için ölçüm yapılacak frekansa ait çözelti hazırlanması gereklidir. Frekansı yeniden yapılandırılabilir implant antenin deri dokusunda ölçümünü gerçekleştirmek için ISM-2.4 GHz bandına ait çözelti hazırlanmış, ölçümü gerçekleştirilmiştir. Çözeltinin hazırlanması, literatürde raporlanmış karışım oranları dikkate alınarak gerçekleştirilmiş, bu oranlar Çizelge 4.1'de sunulmuştur.

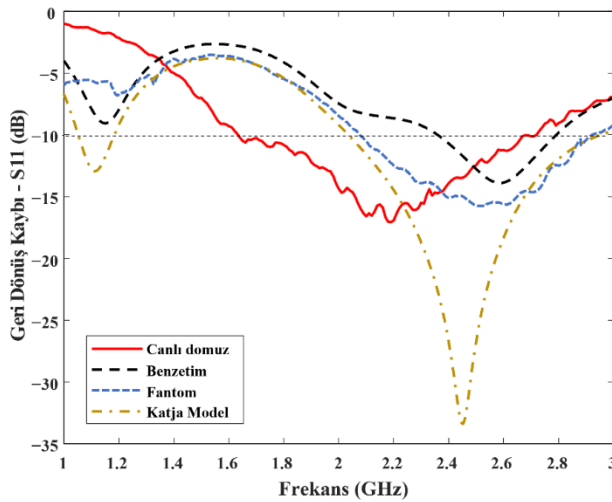
Çizelge 4.1. Deri dokusu için 2.4 GHz frekansında fantom çözelti malzeme oranları

Malzeme	Oran
DGBE	%5.1
Triton X-100	%36.7
Saf Su	%58.2



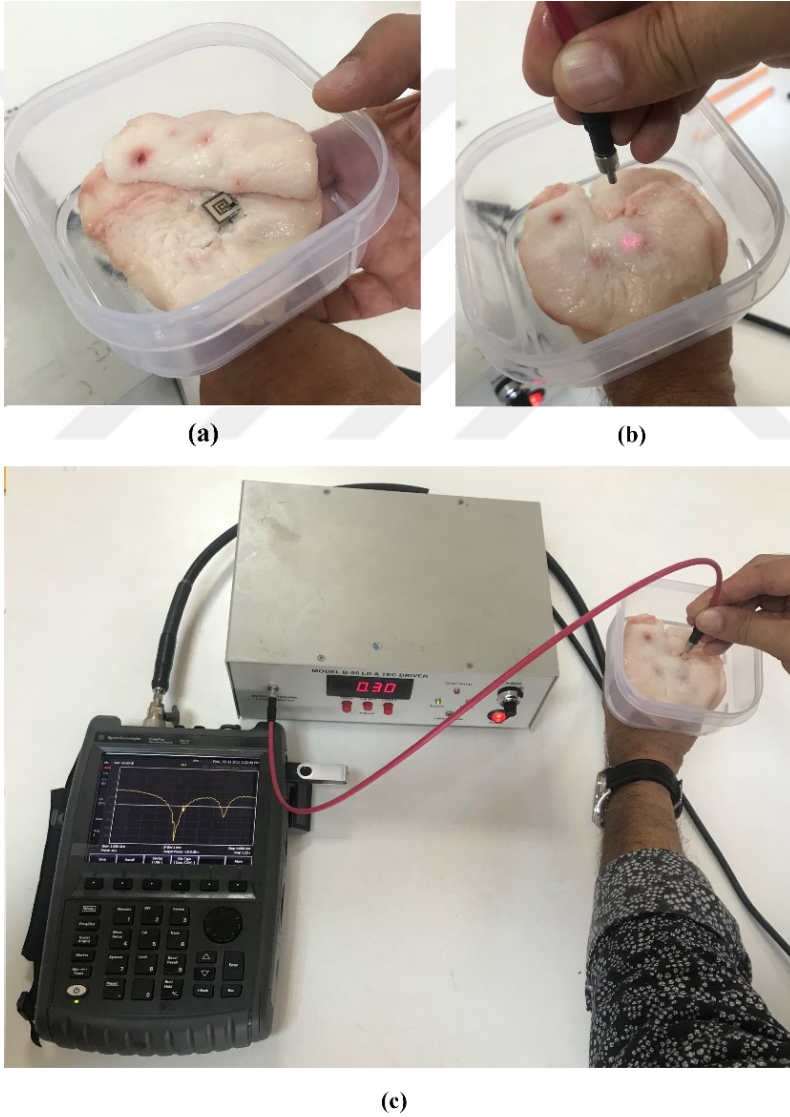
Şekil 4.14 DDOFY-İMA'nın canlı domuz ölçümü; **a)** Deri dokusu içine yerleştirilmesi; **b)** Deri dokusu ölçüm aşaması

Canlı domuzda ve deri dokusunu taklit eden fantom sıvısında gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen modelde elde edilmiş benzetim ve gerçek Katja insan modeli kullanılarak hesaplanmış benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı değerleri karşılaştırılarak Şekil 4.15'te sunulmuştur. Elde edilen tüm sonuçların birbiriyle yüksek uyum gösterdiği ve ISM-2.4 GHz bandının kapsandığı görülmüştür.

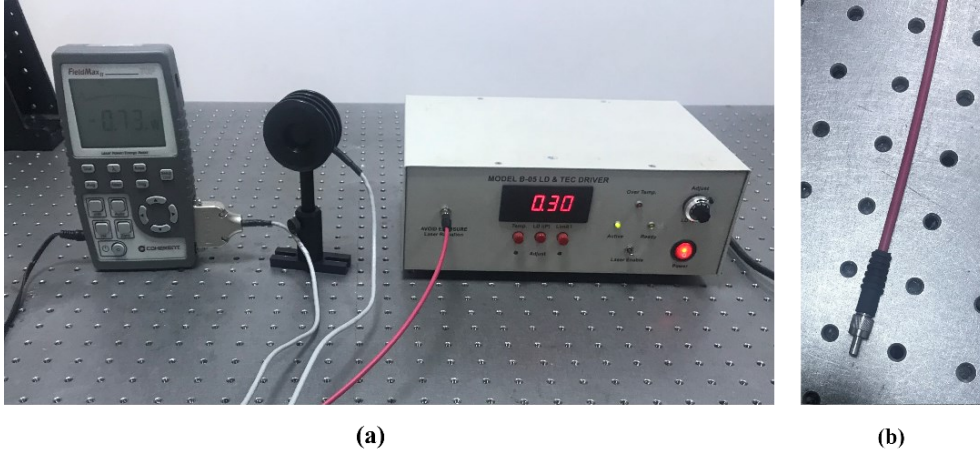


Şekil 4.15 DDOFY-İMA'nın deri dokusu için canlı domuzda ve fantom sıvısında gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen model benzetim ve Katja model benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı (S11) karşılaştırmasına ait grafik.

DDOFY-İMA'nın yağ dokusundaki ölçümleri Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyomedikal Optik Araştırma Ünitesi'nde gerçekleştirilmiştir. DDOFY-İMA'nın yağ dokusunda performans sergilemesi için fotodiyot açık duruma getirilmelidir. Bu sebeple, anten yağ dokusunun 1 cm içerisine yerleştirilerek üzeri yağ dokusu ile kapatılmış, antenin yağ dokusu içindeki davranışını gözlemlemek için fotodiyotun ışık duyarlı bölgesine fiber optik kablo yardımı ile lazer ışığı uygulanmıştır. Bu işlemlere ait görseller Şekil 4.16'da verilmiştir. Fotodiyotu açık konuma getirmek için Şekil 4.17'de verilen Model B-05 LD & TEC lazer kaynağı kullanılarak, 950 nm dalga boyuna sahip bir lazer ışığı dokunun üzerinden fotodiyotun ışık duyarlı bölgesine uygulanmıştır. Yapılan bu işlemler sonucunda fotodiyot aktif hale gelerek antenin yağ dokusundaki ölçümü gerçekleştirilmiştir.

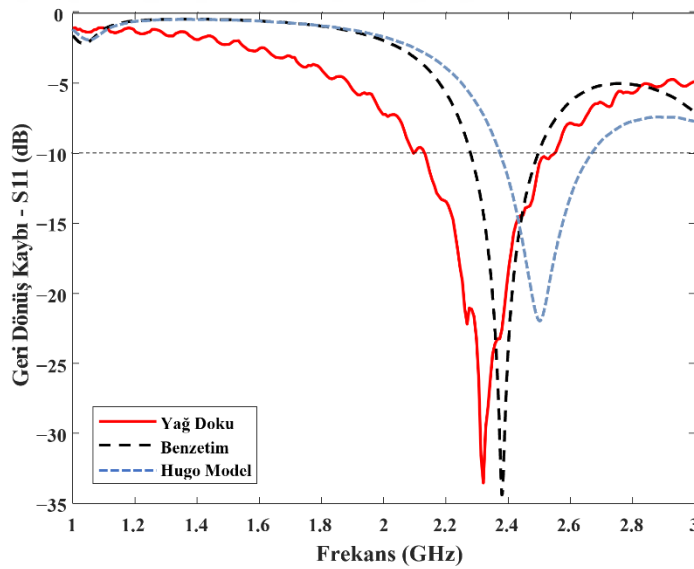


Şekil 4.16 DDOFY-İMA'nın yağ dokusu ölçümü; **a)** Antenin yağ dokusu içine yerleştirilmesi; **b)** Antenin üzerinin yağ dokusu ile kapatılıp lazer ışığının uygulanması; **c)** Ölçüm düzeneği



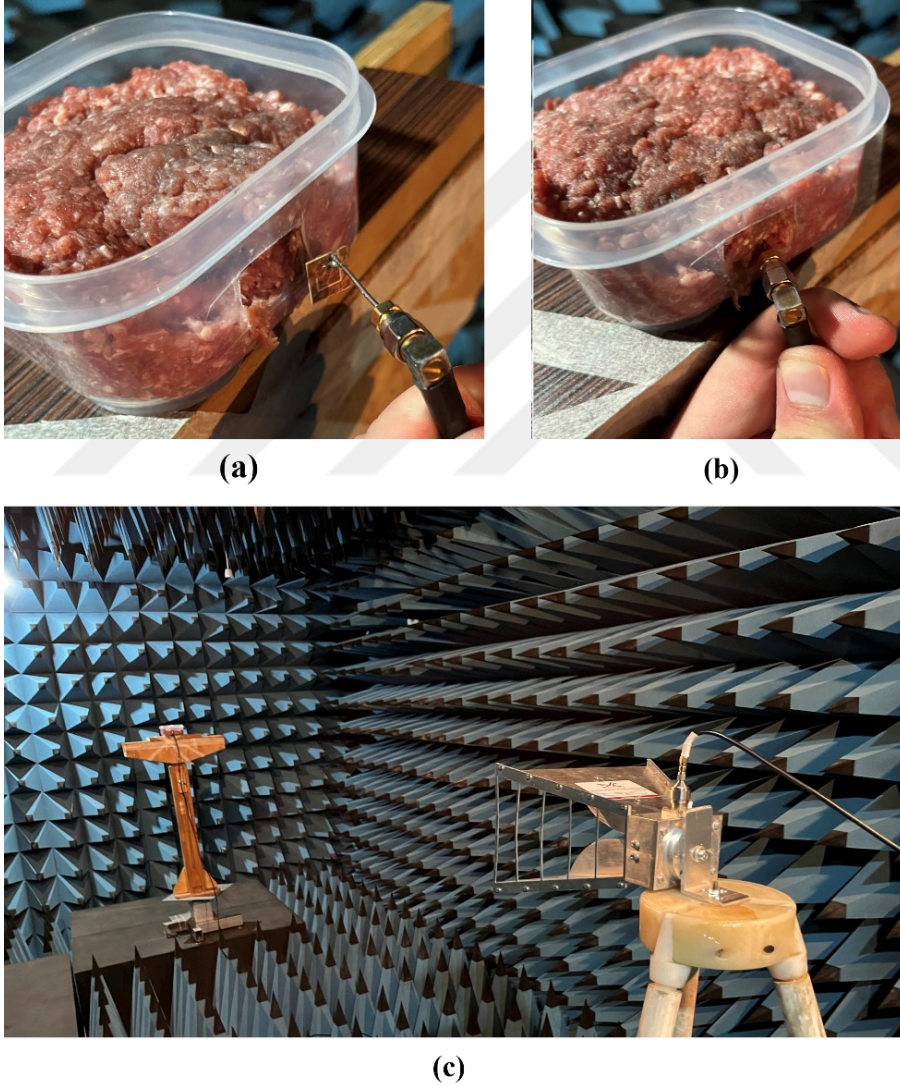
Şekil 4.17 a) Lazer kaynağı düzeneği; b) Fiber optik kablo

Yağ dokusunda gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen modelde elde edilmiş benzetim ve gerçek Hugo insan modeli kullanılarak hesaplanmış benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı değerleri karşılaştırılarak Şekil 4.18’de sunulmuştur. Elde edilen tüm sonuçların birbiriyle yüksek uyum gösterdiği ve ISM-2.4 GHz bandının kapsandığı görülmüştür.

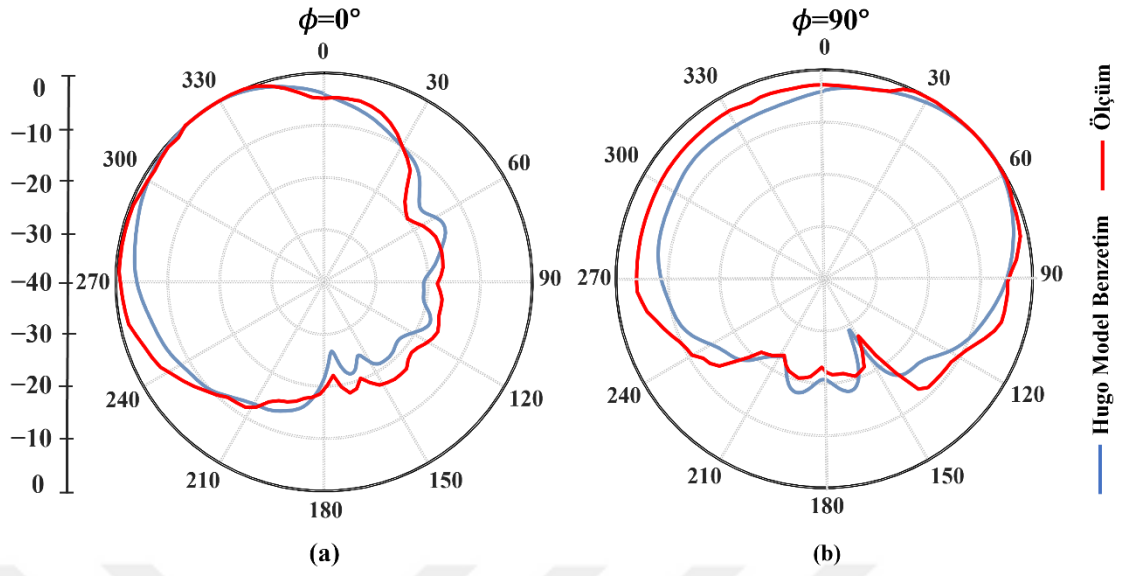


Şekil 4.18 DDOFY-İMA'nın yağ dokusu için yağ dokusunda gerçekleştirilmiş ölçüm, homojen model benzetim ve Hugo model benzetim sonuçlarının geri dönüş kaybı (S11) karşılaştırmasına ait grafik.

Geri dönüş kaybı (S11) ölçümlerinin yanı sıra, antene ait ışıma örüntüsü ölçümleri kıyma içerisinde gerçekleştirilmiştir. Ölçümler, Akdeniz Üniversitesi Endüstriyel ve Medikal Uygulamalar Mikrodalga Uygulama ve Araştırma Merkezi (EMUMAM) bünyesinde tam yansısız odada gerçekleştirilmiştir. Antenin, deri dokusu ölçümünde kullanılan fantom sıvısının düzenekte sabitlenemeyeceği ve yağ dokusunda performans sergilemesi için anahtarlanması gerektiği ve bu işlem için harici bir lazer kaynağına ihtiyaç duyulduğu için ışıma örüntüsü ölçümleri bu dokularda gerçekleştirilmemiştir. Ölçümlere ait düzenek Şekil 4.19'da verilmiştir. Yapılan ölçüm sonucu elde edilen ışıma örüntüleri, 2.45 GHz frekansında belirli açı değerlerine göre gerçekleştirilmiş ve normalize ışıma örüntüsü grafikleri Şekil 4.20'de sunulmuştur.



Şekil 4.19 DDOFY-İMA'nın kas dokusu 2.45 GHz ışıma örüntüsü ölçümü; **a)** Antenin kıyma içine yerleştirilmesi; **b)** Antenin kıyma içine yerleştirilip üzerinin kapatılması; **c)** Ölçüm düzeneği



Şekil 4.20 DDOFY-İMA'nın kas dokusu 2.45 GHz normalize ışıma örüntüsü karşılaştırması; **a)** $\phi=0^\circ$; **b)** $\phi=90^\circ$

Şekil 4.20'de verilen ışıma örüntüsü ölçüm ve benzetim sonuçları karşılaştırıldığında sonuçların oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmektedir.

5. SONUÇLAR

Yüksek lisans tez çalışması kapsamında iki adet özgün, frekansı yeniden yapılandırılabilir implant anten tasarlanmıştır. Antenlerin doku içinde sergiledikleri karakteristik özelliklere göre DDOFY-İMA ve SDOFY-İMA isimleri önerilmiştir. DDOFY-İMA, deri, kas ve yağ dokusu olmak üzere üç farklı dokuda tek bant performans sergilemekte, etrafını çevreleyen doku çeşidinin değişmesi durumunda performans sergilediği ISM-2.4GHz bandını korumaktadır. DDOFY-İMA'nın tasarımında bir adet PIN-Fotodiyot anahtarlama elemanı kullanılmıştır. Anten deri ve kas dokusuna yerleştirildiğinde fotodiyot kapalı, yağ dokusuna yerleştirildiğinde ise açık konuma getirilerek sergilediği ISM Bant performansı korunmakta, doku değişimine karşı bağımsızlık göstermektedir. SDOFY-İMA tasarımı ise çoklu bant karakteristik sergilemekte ve MICS, MedRadio, ISM-433 MHz, ISM-915 MHz ve ISM-2.4 GHz bantlarını kapsamaktadır. Bu antende de bir adet PIN-Fotodiyot kullanılmış olup, kas dokusunda performans sergileyecek şekilde tasarlanmıştır. Anten kas dokusu içine yerleştirildiğinde fotodiyot kapalı konumda iken ISM-2.4 GHz, fotodiyot açık konumda iken ise MICS, MedRadio, ISM-433 MHz, ISM-915 MHz ve ISM-2.4 GHz bandında karakteristik sergilemektedir. Bu şekilde doku çeşidi sabit tutularak haberleşme bandı anlık olarak değiştirilebilir bir anten tasarlanmıştır.

Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen iki adet tasarım, sayısal çözümleme programları yardımı ile tasarlanmış, en iyileştirilmiştir. DDOFY-İMA'nın üretimi yapılmış ve ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın hem güvenilirliğini hem de uluslararası literatürdeki değerini artırmak için homojen ve Voxel model olmak üzere iki adet benzetim yöntemi kullanılmış, DDOFY-İMA'nın ölçümleri ise gerçek doku ve etik kurallarına uygun şekilde canlı domuz üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Önerilen iki adet özgün antenin, literatürde yer edinmiş biyotelemetri sistemlerinin gereksinimlerini rahatlıkla karşılayacak seviyede olduğu ve literatürde sayıca oldukça az olan frekansı yeniden yapılandırılabilir implant anten çalışmalarına katkıda bulunacağı düşünülmektedir. Sonuç olarak, biyotelemetri sistemleri ile tıp alanında elektromanyetiğin gelişmesine ve tasarım metotlarına katkı sağlayacağı, yeni fikirlere ışık tutacağı ümit edilmektedir.

6. KAYNAKLAR

- Abdi, A. ve Aliakbarian, H. 2019. *A Miniaturized UHF-Band Rectenna for Power Transmission to Deep-Body Implantable Devices*. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 7: 2168-2372.
- Abdi, A., Ghorbani, F., Aliakbarian, H., Geok, T. K., Rahim, S. K. A. ve Soh, P. J. 2020. *Electrically Small Spiral PIFA for Deep Implantable Devices*. *IEEE Access*, 8: 158459 – 158474.
- Aboufoul, T., Parini, C., Chen, X. ve Alomainy, A. 2013. *Pattern-Reconfigurable Planar Circular Ultra-Wideband Monopole Antenna*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 61(10): 4973-4980.
- Ahmad, S., Hasan, R., Das, S. ve Rabbi, M. H. 2018. *Design and Performance Measurement of an On-body Capacitively Loaded Planar Inverted-F Antenna for Bio-medical Applications*, ss. 222-225, 27-28 Ekim, 2018 *International Conference on Innovations in Science, Engineering and Technology (ICISSET)*, Chittagong, Bangladesh.
- Alomainy, A., Hao, Y., Owadally, A., Parini, C. G., Nechayev, Y., Constantinou, C. C. ve Hall, P. S. 2007. *Statistical Analysis and Performance Evaluation for On-Body Radio Propagation With Microstrip Patch Antennas*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 55(1): 245-248.
- Alrawashdeh, R. S., Huang, Y., Kod, M. ve Sajak, A. A. B. 2015. *A Broadband Flexible Implantable Loop Antenna With Complementary Split Ring Resonators*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 14: 1506 – 1509.
- Badamchi, B., Nourinia, J., Ghobadi, C. ve Valizade Shahmirzadi, A. 2014. *Design of compact reconfigurable ultra-wideband slot antenna with switchable single/dual band notch functions*. *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, 8(8): 541-548.
- Bakogianni, S. ve Koulouridis, S. 2019. *A Dual-Band Implantable Rectenna for Wireless Data and Power Support at Sub-GHz Region*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(11): 6800-6810.
- Balanis, C. A., 2005. *Antenna Theory Analysis and Design (3. Edition)*, New Jersey: Wiley – Interscience.
- Başaran, S. C. ve Erdemli, Y. E. 2008. *Dual-Band Split-Ring Antenna Design for WLAN Applications*. *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, 16(1): 1-8.
- Başaran, S. C. 2011. *Dual Wideband Split-Ring Monopole Antenna Design For Wireless Applications*. *Istanbul University Journal of Electrical and Electronics Engineering*, 11(1): 1287-1290.
- 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 Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, 20(3): 347-352.
- Başaran, S. C. ve Sertel, K. 2013. *Dual Wideband CPW-Fed Monopole Antenna with*

- Split-Ring Resonators. Microwave and Optical Technology Letters*, 55(9): 2088-2092.
- Başaran, S. C. ve Sertel, K. 2015. *Compact and Planar Monopole Antenna for WLAN and WiMAX Applications. Aces Journal*, 30(5): 546-550.
- Borhani, M., Rezaei, P. ve Valizade, A. 2016. *Design of a Reconfigurable Miniaturized Microstrip Antenna for Switchable Multiband Systems. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15: 822-825.
- Caldara, M., Nodari, B., Re, V. ve Bonandrini, B. 2016. *Miniaturized Blood Pressure Telemetry System with RFID Interface. Electronics Journal*, 5(3):51.
- Cheong, J. H., Ng, S. S., Liu, X., Xue, R. F., Lim, H. J., Khannur, P. B., Chan, K.L., Lee, A. A., Kang, K., Lim, L. S., He, C., Singh, P., Park, W. T. ve Je, M. 2012. *An Inductively Powered Implantable Blood Flow Sensor Microsystem for Vascular Grafts. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9): 2466-2475.
- Chien, T., Cheng, C., Yang, H., Jiang, J. ve Luo C. 2010. *Development of Nonsuperstrate Implantable Low-Profile CPW-Fed Ceramic Antennas. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 9: 599-602.
- Chow, E. Y., Chlebowsky, A. L., Chakraborty, S., Chappell. W. J., Irazoqui, P. P. 2010. *Fully Wireless Implantable Cardiovascular Pressure Monitor Integrated with a Medical Stent. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(6): 1487-1496.
- Cleven, N. J., Müntjes, J. A., Fassbender, H., Urban, U., Görtz, M., Vogt, H., Gräfe, M., Götsche, T., Penzkofer, T., Schmitz-Rode, T. ve Mokwa, W. 2012. *A novel fully implantable wireless sensor system for monitoring hypertension patients. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(11): 3124-3130.
- Cong, P., Ko, W. H., Young, D. J. 2009. *Wireless Batteryless Implantable Blood Pressure Monitoring Microsystem for Small Laboratory Animals. IEEE Sensors Journal*, 10(2): 243-254.
- Crumley, G. C., Evans, N. E., Burns, J. B. ve Trouton T. G. 1998. *On the design and assessment of a 2.45 GHz radio telecommand system for remote patient monitoring. Medical Engineering & Physics*, 20(10): 750-755.
- Curto, S. ve Ammann, M. J. 2006. *Circular Loop Antenna Operating at 434 MHz for Medical Applications: Loop-Tissue Interaction*, ss. 327-331, 28-30 Haziran, 2006 IET Irish Signals and Systems Conference, Dublin, Ireland.
- Da Costa, I. F., Cerqueira S., A., Spadoti, D. H., Da Silva, L. G., Ribeiro, J. A. J. ve Barbin, S. E. 2017. *Optically Controlled Reconfigurable Antenna Array for mm-Wave Applications. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 16: 2142-2145.
- DeHennis, A. D. ve Wise, K. D. 2006. *A fully integrated multisite pressure sensor for wireless arterial flow characterization. Journal of Microelectromechanical Systems*, 15(3): 678 – 685.
- Deng, H., Xu, T. ve Liu, F. 2018. *Broadband Pattern-Reconfigurable Filtering Microstrip Antenna With Quasi-Yagi Structure. IEEE Antennas and Wireless*

- Propagation Letters*, 17(7): 1127-1131.
- Faisal, F., Zada, M., Ejaz, A., Amin, Y., Ullah, S. ve Yoo, H. 2019. *A Miniaturized Dual-Band Implantable Antenna System for Medical Applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 68(2): 1161 – 1165.
- Faisal, F. ve Yoo, H. 2019. *A Miniaturized Novel-Shape Dual-Band Antenna for Implantable Applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(2): 774 – 783.
- Fan, Y., Huang, J., Chang, T. ve Liu, X. 2018. *A Miniaturized Four-Element MIMO Antenna With EBG for Implantable Medical Devices. IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 2(4): 226-233.
- Feng, Y., Li, Y., Li, L., Ma, B., Hao, H. ve Li, L. 2020. *Design and System Verification of Reconfigurable Matching Circuits for Implantable Antennas in Tissues With Broad Permittivity Range. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 68(6): 4955-4960.
- Gabriel, S., Lau, R. W. ve Gabriel, C. 1996. *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. Physics in Medicine and Biology*, 41(11): 2251-2269.
- Garg, R., Bhartia, P., Bahl, I. ve Ittipiboon. 2001. *Microstrip Antenna Design Handbook. Artech House Antennas And Propagation Library*.
- Ganeshwaran, N., Jeyaprakash, J. K., Alsath, M. G. N. ve Sathyanarayanan, V. 2020. *Design of a Dual-Band Circular Implantable Antenna for Biomedical Applications. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 19(1): 119-123.
- Hall, P.S., Hao, Y., Nechayev, Y. I., Alomainy, A., Constantinou, C. C., Parini, C., Kamarudin, M. R., Salim, T. Z., Hee, D. T. M., Dubrovka, R., Owadally, A. S., Song, W., Serra, A., Nepa, P., Gallo, M. ve Bozzetti, M. 2007. *Antennas and propagation for on-body communication systems. IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 49(3): 41 – 58.
- Hayat, S., Shah, S. A. A. ve Yoo, H. 2020. *Miniaturized Dual-Band Circularly Polarized Implantable Antenna for Capsule Endoscopic System. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 69(4): 1885 – 1895.
- Inoue, N., Koya, Y., Miki, N. ve Onoe, H. 2019. *Graphene-Based Wireless Tube-Shaped Pressure Sensor for In Vivo Blood Pressure Monitoring. Micromachines*, 10(2): 139.
- Islam, M. N. ve Yüce, M. Y. 2016. *Review of Medical Implant Communication System (MICS) band and network. ICT Express*, 2(4): 188-194.
- Jiang, Z., Wang, Z., Leach, M., Lim, E. G., Wang, J., Pei, R. ve Huang, Y. 2019. *Wideband Loop Antenna With Split-Ring Resonators for Wireless Medical Telemetry. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 18(7): 1415 – 1419.
- Karaçolak, T., Hood, A. Z. ve 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.

- Kehn, M. N. M., Quevedo-Teruel, O. ve Rajo-Iglesias, E. 2011. *Reconfigurable Loaded Planar Inverted-F Antenna Using Varactor Diodes*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 10: 466-468.
- Ketavath, K. N., Gopi, D. ve Rani, S. S. 2019. *In-Vitro Test of Miniaturized CPW-Fed Implantable Conformal Patch Antenna at ISM Band for Biomedical Applications*. *IEEE Access*, 7: 43547 – 43554.
- Kiourti, A. ve Nikita, K. S. 2012. *A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions*. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 54(3): 210-228.
- Kiourti, A. ve Nikita, K. S. 2017. *A Review of In-Body Biotelemetry Devices: Implantables, Ingestibles, and Injectables*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(7): 1422-1430.
- Khidre, A., Yang, F. ve Elsherbeni, A. Z. 2015. *A Patch Antenna With a Varactor-Loaded Slot for Reconfigurable Dual-Band Operation*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 63(2): 755-760.
- Kumar, A. ve Badhai, R. K. 2017. *A dual-band on-body printed monopole antenna for body area network*, ss. 1-5, 19-20 Ocak, 2017 International Conference on Inventive Systems and Control (ICISC), Coimbatore.
- Lei, W. ve Gou, Y. 2015. *Miniaturized differentially fed dual-band implantable antenna: Design, realization, and in vitro test*. *Radio Science*, 50(10): 959-967.
- Lesnik, R., Verhovski, N., Mizrachi, I., Milgrom, B. ve Haridim, M. 2018. *Gain Enhancement of a Compact Implantable Dipole for Biomedical Applications*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 17(10): 1778 – 1782.
- Li, H., Wang, B., Guo, L. ve Xiong, J. 2019. *Efficient and Wideband Implantable Antenna Based on Magnetic Structures*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(12): 7242 – 7251.
- Li, T., Zhai, H., Wang, X., Li, L. ve Liang, C. 2015. *Frequency-Reconfigurable Bow-Tie Antenna for Bluetooth, WiMAX, and WLAN Applications*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 14: 171-174.
- Liang, B., Fang, L., Tu, C. L., Zhou, C. C., Wang, X. J., Wang, Q., Wang, P. ve Ye, X. S. 2011. *A novel implantable saw sensor for blood pressure monitoring*, ss. 2184-2187, 5-9 Haziran, 2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, Beijing, China.
- Liang, J., Guo, L., Chiau, C. C. ve Chen, X. 2005. *CPW-fed circular disc monopole antenna for UWB applications*, ss. 505-508, 7-9 Mart, IWAT 2005. *IEEE International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas and Novel Metamaterials*, Singapore.
- Lim, I. ve Lim, S. 2013. *Monopole-Like and Boresight Pattern Reconfigurable Antenna*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 61(12): 5854-5859.
- Liu, C., Guo, Y.-X., Jegadeesan, R. ve Xiao, S. 2015. *In Vivo Testing of Circularly Polarized Implantable Antennas in Rats*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 14: 783-786.

- Liu, X. Y., Wu, Z. T., Fan, Y. ve Tentzeris, E. M. 2016. *A Miniaturized CSRR Loaded Wide-Beamwidth Circularly Polarized Implantable Antenna for Subcutaneous Real-Time Glucose Monitoring. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 16: 577 – 580.
- Liu, Y., Chen, Y., Lin, H. ve Juwono, F. H. 2016. *A Novel Differentially Fed Compact Dual-Band Implantable Antenna for Biotelemetry Applications. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15: 1791 – 1794.
- Lu, Z.-L., Yang, X.-X. ve Tan, G.-N. 2014. *A Wideband Printed Tapered-Slot Antenna With Pattern Reconfigurability. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 13: 1613-1616.
- Ma, T. ve Tseng, C. 2006. *An Ultrawideband Coplanar Waveguide-Fed Tapered Ring Slot Antenna. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 54(4): 1105-1110.
- Magill, M. K., Conway, G. A. ve Scanlon, W. G. 2017. *Tissue-Independent Implantable Antenna for In-Body Communications at 2.36–2.5 GHz. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 65(9): 4406-4417.
- Majid, H. A., Rahim, M. K. A., Hamid, M. R. ve Ismail, M. F. 2012. *A Compact Frequency-Reconfigurable Narrowband Microstrip Slot Antenna. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11: 616-619.
- Majid, H. A., Abdul Rahim, M. K., Hamid, M. R., Murad, N. A. ve Ismail, M. F. 2013. *Frequency-Reconfigurable Microstrip Patch-Slot Antenna. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 12: 218-220.
- Manoufali, M., Bialkowski, K., Mohammed, B., Mills, P. C. ve Abbosh, A. M. 2019. *Compact Implantable Antennas for Cerebrospinal Fluid Monitoring. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(8): 4955 – 4967.
- Mehta, A. 2015. *Microstrip Antenna. International Journal of Scientific & Technology Research*, 4(3): 54-57.
- Merli, F. 2011. *Implantable Antennas for Biomedical Applications. PhD Thesis, École Polytechnique Fédérale De Lausanne*, 232s.
- Murphy, O. H., Bahmanyar, M. R., Borghi, A., McLeod, C. N., Navaratnarajah, M., Yacoub, M. H. ve Toumazou, C. 2013. *Continuous in vivo blood pressure measurements using a fully implantable wireless SAW sensor. Biomedical Microdevices*, 15(5): 737-749.
- Nishamol, M. S., Sarin, V. P., Tony, D., Aanandan, C. K., Mohanan, P. ve Vasudevan, K. 2011. *An Electronically Reconfigurable Microstrip Antenna With Switchable Slots for Polarization Diversity. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 59(9): 3424-3427.
- Nguyen, V. T. ve Jung, C. W. 2016. *Radiation-Pattern Reconfigurable Antenna for Medical Implants in MedRadio Band. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15: 106-109.
- Qin, P.-Y., Weily, A. R., Guo, Y. J. ve Liang, C.-H. 2010. *Polarization Reconfigurable U-Slot Patch Antenna. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 58(10): 3383-3388.

- Panagamuwa, C. J., Chauraya, A. ve Vardaxoglou, J. C. 2006. *Frequency and Beam Reconfigurable Antenna Using Photoconducting Switches. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 54(2): 449-454.
- Rahman, A., Alomainy, A. ve Hao, Y. 2007. *Compact Body-Worn Coplanar Waveguide Fed Antenna for UWB Body-Centric Wireless Communications*, ss., 11-16 Kasım, *The Second European Conference on Antennas and Propagation*, EuCAP 2007, Edinburgh.
- Romain, O., Mazeyrat, J., Garda, P., Talleb, H., Lautru, D., Wong, M., Wiart, J., Hanna, V. F., Lagrée, P., Bonneau, M., Kang, C., Fernández, M. A., Gerbeau, J., Deplano, V., Berthier, B., Legallais, C. ve Leprince, P. 2011. *RFID implantable pressure sensor for the follow-up of abdominal aortic aneurysm stented*, ss., 6-8 Nisan, *2011 6th International Conference on Design & Technology of Integrated Systems in Nanoscale Era (DTIS)*, Athens, Greece.
- Sathi, V., Ehteshami, N. ve Nourinia, J. 2012. *Optically Tuned Frequency-Reconfigurable Microstrip Antenna. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11: 1018-1020.
- Scanlon, W. G., Scanlon, W. G. ve McCreesh, Z. M. 1997. *RF Performance of a 418-MHz Radio Telemeter Packaged for Human Vaginal Placement. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(5): 427-430.
- Scanlon, W. G., Evans, N. E. ve Burns, J. B. 1999. *FDTD analysis of close-coupled 418 MHz radiating devices for human biotelemetry. Physics in Medicine & Biology*, 44(2): 335-345.
- Schlierf, R., Horst, U., Ruhl, M., Schmitz-Rode, T., Mokwa, W. ve Schnakenberg, U. 2007. *A fast telemetric pressure and temperature sensor system for medical applications. Journal of Micromechanics and Microengineering*, 17: 98-102.
- Shah, I. A., Zada, M. ve Yoo, H. 2019. *Design and Analysis of a Compact-Sized Multiband Spiral-Shaped Implantable Antenna for Scalp Implantable and Leadless Pacemaker Systems. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(6): 4230 – 4234.
- Shi, S. -J. ve Ding, W. -P. 2015. *Radiation pattern reconfigurable microstrip antenna for WiMAX application. Electronics Letters*, 51(9): 662-664.
- Sim, C.-Y.-D., Liao, Y.-J. ve Lin, H.-L. 2015. *Polarization Reconfigurable Eccentric Annular Ring Slot Antenna Design. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 63(9): 4152-4155.
- Smith, R. L. ve Williams, J. T. 1992. *Coplanar waveguide feed for microstrip patch antennas. IET Digital Library*, 28(25): 2272-2274.
- Sodré Junior, A. C., Feliciano Da Costa, I., Manera, L. T. ve Diniz, J. A. 2014. *Optically Controlled Reconfigurable Antenna Array Based on E-Shaped Elements. International Journal of Antennas and Propagation*, 2014: 1-8.
- Soontornpipit, P., Furse, C. M. ve 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.
- Tawk, Y., Albrecht, A. R., Hemmady, S., Balakrishnan, G. ve Christodoulou, C. G.

2010. *Optically Pumped Frequency Reconfigurable Antenna Design*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 9: 280-283.
- Tawk, Y., Costantine, J., Hemmady, S., Balakrishnan, G., Avery, K. ve Christodoulou, C. G. 2012. *Demonstration of a Cognitive Radio Front End Using an Optically Pumped Reconfigurable Antenna System (OPRAS)*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 60(2): 1075-1083.
- Theodor, M., Fiala, J., Ruh, D., Förster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Manoli, Y., Zappe, H. ve Seifert, A. 2014. *Implantable accelerometer system for the determination of blood pressure using reflected wave transit time*. *Sensors and Actuators A: Physical*, 206: 151-158.
- Unadkat, J. V., Rothfuss, M., Mickle, M. H., Sejdic, E., Gimbel, M. L. 2015. *The Development of a Wireless Implantable Blood Flow Monitor*. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 136(1): 199-203.
- Ung, J. ve Karaçolak, T. 2012. *A Wideband Implantable Antenna for Continuous Health Monitoring in the MedRadio and ISM Bands*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11:1642-1645.
- Ur-Rehman, M., Abbasi, Q. H., Akram, M. ve Parini, C. 2015. *Design of band-notched ultra wideband antenna for indoor and wearable wireless communications*. *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, 9(3): 243-251.
- Usluer, M. ve Başaran, S. C. 2016. *Dual band implantable antenna for biomedical applications*, ss., 14-18 Ağustos, 2016 *URSI International Symposium on Electromagnetic Theory (EMTS)*, Espoo, Finland.
- Usluer, M., Çetindere, B. ve Başaran, S. C. 2019. *Compact implantable antenna design for MICS and ISM band biotelemetry applications*. *Microwave And Optical Technology Letters*, 62(4): 1581-1587.
- Valanarasi, A. ve Dhanasekaran, R. 2020. *Optimum Band ϵ Shaped Miniature Implantable Antennas for Telemetry Applications*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 69(1): 55-63.
- Wang, L., Johannessen, E. A., Hammond, P. A., Cui, L., Reid, S. W. J., Cooper, J. M. ve Cumming, D. R. S. 2005. *A Programmable Microsystem Using System-on-Chip for Real-time Biotelemetry*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(7): 1251-1260.
- Wang, J., Leach, M., Lim, E. G., Wang, Z., Pei, R. ve Huang, Y. 2018. *An Implantable and Conformal Antenna for Wireless Capsule Endoscopy*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 17(7): 1153 – 1157.
- Wang, M., Liu, H., Zhang, P., Zhang, X., Yang, H., Zhou, G. ve Li, L. 2020. *Broadband Implantable Antenna for Wireless Power Transfer in Cardiac Pacemaker Applications*. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 5(1): 2-8.
- Watanabe, T. ve Iwasaki, H. 2012. *Wearable Finger dual band antenna for BAN*, ss. 51-54, 2-7 Eylül, 2012 *IEEE-APS Topical Conference on Antennas and Propagation in Wireless Communications (APWC)*, Cape Town, South Africa.
- Xiao, S., Liu, C., Li, Y., Yang, X. M. ve Liu, X. 2016. *Small-Size Dual-Antenna*

- Implantable System for Biotelemetry Devices. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15: 1723 – 1726.
- Xu, L., Xu, J., Chu, Z., Liu, S. ve Zhu, X. 2020. *Circularly Polarized Implantable Antenna With Improved Impedance Matching. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 19(5): 876 – 880.
- Yang, G., Li, J., Wei, D., Zhou, S. ve Xu, R. 2019. *Pattern Reconfigurable Microstrip Antenna With Multidirectional Beam for Wireless Communication. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(3): 1910-1915.
- Yamaç, Y. E. ve Başaran, S. C. 2016. *A Compact Dual Band Implantable Antenna Based on Split-Ring Resonators with Meander Line Slots*, ss., 19-21 Eylül, 2016 *22nd International Conference on Applied Electromagnetics and Communications (ICECOM)*, Dubrovnik, Croatia.
- Yamaç, Y. E. ve Başaran, S. C. 2020. *An SRR based miniature implantable antenna with a slit loaded ground at MedRadio and ISM bands for biotelemetry applications. Rf and Microwave Computer-Aided Engineering Journal*, 30(11): 1-10.
- Yamaç, Y. E., Çiflik M. ve Başaran S. C. 2022. *Miniaturized multiband implantable antenna designs for in-body compact medical devices. International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering*, 32(11): 1-12.
- Yousaf, M., Mabrouk, I. B., Faisal, F., Zada, M., Bashir, Z., Akram, A., Nedil, M. ve Yoo, H. 2020. *Compacted Conformal Implantable Antenna With Multitasking Capabilities for Ingestible Capsule Endoscope. IEEE Access*, 8: 157617 – 157627.
- Zada, M. ve Yoo, H. 2018. *A Miniaturized Triple-Band Implantable Antenna System for Bio-Telemetry Applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(12): 7378 – 7382.
- Zeng, F.G., Rebscher, S., Harrison, W. V., Sun, X. ve Feng, H. 2008. *Cochlear Implants System Design, Integration and Evaluation. IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 1: 115-142.
- Zohur, A., Mopidevi, H., Rodrigo, D., Unlu, M., Jofre, L. ve Cetiner, B. A. 2013. *RF MEMS Reconfigurable Two-Band Antenna. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 12: 72-75.

ÖZGEÇMİŞ

MERT ÇİFLİK

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2019-2023	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2015-2019	Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Araştırma Görevlisi	Akdeniz Üniversitesi
2020-Devam Ediyor	Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1- Yamaç Y. E., Çiflik M. ve Başaran S. C. (2022). Miniaturized multiband implantable antenna designs for in-body compact medical devices. International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering, 32(11), 1-12. Doi: 10.1002/mmce.23335

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

1- Çiflik M., Kocakuşak A. ve Helhel S. (2021). Floresan Tüpler Kullanarak Plazma Anten Dizisi Tasarımı. URSI-TÜRKİYE 2021 X. Bilimsel Kongresi, Gebze Teknik Üniversitesi, Kocaeli