

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİLİŞİM SİSTEMLERİ MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN MİKROŞERİT İMPLANT
ANTENLERİN SAYISAL ANALİZİ VE TASARIMI**

ERDEM URAS

KOCAELİ 2016

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİLİŞİM SİSTEMLERİ MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZ

**MEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN MİKROŞERİT İMPLANT
ANTENLERİN SAYISAL ANALİZİ VE TASARIMI**

ERDEM URAS

Yrd.Doç.Dr. M. H. Bilgehan UÇAR
Danışman, Kocaeli Üniv.


.....

Prof.Dr. Yunus E. ERDEMLİ
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniv.


.....

Yrd.Doç.Dr.Merih PALANDÖKEN
Jüri Üyesi, Kâtip Çelebi Üniv.


.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 15.07.2016

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasında; verilerin uzaktan algılanarak değerlendirilmesine dayanan biyotelemetri sistemlerinde kullanılan mikroşerit implant antenler genel özellikleri ile incelenerek medikal uygulamalarda kullanılmak üzere ISM / MICS–bantlarında çalışan tek/ çift–bantlı yeni anten tasarımları sunulmuştur. Ayrıca önerilen implant anten tasarımlarının gerçek uygulamalardaki performanslarını görmek amacı ile fabrikasyonları yapılmış ve literatürde yer alan fare/insan derisi taklit jelleri içerisindeki geri dönüş kaybı performansları ölçülmüştür. Benzetim ve ölçüm sonuçlarının, fabrikasyon toleranslarından kaynaklı bir takım farklılıkların dışında oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmiştir.

Bu tez çalışması, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Kurumu (TUBİTAK-115E597) ve Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Birimi (KOÜ-BAP 2015-87HD) tarafından desteklenerek gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışmasının gerçekleşmesinde, sahip olduğu bilgi birikimini benimle paylaşan, beni yönlendiren ve her konuda yardımlarını esirgemeyerek araştırmamın bugünlere gelmesini sağlayan değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Mustafa Hikmet Bilgehan UÇAR’a, desteklerini esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Adnan SONDAŞ’a, anten ölçümleri için gerekli kimyasal ortamın hazırlanmasını sağlayan Yrd. Doç. Dr. Erdi DOĞANCI’ya ve bu süreç içerisinde her zaman yanımda olan canım aileme teşekkür eder ve saygılarımı sunarım.

Temmuz – 2016

Erdem URAS

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iii
TABLOLAR DİZİNİ	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ÖZET	ix
ABSTRACT	x
GİRİŞ	1
1. MİKROŞERİT İMPLANT ANTENLERİN GENEL ÖZELLİKLERİ.....	6
1.1. Giriş.....	6
1.2. Işıma Yüzeyi Geometrisi.....	7
1.3. Medikal Uygulamalar için Tahsis Edilen Özel Frekans Bantları.....	8
1.3.1. MICS bandı (Medical Implant Communication Service).....	9
1.3.2. ISM bandı (Industrial, Scientific and Medical)	9
1.4. Özgül Soğurma Oranı (Specific Absorbtion Rate - SAR)	9
1.5. Deri Taklit Jeli.....	10
1.5.1. Gerçek doku yöntemi (in-vivo).....	10
1.5.2. Yapay doku yöntemi (in-vitro)	11
2. FARE DERİSİ MİA TASARIMLARI	12
2.1. Giriş.....	12
2.2. MICS–Bant AS–MİA Tasarımı	12
2.3. ISM–Bant AS–MİA Tasarımı.....	22
2.3. ISM–Bant KS–MİA Tasarımı.....	31
3. İNSAN DERİSİ MİA TASARIMLARI	38
3.1. Giriş.....	38
3.2. İki–Katmanlı Çift–Bant AS–MİA Tasarımı	38
3.2. Tek–Katmanlı Çift–Bant Bükümlü–MİA Tasarımı	48
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	55
KAYNAKLAR	58
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER	62
ÖZGEÇMİŞ	63

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Kablosuz biyomedikal telemetri sistemi	6
Şekil 1.2.	Tezde önerilen MICS-bant MİA yapısı	7
Şekil 1.3.	Mikroşerit anten çeşitleri	8
Şekil 2.1.	Arşimet spiralinin matematiksel ifadesindeki a ve b katsayılarının spiral geometrisine etkisi	13
Şekil 2.2.	MICS-bant AS-MİA tasarımı konfigürasyonu.....	13
Şekil 2.3.	MICS-bant AS-MİA tasarımına ait fare deri dokusu (ϵ_{ms}) benzetim ortamı	14
Şekil 2.4.	MICS-bant AS-MİA tasarımına ait hava ve fare derisi ortamındaki geri dönüş kaybı benzetim sonuçları.....	15
Şekil 2.5.	MICS-bant AS-MİA tasarımına ait fare derisi ortamındaki giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları	16
Şekil 2.6.	MICS-bant AS-MİA tasarımına ait 403 MHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü benzetim sonuçları	16
Şekil 2.7.	Spiral katsayılarının geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi	17
Şekil 2.8.	Spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	18
Şekil 2.9.	Kısa devre piminin geri dönüş kaybı performansına (S_{11}) etkisi.....	19
Şekil 2.10.	Besleme noktası konumunun geri dönüş kaybı performansına (S_{11}) etkisi.....	19
Şekil 2.11.	Gerçeklenen MICS-bant AS-MİA'ya ait (a) katmanlı ve (b) perspektif görüntüler.....	20
Şekil 2.12.	Gerçeklenen MICS-bant AS-MİA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları	20
Şekil 2.13.	Önerilen MİA'ya ait S_{11} ölçüm düzeneği.....	21
Şekil 2.14.	Gerçeklenen MICS-bant AS-MİA tasarıma ait S_{11} ölçüm ve simülasyon sonuçları	22
Şekil 2.15.	ISM-bant AS-MİA tasarımı konfigürasyonu:	23
Şekil 2.16.	ISM-bant AS-MİA tasarımına ait fare deri dokusu (ϵ_{ms}) benzetim ortamı	23
Şekil 2.17.	ISM-bant AS-MİA tasarımına ait hava ve fare derisi ortamındaki geri dönüş kaybı benzetim sonuçları	24
Şekil 2.18.	ISM-bant AS-MİA tasarımına ait fare derisi ortamındaki giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları.....	24
Şekil 2.19.	ISM-bant AS-MİA tasarımına ait 2,4 GHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü benzetim sonuçları	25
Şekil 2.20.	Spiral katsayısının (a) geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi	26
Şekil 2.21.	Spiral katsayısının (b) geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi	26
Şekil 2.22.	Spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi	27
Şekil 2.23.	Spiral hat genişliğinin (W_1) geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	28
Şekil 2.24.	Besleme konumunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	28

Şekil 2.25. Gerçeklenen ISM–bant AS–MİA'ya ait (a) katmanlı ve (b) perspektif görüntüler	29
Şekil 2.26. Gerçeklenen ISM–bant AS–MİA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları	29
Şekil 2.27. Gerçeklenen ISM–bant AS–MİA tasarımının fare derisi içerisindeki S_{11} ölçüm ve simülasyon sonuçları	30
Şekil 2.28. Önerilen ISM–bant KS–MİA (a) konfigürasyonu.....	31
Şekil 2.29. ISM–bant KS–MİA tasarımına ait hava ve fare derisi ortamındaki geri dönüş kaybı benzetim sonuçları.....	32
Şekil 2.30. ISM–bant KS–MİA tasarımına ait fare derisi ortamındaki giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları	32
Şekil 2.31. ISM–bant KS–MİA tasarımına ait 2,4 GHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü benzetim sonuçları	33
Şekil 2.32. L_3 uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	34
Şekil 2.33. L_2 uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	34
Şekil 2.34. L_{10} geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi	35
Şekil 2.35. Gerçeklenen ISM–bant KS–MİA'ya ait (a) katmanlı (b) perspektif görüntüler	36
Şekil 2.36. Gerçeklenen ISM–bant KS–MİA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları	36
Şekil 2.37. Gerçeklenen ISM–bant KS–MİA tasarımının fare derisi içerisindeki S_{11} ölçüm ve simülasyon sonuçları	37
Şekil 3.1. Önerilen iki-katmanlı çift–bant AS–MİA konfigürasyonu	39
Şekil 3.2. İki-katmanlı çift–bant AS–MİA tasarımına ait insan deri dokusu	39
Şekil 3.3. Önerilen iki-katmanlı çift–bant AS–MİA tasarımına ait insan derisi ve hava içerisindeki geri-dönüş kaybı (S_{11}) benzetim sonuçları.....	40
Şekil 3.4. Önerilen iki-katmanlı çift–bant AS–MİA tasarımına ait insan derisi ortamındaki (a) MICS ve (b) ISM bandı giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları.....	40
Şekil 3.5. İki-katmanlı çift–bant AS–MİA tasarımına ait 402 MHz ve 2,4 GHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü benzetim sonuçları.....	41
Şekil 3.6. İki-katmanlı çift–bant AS–MİA tasarımına ait 402 MHz ve 2.4 GHz bantlarındaki hesaplanan SAR değerleri.....	41
Şekil 3.7. Katman #1 spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	42
Şekil 3.8. Katman #2 spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	43
Şekil 3.9. Besleme konumunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	43
Şekil 3.10. Kısa devre piminin geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi.....	44
Şekil 3.11. Gerçeklenen iki-katmanlı çift–bant AS–MİA'ya ait (a) katmanlı (b) perspektif görüntüler	45
Şekil 3.12. Prototip iki-katmanlı çift–bant AS–MİA'nın havadaki geri dönüş kaybı (S_{11}) benzetim ve ölçüm sonuçları.....	45
Şekil 3.13. MICS ve ISM–bantları için üretilen insan derisi taklit jelleri	46
Şekil 3.14. İki-katmanlı çift–bant AS–MİA'nın MICS-bandı insan deri taklit jeli içerisindeki geri dönüş kaybı (S_{11}) performansı	47

Şekil 3.15. İki-katmanlı çift-bant AS-MIA'nın ISM-bandı insan deri taklit jeli içerisindeki geri dönüş kaybı (S_{11}) performansı.....	47
Şekil 3.16. Tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA konfigürasyonu	48
Şekil 3.17. Önerilen tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA tasarımına ait insan derisi ve hava ortamındaki geri-dönüş kaybı (S_{11}) benzetim sonuçları.....	49
Şekil 3.18. Çift-bantlı tek katmanlı bükümlü-MIA tasarımına ait insan derisi ortamındaki giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları.....	49
Şekil 3.19. Tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'ya ait 402 MHz ve 2,4 GHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü sonucu	50
Şekil 3.20. Tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'ya ait 402 MHz ve 2.4 GHz bantlarındaki hesaplanan SAR değerleri.....	50
Şekil 3.21. Kısa devre pimi konumunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi	51
Şekil 3.22. Besleme konumunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi	52
Şekil 3.23. Gerçeklenen tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'ya ait (a) katmanlı (b) perspektif görüntüleri	52
Şekil 3.24. Prototip tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'nın havadaki geri dönüş kaybı (S_{11}) performansı	53
Şekil 3.25. Prototip tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'nın ISM-bandı insan derisi taklit jeli içerisindeki giriş empedansı reel kısmı (Z_{inReel}) benzetim ve ölçüm sonuçları.....	54
Şekil 3.26. Prototip tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'nın ISM-bandı insan derisi taklit jeli içerisindeki giriş empedansı sanal kısmı (Z_{inIm}) benzetim ve ölçüm sonuçları.....	54

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Fare derisi için hesaplanan cole–cole modeli parametreleri.....	15
Tablo 2.2. MICS bandı fare derisi taklit çözeltisi için karışım oranları.....	21
Tablo 2.3. ISM bandı fare derisi taklit çözeltisi için karışım oranları	30
Tablo 3.1. MICS ve ISM bandı insan deri taklit jeli için karışım oranları	46
Tablo 4.1. Tezde önerilen MIA tasarımları ve ışıma performansları.....	56



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

$h_{1,...,n}$: Malzemelerin Kalınlıkları, (mm)
h_f	: Model Kalınlığı, (mm)
r_f	: Model Çapı, (mm)
m	: Antenin model içerisindeki derinliği, (mm)
S_{11}	: Geri Yansıma Katsayısı
a, c	: Spiral Işıma Yüzeyinin X Düzlemindeki Çap Genişliği, (mm)
b, d	: Spiral Işıma Yüzeyinin Y Düzlemindeki Çap Genişliği, (mm)
E	: Elektrik Alan Vektörü, (Volt/metre)
H	: Manyetik Alan Vektörü, (Akım/metre)
mW	: Miliwatt
W	: Güç, (Watt)
$\tan\delta$: Dielektrik Kaybı, (tanjant kaybı)
$W_{1,...,n}$: Anten Geometrileri İçin Genişlikler, (mm)
$L_{1,...,n}$: Anten Geometrileri İçin Uzunluklar, (mm)
ρ	: Malzeme Yoğunluğu, (kg/m^3)
$r_{1,...,n}$: Anten Geometrileri İçin Yarıçaplar, (mm)
$R_{1,...,n}$: Anten Geometrileri İçin Çaplar, (milim)
Ω	: Direnç, (Ohm)
σ_n	: İletkenlik, (Siemens/metre)
ϵ_r	: Anten Taban Malzemesinin Bağlı Dielektrik Sabiti, (Farad/metre)
ϵ_{hs}	: İnsan Derisinin Bağlı Dielektrik Sabiti, (Farad/metre)
ϵ_{ms}	: Fare Derisinin Bağlı Dielektrik Sabiti, (Farad/metre)
g	: İletken Hatları Arasındaki Mesafe, (mm)
g_f	: Besleme Ve Kısa Devre Pimi Arasındaki Mesafe, (mm)
ϵ_∞	: Epsilon Infinity
$\Delta\epsilon_{1,...,n}$: Epsilon Static n
$\tau_{1,...,n}$: Relaxtion Time n, (s)
G	: Toplam Anten Kazancı, (dBi)
e_o	: Verimlilik
D_o	: Yönlendirme Kazancı
e_r	: Işıma Verimliliği, (dB)
e_c	: İletkenlik Verimliliği, (dB)
e_d	: Direktivite Verimliliği, (dBi)
x_{sc}, y_{sc}	: Kısa Devre Pimi Konumu Koordinatları
x_f, y_f	: Besleme Noktası Koordinatları
t	: Spiral Denkleminin Bağlı Olduğu Değişken
λ	: Dalga Boyu, (m)
f_r	: Rezonans Frekansı

Kısaltmalar

AS	: Arşimet Spiral
ASA	: Arşimet Spiral Anten
BAP	: Bilimsel Araştırmalar Proje Birimi
Bkz	: Bakınız
CST	: Computer Simulation Technology (Bilgisayar Simülasyon Teknolojisi)
dB	: Decibel (Desibel)
dBi	: Decibel Isotropic (Desibel İzotropik)
EEG	: Elektroensefalografi
EKG	: Elektrokardiyografi
EMG	: Elektromiyografi
DGBE	: Dietilen Glikol Butil Eter
FCC	: Federal Communications Commission (Federal İletişim Komisyonu)
GP	: Ground Plane (Toprak Düzlemi)
GPRS	: General Packet Radio Service (Genel Paket Radyo Servisi)
GSM	: Global System for Mobile Communications (Küresel Konumlandırma Sistemi)
HFSS	: High Frequency Structural Simulation (Yüksek Frekans Yapısal Simülasyon)
ISM	: Industrial, Scientific and Medical (Endüstriyel, Bilimsel ve Tıbbi)
ITU	: International Telecommunication Union (Uluslararası Telekomünikasyon Birliği)
in vivo	: Canlı Organizma Üzerinde
in vitro	: Yapay (Laboratuvar) Ortamda
KOÜ	: Kocaeli Üniversitesi
KS	: Kare Spiral
MİA	: Mikroşerit İmplant Anten
MICS	: Global System for Mobile Communications (Mobil Haberleşme İçin Küresel Sistem)
MRI	: Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Rezonans Görüntüleme)
NaCl	: Sodyum Klorür
NASA	: National Aeronautics and Space Administration (Amerika Birleşik Devletleri Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi)
SAR	: Specific Absorbtion Rate (Özgül Soğurma Oranı)
SR	: Yarık Halka
SMA	: SubMiniature version A
Triton X-100	: Polietilen Glikol Mono Fenil Eter
TUBİTAK	: Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Kurumu

MEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN MİKROŞERİT İMPLANT ANTENLERİN SAYISAL ANALİZİ VE TASARIMI

ÖZET

Son yıllardaki medikal cihaz teknolojisindeki gelişmeler, biyotelemetri sistemlerini de etkilemiş ve medikal cihazların bu alandaki kullanımını artmıştır. Biyotelemetri sistemleri, insan vücudundaki hayati değerlerin uzaktan takibini yaparak, doktorlara hastalıkların teşhis ve tedavisinde yardımcı olmaktadır. Biyotelemetri sistemlerini oluşturan önemli bileşenlerden biri olan antenler, verilerin kablosuz olarak aktarılması ve ilgili sistemin minyatürizasyonunda hayati bir rol oynamaktadır. Bu kapsamda küçük hacimli, düşük kayıplı/ maliyetli/ saçılma karakteristikli ve fabrikasyonlarının kolay olmasıyla mikroşerit antenler bu tür sistemlerde tercih edilmektedir. Ayrıca biyotelemetri uygulamalarında kullanılacak olan implant antenlerin bahsi geçen özelliklere ek olarak düşük güç tüketimine ve özgül soğurma oranına (SAR) sahip olması gerekmektedir. Buna ek olarak tasarlanacak implant antenler, medikal uygulamalar için tahsis edilen MICS ve/veya ISM bantlarında çalışacak şekilde tasarlanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, biyotelemetri uygulamalarında kullanılmak üzere beş yeni implant anten tasarımı tanıtılmaktadır. Önerilen implant antenler, insan ve fare derisinin dielektriksel özelliklerine sahip ortamda ve uluslararası kuruluşlarca belirlenen MICS/ ISM-bantlarında çalışacak şekilde tek/ çift-bantlı olarak tasarlanmıştır. Geliştirilen implant antenler düşük boyut makul seviyedeki tek/ çift-bant ışıma performanslarıyla ön plana çıkmaktadır.

Tasarımların sayısal analizi ve tasarımı CST Microwave Studio ve Ansoft HFSS simülatörleri kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca fabrikasyonları gerçekleştirilen prototiplere ait hava ve deri taklit jeli içerisindeki ölçüm sonuçlarının benzetim sonuçlarıyla, oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biyotelemetri, Deri Taklit Jeli, İmplant Anten, Mikroşerit Anten, MICS/ ISM.

NUMERICAL ANALYSIS AND DESIGN OF MICROSTRIP IMPLANT ANTENNAS FOR MEDICAL APPLICATIONS

ABSTRACT

In recent years advances in medical device technology, has also affected the biotelemetry systems and increased usage of medical devices in these systems. Biotelemetry systems assist the doctors for diagnosis and treatment of disease by remotely monitoring the vital signs of the patients. While the antennas which are an essential component of the biotelemetry systems allow remote communication also play a crucial role in miniaturizing the device. In this context, microstrip antennas have been preferred in such systems owing to their low-profile, low loss/ cost/ scattering and ease of fabrication characteristic. However, these features consistent with implantable devices are not sufficient enough for the medical applications. The antennas which have to be compatible with body surface must have low Specific Absorption Rate (SAR) and low power consumption. In addition to these features, implantable antennas must be designed to operate at desired frequency bands of MICS and/ or ISM which are allocated by international councils such as FCC and ITU.

In this thesis, five new implantable microstrip antenna designs are introduced for biotelemetry applications. Proposed implant antennas are designed to operate in media having dielectric properties of human or rat skin by covering both or one of MICS/ ISM-bands. The proposed implant antennas with low size and reasonable single/ dual-band radiation performances are remarkable.

The numerical analysis of the proposed antenna designs have been carried out using CST Microwave Studio and Ansoft HFSS simulators. In addition, the antenna prototypes were fabricated and measured in air and rat/ human skin-mimicking gels. It is observed that the simulation and measurement results are quite consistent.

Keywords: Biotelemetry, Skin-mimicking Gel, Implantable Antennas, Microstrip Antennas, MICS/ ISM.

GİRİŞ

Temelleri 19. yüzyıla kadar dayanan telemetri sistemleri, ilk olarak 1845 yılında bir Rus Çarı'nın kışlık sarayı ile Genelkurmay arasında veri iletiminin sağlanması amacıyla gerçekleştirilmiş ve günümüze değin bilim dünyasında büyük bir ilgiyle karşılanmıştır [1]. Son yıllarda teknolojinin ilerlemesi ile birlikte telemetri sistemleri gelişmiş ve otomasyondan, uydu sistemlerine, mobil sistemlerden tıbbi sistemlere kadar birçok alana yayılmıştır [2].

Biyotelemetri sistemlerinin temelleri, Amerikan Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi NASA tarafından 1958 yılında ortaya atılmıştır. Dış uzaya gönderilen astronotların fizyolojik parametrelerinin, yeryüzünde bulunan sağlık çalışanlarına iletilmesi için yapılan araştırmalar biyotelemetri sistemlerinin ana yapısını oluşturmuştur [3]. Aynı yıl içerisinde Ake Senning'in ilk kez bir kalp pilini insan vücudu içerisine yerleştirmesi de implant edilebilir medikal cihazların sivil amaçlı kullanımı olarak günlük yaşantımızda yerini almıştır [4].

Biyotelemetri sistemlerinin temel kullanım amacı, insan vücudundaki hayati değerlerin uzaktan takibini yapmak ve doktorlara hastalıkların teşhis ve tedavisinde yardımcı olmaktır. Günümüz biyotelemetri uygulamalarında EKG, EMG, EEG, kan basıncı, kan akışı ve vücut sıcaklığı gibi birçok değer uzaktan ölçülmesi mümkündür. Uygulama alanlarındaki bu çeşitlik biyotelemetri sistemlerinde kullanılacak olan medikal cihazların farklılaşmasını sağlamakta ve cihazların tasarımlarını gün geçtikçe değiştirmektedir. Özellikle hastalıkların önceden teşhisinin oldukça önem kazandığı son yıllarda biyotelemetri uygulamalarının gereksinimlerini karşılayacak yenilikçi bileşenlerin (sensör, mikroişlemci/ mikrodenetleyici, anten gibi) geliştirilmesine/ üretilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sistemlerin hayati bileşenlerinden biri olan anten elemanı, verilerin iletilmesini sağlarken, sistemin küçültülmesinde de oldukça hayati bir rol oynamaktadır. Bu özellikleri ile anten elemanı biyotelemetri sistemlerinin geliştirilmesi sürecinde oldukça kritik bir tasarım

ögesi olarak ön plana çıkmaktadır. Bu kapsamda biyo-uyumlu ve uygulama gereksinimlerini karşılayacak minyatür yapıli anten tasarımlarının geliştirilmesi sistemin başarımı açısından üstesinden gelinmesi gereken önemli bir sorundur. Tıbbi uygulamalarda kullanılan anten tasarımları genel olarak, yutulabilir (edible), giyilebilir (wearable) ve ekit (implantable) antenler olmak üzere 3 grupta değerlendirilmiştir. Yutulabilir antenler, vücut içindeki değişkenlik gösteren bazı parametrelerin (örneğin; ısı) aktarılmasında ve kolon kanserinin teşhisinde kullanılmaktadır [5, 6]. Giyilebilir antenler ise vücut yüzeyine yerleştirilerek kalp ritmi, kandaki oksijen miktarı ve kandaki şeker seviyesi gibi değerlerin ölçümünde kullanılabilirler [7]. İmplant antenler ise vücut içerisinde belirli bir konuma sabit olarak yerleştirilerek mikrodalga görüntüleme, kalp ritim bozuklukları, kanser teşhis ve tedavisinde kullanılmaktadır [8]. Literatürde bulunan birçok implant anten, küçük hacim, düşük kayıp/ maliyet/ saçılma karakteristiği ve kolay fabrikasyon avantajı sağladığından dolayı mikroşerit yapıda tasarlanmaktadır [5–36]. Mikroşerit antenlerin bu özellikleri implant edilebilir sistemler için yeterli değildir. Tasarlanacak implant antenlerin, bahsi geçen avantajlara ek olarak vücut–yüzey uyumlu (fiziksel ve fizyolojik olarak), insanlar için düşük özgül soğurma oranı (SAR) ve düşük güç tüketimine sahip olmalıdır. Ayrıca medikal alanlarda kullanılan antenlerin FCC ve ITU gibi uluslararası kuruluşların belirlemiş olduğu MICS (Medical Implant Communication Services 402-405 MHz) ve/veya ISM (Industrial, Scientific and Medical 2,4–2,48 GHz) frekans bantlarında çalışması gerekmektedir [37–39].

Literatürde yer alan çalışmalar irdelendiğinde genel olarak sarmal ve kıvrımlı yapıdaki ışımaya elemanları, fiziksel alanın kısıtlı buna karşılık elektriksel boyutun büyük (@ 400 MHz, $\epsilon_r = 10 \rightarrow \lambda_r \approx 237$ mm) olduğu medikal uygulamalarda büyük ölçüde tercih edildiği görülmektedir [15–17]. Spiral ışımaya yüzeyli mikroşerit implant anten (MİA) tasarımları ilk olarak 2006 yılında endoskop sistemi için geliştirilen implant sisteminde kullanılmıştır. MICS bandı için tasarlanan anten 430–500 MHz frekans-aralığını kapsamakta ve $R=10,1$ mm, $h=3$ mm boyutlarındadır [15].

2008 yılında Karaçolak ve arkadaşları tarafından yayımlanan çalışmada [16] ise insan vücudu içerisinde bulunan implant bir cihaz aracılığı ile kandaki glikoz

miktarının sürekli kablosuz olarak gözlemlenmesi amaçlanmıştır. Cihazın küçük olabilmesi için anten tasarımında kısa devre pimi kullanılarak antenin boyutları $22,5 \times 22,5 \times 2,54 \text{ mm}^3$ 'e kadar düşürülmüştür. Antendeki minyatürleşme sistemi kompakt bir yapıya dönüştürmüştür. Optimum boyutlara sahip son tasarım ise yapay bir insan derisi içerisine yerleştirilmiş ve geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçümleri yapılmıştır. Makalede önerilen MİA'nın hem MICS hem de ISM bandı için tasarlanmış olması birçok bilim adamının dikkatini bu çalışmaya çekmiş ve her iki frekans bandında çalışabilen tasarımların sayısı gün geçtikçe artmıştır. İmplant antenlerin sayısındaki bu artışın bir diğer sebebi ise tasarımların farklı biyolojik dokular içerisinde çalışacak şekilde üretilmesinden kaynaklanmaktadır. Literatürdeki araştırmalarda kullanılan insan dokularına (deri, kas, yağ tabakası) ek olarak laboratuvar deneylerinde denek hayvanı olarak kullanılan fareye ait dokuların da dâhil olması MİA uygulamalarının oldukça geniş bir yelpazede çeşitlenmesine yol açmıştır. Bu kapsamda Karaçolak ve arkadaşlarının 2009 yılında yapmış olduğu bir diğer çalışma da, fare dokusunda çalışacak MİA tasarımları ele alınmıştır. Araştırmada $23 \times 23 \times 2,5 \text{ mm}^3$ boyutlu fare derisi içerisinde çalışabilen çift-bantlı bir MİA tasarımı önerilmiştir. MICS ve ISM bantlarında çalışacak şekilde geliştirilen MİA sırasıyla %6,79, %7,53'lük bant-genişliğine sahip çift-bant S_{11} performansı sergilemektedir. Ayrıca çalışmada MICS ve ISM bantları için yapay fare derisi çözümleri karışım oranları da paylaşılmıştır [17].

Lee ve arkadaşlarının 2014'te gerçekleştirmiş olduğu benzer bir çalışmada ise MICS bant biyoteleometri sistemlerinde kullanılmak üzere $20 \times 10 \times 1,653 \text{ mm}^3$ boyutlara sahip bir spiral implant anten üretilmiş ve yapay insan derisi içerisine yerleştirilerek S_{11} karakteristiği ölçülmüştür. Bu çalışmada arzu edilen MICS bant performansı 398-420 MHz frekans aralığında %7 bant genişliğiyle sağlanmaktadır [18].

İmplant anten tasarımı ile ilgili yakın zaman içerisinde (2016) gerçekleştirilen "Multi-Band Antenna System for Skin Implant" isimli makalede MICS ve ISM bandına ek olarak 854–945MHz frekans-aralığını kapsayan üçüncü bir bant elde edilmiştir. Tasarımın anten boyutları $14 \times 7,5 \times 0,5 \text{ mm}^3$ iken cihaz ile birlikte modellenmiş hali ise $20 \times 8,5 \times 3,75 \text{ mm}^3$ 'tür [19].

Bu tez çalışmasında, literatürde yer alan araştırmalar ışığında, beş adet yeni mikroşerit implant anten (MIA) tasarımları önerilmektedir. Tasarımlar mikroşerit anten yapısını temel alarak oluşturulmuştur. Önerilen implant antenler fare veya insan derisinin dielektriksel geçirgenliğine göre tasarlanmış ve medikal uygulamalar için tahsis edilen MICS ve/veya ISM frekans bantlarından tek/ çift-bant S_{11} performansına sahiptir. Tez çalışmasında önerilen farklı geometrik yapılarıdaki özgün MIA'lar, literatürde yer alan muadilleri ile kıyaslandığında oldukça küçük boyutlara ve kabul edilebilir makul seviyelerdeki anten performansına sahiptir. Tez çalışmasında sunulan MIA'lerin sayısal analizi ve tasarımları zaman uzayında sonlu integral metodunu temel alan CST Microwave Studio benzetim programıyla gerçekleştirilmiştir. Ek olarak, ölçümler öncesinde çapraz karşılaştırma amacıyla tasarımların EM analizleri için HFSS simülatörü de kullanılmıştır.

Ayrıca önerilen MIA tasarımlarının prototipleri üretilerek hava ve insan/ fare derisi taklit jeli içerisindeki S_{11} ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Bu bağlamda önerilen tasarımların fare derisi içerisindeki S_{11} ölçüm sonuçlarını elde edebilmek için literatürde yer alan MICS- ve ISM-bant insan/ fare derisi taklit jellerinin üretimi de gerçekleştirilmiştir. Önerilen MIA tasarımlarına ait benzetim sonuçları, ölçüm sonuçlarıyla desteklenmiştir.

Bu tez, dört ana bölümden oluşmaktadır. Giriş bölümünde implant antenler ile ilgili literatürde yer alan çalışmalar özetlenerek tez çalışmasının amacından ve özgün katkılarında bahsedilmiştir. Tezin diğer bölümleri ise aşağıdaki gibi organize edilmiştir.

Bölüm 1'de; MIA yapıları hakkında genel bir değerlendirme yapılarak, literatürde önerilen ışına geometrileri kısaca özetlenmiştir. Ayrıca tıbbi uygulamalar için tahsis edilen çalışma bantları ve implant sistemler için uluslararası kuruluşlarca belirlenen özgül soğurma oranı (SAR) kriteri yine bu bölümde değerlendirilmiştir. Son olarak implant antenlerin laboratuvar ortamındaki ölçümlerinin yapılmasında kullanılan gerçek doku ve suni jel yöntemleri karşılaştırılarak avantaj ve dezavantajları bu bölümde yer verilmektedir.

Bölüm 2'de; fare derisi içerisinde çalışabilen Arşimet spiralini temel alan MICS-bant, ISM-bant ve kare spiral elemanını temel alan ISM-bant spiral MIA'lar

tanıtılmaktadır. Nihai MIA tasarımlarının geliştirme aşamalarına, ışımaya performanslarına, havadaki ve fare-derisi taklit jeli içerisindeki S_{11} sonuçlarına yer verilmektedir.

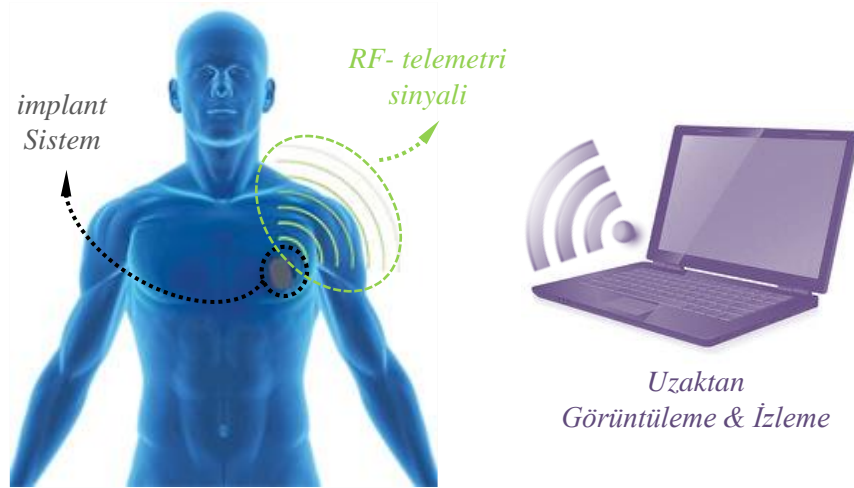
Bölüm 3’de; insan derisi içerisinde çalışabilen tek ve iki katmanlı çift bant MIA tasarımları sunulmaktadır. Önerilen iki katmanlı MIA, ışımaya yüzeyi geometrisi olarak Arşimet spiralini temel alırken tek katmanlı ise bükümlü mikroşerit anten yapısındadır. Tasarımların sayısal analizi CST programı ile gerçekleştirilmiş ve elde edilen sonuçlar HFSS yazılım ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca tasarlanan antenlerin hesaplanan SAR değerlerine yer verilerek, uluslararası standartlar gereğince anten girişine uygulanması gereken güç miktarı hakkında da bir değerlendirme yapılmıştır.

Bölüm 4’te; tez çalışması kapsamında önerilen MIA tasarımları ve bu tasarımlara ait ışımaya performansları hakkında değerlendirmeler özetlenerek, gelecekte yapılabilecek çalışmalarla ilgili öneriler paylaşılmaktadır.

1. MİKROŞERİT İMPLANT ANTENLERİN GENEL ÖZELLİKLERİ

1.1. Giriş

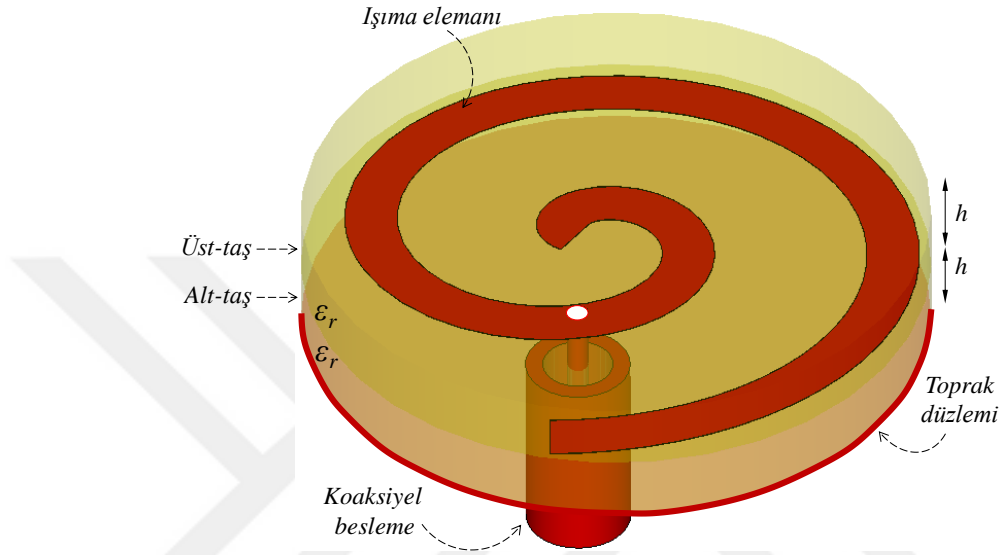
Genel görüntüsü Şekil 1.1'de yer alan biyomedikal telemetri (biyotelemetri) sistemlerinde hastaların hareketlerini kısıtlamadan radyo sinyalleriyle istenilen hayati parametrelerin (sıcaklık, kandaki oksijen ve glikoz miktarı gibi) bir merkezde toplanması ve değerlendirilmesi hedeflenmektedir. Bu doğrultuda son yıllarda geliştirilen biyotelemetri sistemleriyle birçok hastalığın takibi ve tanısı rahatlıkla yapılabilmektedir. Biyotelemetri sistemlerinin önemli bileşenlerden biri olan antenler, hastanın biyolojik sinyallerini dışarıdaki cihazlara kablosuz bir şekilde iletimini sağlarken tüm sistemin küçültülmesinde de önemli rol oynamaktadır. Bu amaçla geliştirilecek vücut-içi (implant) antenlerin biyo-uyumlu, küçük hacimli ve düşük çıkış gücüne sahip olması arzu edilmektedir. Bahsi geçen gereksinimler göz önüne alındığında biyomedikal telemetri uygulamalarında mikroşerit antenler, sağladığı tasarım esnekliği, sahip olduğu düşük profilli yapıları ve fabrikasyonlarının kolay olması sebebiyle ön plana çıkmaktadır [5–36].



Şekil 1.1. Kablosuz biyomedikal telemetri sistemi

Mikroşerit antenler (Bkz. Şekil 1.2) genel olarak metalik toprak destekli dielektrik alt-taş (substrate) üzerine yerleştirilmiş farklı geometrik yapılarıdaki ışınım elemanından oluşmaktadır.

Mikroşerit antenler, tek/ çift/ çoklu bant anten performansı sunabilmeleri ve doğrusal /dairese polarizasyonlarda ışıma özelliklerine sahip olmaları sebebiyle implant anten uygulamaların ön plana çıkmaktadır [40]. Ayrıca Şekil 1.2'den de görüldüğü üzere mikroşerit implant anten (MİA) yapılarında, ışıma elemanını çevresel etkilerden yalıtılmak amacıyla dielektrik üst-taş (superstrate) yapıları da kullanılmaktadır.



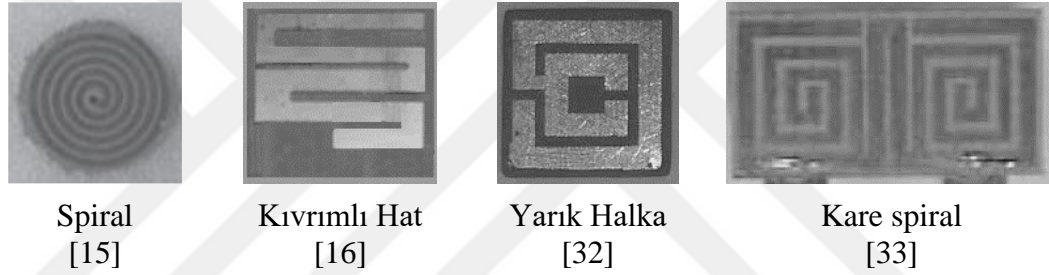
Şekil 1.2. Tezde önerilen MICS-bant MİA yapısı

Bu bölümde; MİA tasarımlarını etkileyen faktörlerden ışıma yüzeyi geometrisi, implant uygulamaları için tahsis edilen çalışma frekansları ve MİA'ların sağlaması gereken ışıma standartları (bant-genişliği, özgül soğurma oranı/ SAR gibi) hakkında temel bilgilere yer verilecektir. Ayrıca MİA tasarımlarının in-vivo, in-vitro ölçüm ortamları ve bu ortamların avantajları/ dezavantajlar özetlenerek laboratuvar ortamlarında geliştirilecek deri taklit jelleri hakkında literatürde yer alan genel bilgilere yer verilecektir.

1.2. Işıma Yüzeyi Geometrisi

Mikroşerit antenler temel olarak iletken ışıma yüzeyi ve toprak düzlemi arasında bulunan dielektrik bir tabakadan meydana gelmektedir. Işıma, iletken yüzeyin kenarları ile toprak düzleminin dış alanlarında oluşmaktadır. Arzu edilen ışıma performansının (geri-dönüş kaybı, ışıma huzmesi ve polarizasyon durumu gibi) elde edilmesinde yüzey geometrisi en önemli tasarım parametresi olarak ön plana çıkmaktadır. Günümüz yeni nesil kablosuz teknolojilerinin gereksinimleri, farklı

ışıma yüzey geometrilerinin ortaya çıkmasına yol açmıştır. Temelde ışıma yüzeyleri yama ya da bu yapıların tamamlayıcısı olan açıklık elemanlarından oluşmaktadır. Diğer taraftan, fiziksel alanın kısıtlı ve minyatürleşmenin oldukça önemli olduğu medikal uygulamalar (@MICS–bant, $\rightarrow \lambda/2 \cong 37$ cm) için önerilen tasarımlarda genel olarak sarmal, kıvrımlı ve bükümlü yapıdaki mikroşerit ışıma elemanları tercih edilmektedir [15, 16, 32, 33]. İmplant uygulamaları için literatürde önerilen ışıma yüzey geometrileri Şekil 1.3'te yer almaktadır. Görüldüğü üzere kullanılan ışıma elemanları kıvrımlı (meander line), spiral, yarık halka yapılarında veya bu geometrilerin türevleri şeklindedir. İlk olarak 2006 yılında endoskop sistemi için geliştirilen ve MICS bandında çalışan implant anten, medikal uygulamalar için geliştirilen ilk spiral MİA olarak değerlendirilmektedir.



Şekil 1.3. Mikroşerit anten çeşitleri

1.3. Medikal Uygulamalar için Tahsis Edilen Özel Frekans Bantları

FCC (Federal Communications Commission) ve ITU (International Telecommunication Union) gibi uluslararası kuruluşlar tarafından kablosuz medikal uygulamalar için elektromanyetik (EM) spektrumundaki MICS, (Medical Implant Communication Services 402–405 MHz) ve ISM (Industrial, Scientific and Medical 2,4–2,48 GHz) frekans bantları tahsis edilmiştir. Bu kapsamda medikal sistemler gereksinimleri doğrultusunda geliştirilecek implant antenlerin ilgili kuruluşlar tarafından belirlenen standartlarda (çalışma frekansı, güç tüketimi vs.) çalışması gerekmektedir. Bu bölümde medikal uygulamalar için tahsis edilen frekans bantlarına ve bu bantlarda çalışacak implant antenlerin karşılaması gereken ışıma standartlarına ve verilecektir.

1.3.1. MICS bandı (Medical Implant Communication Service)

MICS bandı, 402–405 MHz frekans aralığında FCC tarafından medikal implant cihazlar için tahsis edilmiş özel amaçlı bir frekans bandıdır [37]. MICS–bandı diğer geniş bant haberleşme teknolojilerinden etkilenmemesi için bant-genişliği dar tutulmuş ve sadece medikal uygulamalardaki kullanımlara tahsis edilmiştir. Ayrıca MICS bandı düşük güç tüketimi, gürültüsüz iletişim ve düşük bit oranı gibi avantajlara sahiptir. Bu nedenle literatürdeki implant anten uygulamalarında MICS bandı daha çok tercih edilmektedir.

1.3.2. ISM bandı (Industrial, Scientific and Medical)

ISM–bandı endüstriyel, bilimsel ve medikal alanlarda kullanımı için ITU Radio Regulations tarafından tahsis edilmiş frekans bandıdır [38, 39]. Radyo frekanslı ısı yönetimi, mikrodalga fırınlar ve medikal diyatermi cihazları gibi birçok uygulama bu frekans bandında çalışmaktadır. ISM-bandı, kısa mesafe ve düşük güçlü haberleşme sistemleri için oldukça elverişlidir. Son yıllarda ISM bandının kullanımı bluetooth cihazları, yakın alan haberleşmesi ve kablosuz bilgisayar ağları gibi birçok alana yayılmıştır. Ayrıca ISM bandı, kullanımında lisans veya sertifikasyona gerek duyulmaması ve düşük güçlü sistemlerde çalışabilmesi ile medikal uygulamalarda tercih edilmektedir.

1.4. Özgül Soğurma Oranı (Specific Absorbtion Rate - SAR)

Özgül soğurma oranı, EM alana maruz kalındığında insan dokusu tarafından birim ağırlık başına soğurulan güç miktarı olarak tanımlanmaktadır ve birimi Watt/kg'dır [4]. Günümüzde çoğunlukla cep telefonları ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) cihazlarından soğurulan gücü ölçmek için kullanılan SAR, implant edilebilir medikal cihaz teknolojileri içinde bir standart haline getirilmiştir. Amerika Birleşik Devletleri'nin bir kurumu olan Federal İletişim Komisyonu'na (FCC) göre özgül soğurma oranı 1 gramlık doku üzerine düşen güç miktarının 1,6 W/kg'a eşit veya daha az olması gerekmektedir. Avrupa Birliği için ise bu standart CENELEC tarafından 10 g'lık doku için 2 W/kg veya daha az olması şeklindedir [41]. Tez çalışmasında insan derisine göre tasarlanan MİA'lara ait giriş güç değerleri bahsi

geçen SAR seviyelerini aşmayacak üzere sayısal olarak hesaplanmış ve ilgili değerlendirmelere Bölüm 3. 'te yer verilmiştir.

1.5. Deri Taklit Jeli

Arzu edilen ışımaya performansına sahip sayısal olarak modellenen optimum implant antenlerin gerçek ölçümleri ya in-vivo (canlı doku içerisinde) ya da in-vitro (laboratuvar ortamında geliştirilen yapay doku) olarak yapılabilmektedir. Fabrikasyonu gerçekleştirilen optimum MIA tasarımlarının ışımaya performanslarını değerlendirebilmek için kullanılabilir ölçüm ortamları literatürde yer aldığı üzere aşağıdaki yöntemlerle gerçekleştirilebilir:

- (1) Gerçek doku yöntemi (in-vivo)
- (2) Yapay doku yöntemi (in-vitro)

Bir sonraki başlıkta sırasıyla bu yöntemlere ve bu yöntemlerin avantaj ve dezavantajlarına yer verilecektir.

1.5.1. Gerçek doku yöntemi (in-vivo)

Gerçek doku yönteminde fabrikasyonu gerçekleştirilen MIA'nın EM ölçümleri canlı doku içerisinde, Vektör Network Analizörü ile (VNA) yapılmaktadır. Anten ölçümlerinde gerçek dokuların kullanılması sıklıkla kullanılan bir yöntem olmasa da sağladığı yüksek ölçüm tutarlılığı gerçek doku yöntemini diğer ölçüm yöntemine göre üstün kılmaktadır. Gerçek doku yönteminin sağladığı avantaj ve dezavantajlar aşağıda sıralanmıştır.

Avantajlar:

- (1) Gerçek ortamın kullanılıyor olması,
- (2) Yüksek ölçüm tutarlılığı.

Dezavantajlar:

- (1) Özel olarak istenilen uygun doku örneğinin bulunması zordur.
- (2) Ölçüm süresi kısıtlıdır.
- (3) Yöntem ölçümü yapılacak olan dokunun parçalara ayrılmasını gerektirebilir (yıkıcılık).

- (4) Ölçümde deney hayvanları kullanılacak ise özel izinler (sertifikalar) ve ekipmanlar gerektirir.
- (5) Deney hayvanlarının kullanımı, sıcaklık için ortam şartlarının sağlanması ve doku örneklerine erişilebilirlik maddelerine bağlı olarak maliyet artar.

1.5.2. Yapay doku yöntemi (in-vitro)

Yapay doku, başka adıyla doku taklit (suni) jeli yönteminde, fabrikasyonu gerçekleştirilen implant antenin EM ölçümleri, elektriksel olarak ilgili dokunun özelliklerini (ϵ , σ) sergileyebilecek bir jel veya sıvı içerisine yerleştirilerek yapılmaktadır. Yapay doku yöntemi ölçümlerin yapılmasında gerçek doku yöntemine göre daha zahmetsizdir. Jelin ya da sıvının yapımının kolay olması ve hiçbir özel izin gerektirmeyişi yöntemin en büyük avantajlarındanıdır. Bu tez çalışmasında ilgili frekans bantları (MICS ve ISM) için literatürde önerilen insan ve fare derisi taklit jelleri kullanılarak, antenlerin Laboratuvar ortamında (in-vitro) ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Yapay doku yönteminin avantaj ve dezavantajları aşağıda sıralanmıştır.

Avantajlar:

- (1) Doku taklit jelinin yapımında kullanılan malzemelerin birçoğuna erişim kolaydır.
- (2) Ölçüm süresi sınırsızdır.
- (3) İstenilen sıcaklıkta ölçüm yapılabilir.
- (4) Doku taklit jeli canlı olmadığından yöntemin yıkıcılığı ihmal edilebilir ve jele istenilen şekil verilebilir.
- (5) Yöntemin kullanılabilmesi için özel bir izine veya eğitime ihtiyaç yoktur.
- (6) Maliyet düşüktür.

Dezavantajlar:

- (1) Ölçümün tutarlılığı gerçek doku yöntemine göre daha düşüktür. Buna rağmen gerçeğe yakın doku ortamı elde edilebilir.
- (2) Hazırlanan jelin dielektriksel geçirgenlik katsayısını ayarlamak, özel ölçümler gerektirmektedir.

2. FARE DERİSİ MİA TASARIMLARI

2.1. Giriş

Bu bölümde, MICS– /ISM–bant biyotelemetri uygulamaları için fare derisi içerisinde çalışan ve arşimet spiral (AS) ve kare spiral (KS) ışına elemanlarını temel alan tek-bantlı implant (ekit) mikroşerit implant anten (MİA) tasarımları yer almaktadır. Literatürdeki benzer tasarımlarla kıyaslandığında oldukça küçük boyutlu ($L \times W \cong 0,1 \text{cm}^2$) önerilen MİA tasarımları, ilgili çalışma bantları (@ MICS / ISM $S_{11} < -10 \text{ dB}$) boyunca makul ışına performansı sergilemektedir. Diğer taraftan önerilen MİA'lara ait sayısal olarak hesaplanan anten yönlendirme kazancı (D_0) ve verimlilik ($e_0 = e_r \times e_c \times e_d$) değerleri oldukça düşüktür ($D_{0\text{min}} = 3,69 \text{ dBi}$, $e_{0\text{min}} = \%0,038$). Bu durum, implant anten benzetimlerinin fare ($\epsilon_{\text{ms}} \cong 19,3$) ve insan derisi ($\epsilon_{\text{hs}} \cong 31,29$) içerisinde gerçekleştirildiğinden beklentiler dâhilinde olup, literatürdeki çalışmalarla kıyaslandığında kabul edilebilir seviyelerdedir. Bu bölüm kapsamında ilk olarak MICS–bant arşimet spiral MİA (AS–MİA) tasarımı tanıtıldıktan sonra sırasıyla ISM–bant AS–MİA ve ISM–bant KS–MİA anten tasarımlarına, bu tasarımlara ait geri dönüş kaybı (S_{11}) performansı ve ışına örtüsü benzetim sonuçlarına yer verilecektir. Önerilen anten yapılarına ait modellemeler ve sayısal analizler zaman uzayında sonlu integral metodunu temel alan CST Microwave Studio benzetim programıyla gerçekleştirilmiştir. Önerilen AS–MİA ve KS–MİA tasarımlarına ait havadaki ve fare derisi içerisindeki S_{11} ölçümleri için prototiplerin fabrikasyonları ve literatürde yer alan MICS– ve ISM–bant fare derisi taklit jellerinin üretimi gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen MİA tasarımlarına ait benzetim sonuçları, ölçüm sonuçlarıyla desteklenmiştir.

2.2. MICS–Bant AS–MİA Tasarımı

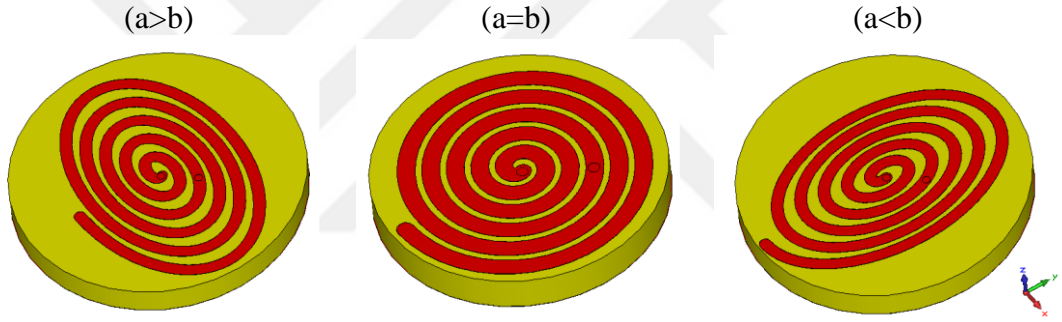
Önerilen MICS–bant Spiral implant anten tasarımına ait ışına yüzeyi geometrisi Arşimet spiral (AS) yapısını temel alarak geliştirilmiştir.

Belli bir aralıkta tanımlı ($t_{\min} < t < t_{\max}$) Arşimet spirali geometrisi kartezyen koordinatlarda denklem (2.1) ve denklem (2.2) ile ifade edilmektedir.

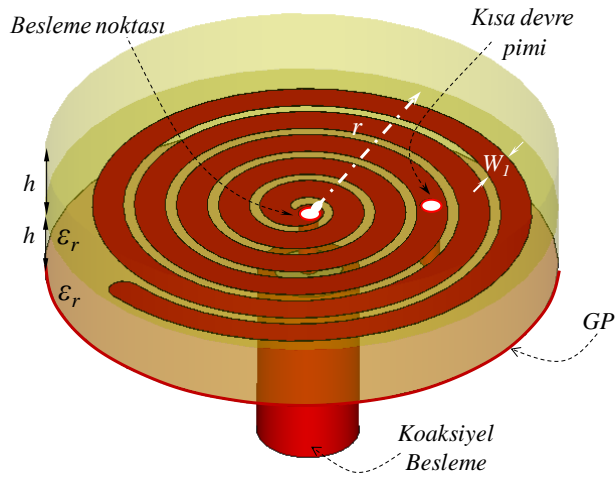
$$x(t) = a \times t \times \sin(t) \quad (2.1)$$

$$y(t) = b \times t \times \cos(t) \quad (2.2)$$

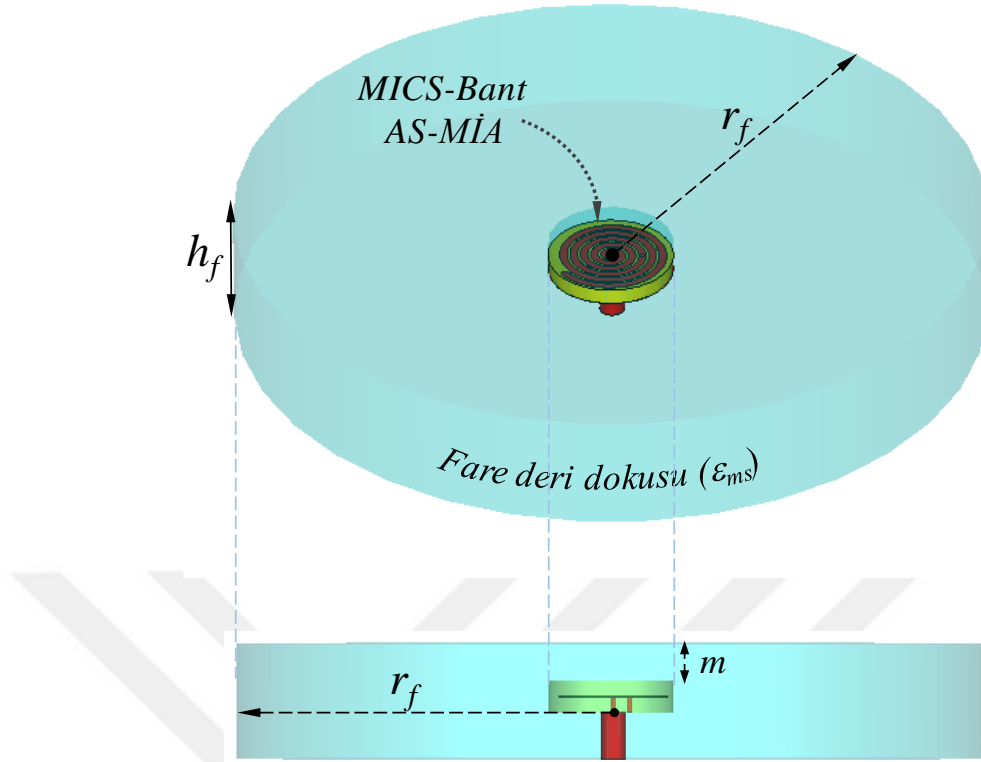
Arşimet spiralinin matematiksel ifadesindeki a ve b katsayıları mikroşerit spiral anten elemanının ilgili eksenlerdeki çaplarına karşılık gelmektedir. Şekil 2.1'den de görüldüğü üzere bu katsayıların farklı değerleri için spiral, oval ($a > b$, $a < b$) veya daire ($a = b$) olarak seçilebilir. a ve b katsayılarıyla spiralin sırasıyla x ve y düzlemindeki çapları ayarlanabiliyorken, CST benzetim programında girilen mikroşerit spiral hattın başlangıç ve bitiş " t " değerler aralığı (t_{\min} , t_{\max}) ile ışıma yüzeyinin uzunluğu belirlenebilmektedir.



Şekil 2.1. Arşimet spiralinin matematiksel ifadesindeki a ve b katsayılarının spiral geometrisine etkisi



Şekil 2.2. MICS-bant AS-MIA tasarımı konfigürasyonu: $a=b=0,13$, $h=1,27$, $W_1=0,6$, $r=5$ (hepsi mm) $\epsilon_r=10,2$, $1,57 \leq t \leq 11 \times \pi$



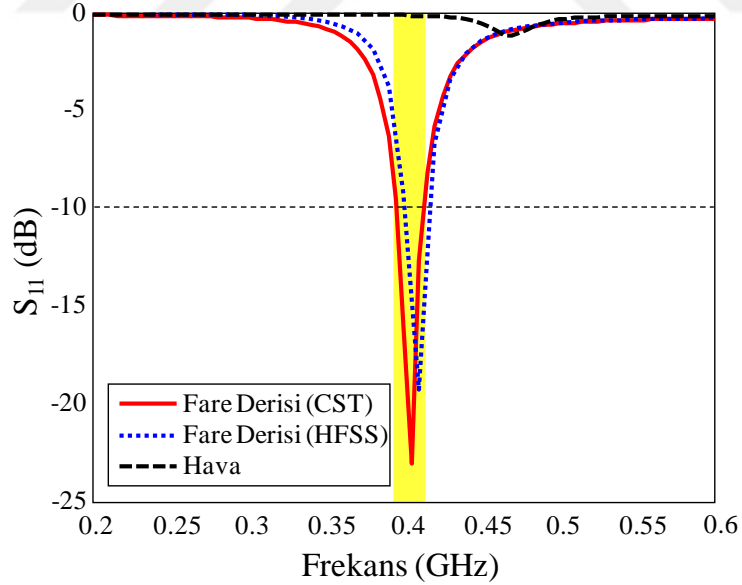
Şekil 2.3. MICS–bant AS–MİA tasarımına ait fare deri dokusu (ϵ_{ms}) benzetim ortamı: $r_f=30$, $h_f=9,28$, $m=3$ (mm), $\epsilon_{ms}\cong 19,3$

Genel görüntüsü Şekil 2.2’de verilen MICS–bant AS–MİA tasarımı iki dielektrik tabaka (Rogers 3210, $\tan\delta=0.0027$, $\epsilon_r=10.2$) arasına yerleştirilmiş spiral yapıdaki metalik ışına yüzeyinden oluşmaktadır. Anten beslemesi ilgili konuma yerleştirilen ($x_f=0.21$, $y_f=0$) 50Ω ’luk koaksiyel kablo ile yapılmıştır. Buna ek olarak, mevcut konumu bir dizi optimizasyon sonucunda belirlenen ($x_{sc}=1.5$, $y_{sc}=2$) ışına yüzeyi ile toprak düzlemini birleştiren $0,2$ mm yarıçaplı bir kısa devre pimi de tasarımda kullanılmıştır. Kısa devre pimi MİA yapısında minyatürleşmeye yardımcı olurken, arzu edilen S_{11} performansının elde edilmesinde (seviye ve bant genişliği açısından) oldukça önemli bir rol oynamaktadır. Ayrıca geliştirilen AS–MİA tasarımı, tıbbi amaçlı in-vivo/ in-vitro laboratuvar deneylerinde kullanılması öngörüldüğünden görüntüsü Şekil 2.3’te yer alan elektriksel olarak fare derisi özelliğine sahip ortam içerisinde modellenerek, EM benzetimleri gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda ilgili fare derisi benzetim ortamı, Tablo 2.1’deki literatürde yer alan [17] cole-cole modeline ait 2. dereceden Debye elektriksel dispersiyon bağıntısındaki katsayıların CST yazılımına aktarılmasıyla oluşturulmuştur.

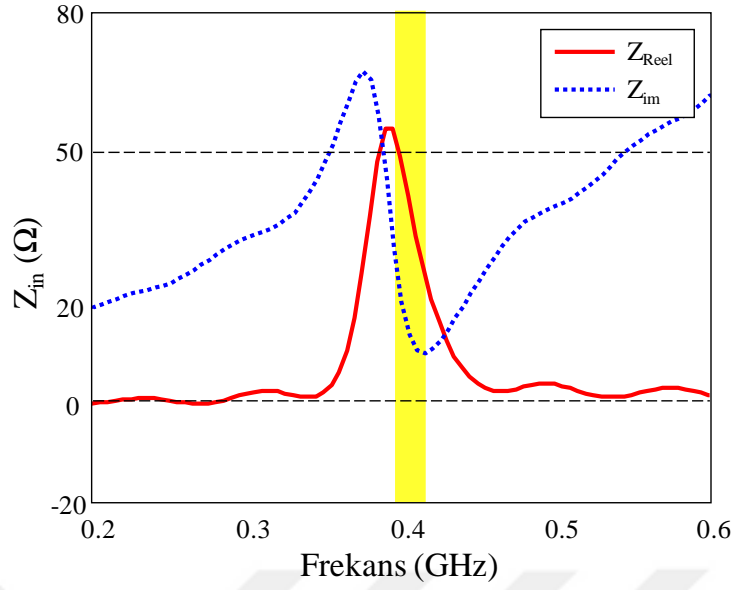
Tablo 2.1. Fare derisi için hesaplanan cole–cole modeli parametreleri

	ϵ_{∞}	$\Delta\epsilon_1$	τ_1 (ps)	$\Delta\epsilon_2$	τ_2 (ps)	$\Delta\epsilon_3$	τ_3 (ps)	σ_i (S/m)
1°	9,57	21,17	11,32	–	–	–	–	1,28
2°	9,36	19,76	10,02	$2,9 \times 10^3$	132,67	–	–	1,38
3°	6,8	21	7,6	$2,8 \times 10^3$	107,4	$1,8 \times 10^6$	215,7	1,33

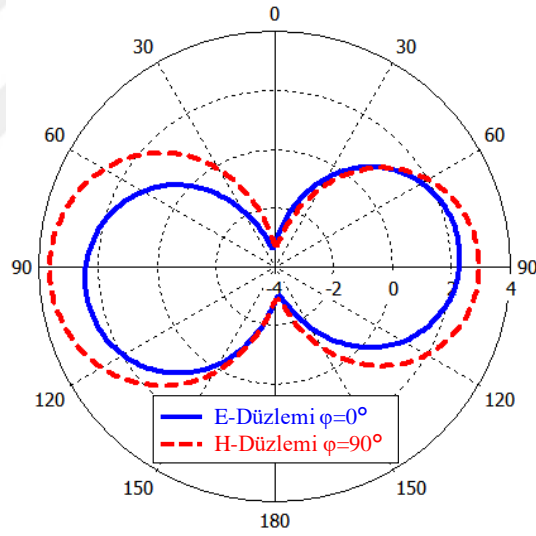
Önerilen MICS–bant AS–MİA tasarımına ait frekansa bağlı geri dönüş kaybı (S_{11}) ve giriş empedansı (Z_{in}) CST benzetim sonuçları sırasıyla Şekil 2.4 ve Şekil 2.5’te verilmiştir. Görüldüğü üzere önerilen anten tasarımı fare derisi içerisinde sunduğu %5’lik bant genişliği ile 390–412 MHz aralığında hedeflenen MICS frekans bandını (402–403 MHz) kapsayacak şekilde $S_{11} < -10$ dB anten performansı sergilemektedir. Buna ek olarak antenin uzak alan E– ve H–düzlemi ışınma örüntüsü benzetim sonuçları ise Şekil 2.6’da sunulmaktadır. Görüldüğü üzere önerilen MICS–Bant AS–MİA tasarımı, E– ve H–düzlemlerinde çift–yönlü ışınma performansı sergilemektedir.



Şekil 2.4. MICS-bant AS-MİA tasarımına ait hava ve fare derisi ortamındaki geri dönüş kaybı benzetim sonuçları



Şekil 2.5. MICS-bant AS-MİA tasarımına ait fare derisi ortamındaki giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları

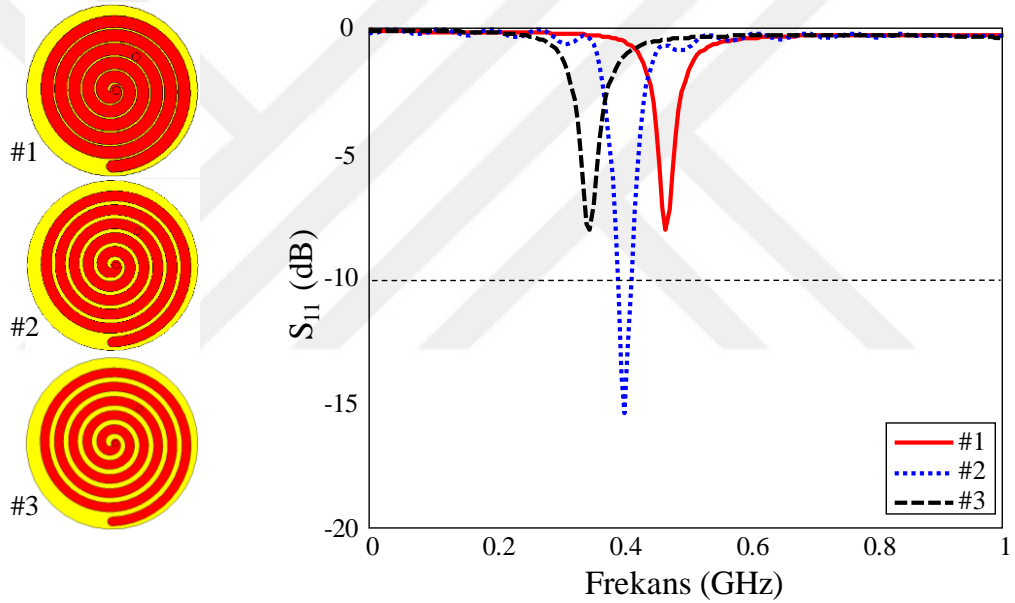


Şekil 2.6. MICS-bant AS-MİA tasarımına ait 403 MHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü benzetim sonuçları

Önerilen AS-MİA tasarımında optimum MICS-Bant performansın elde edilmesinde, AS denklemindeki (denklem (2.1), (2.2)) katsayılar (a ve b), spiral uzunluğu (t_{min} ve t_{max}), kısa devre pimi ve besleme noktasının konumları birer tasarım parametresi olarak tasarım sürecinde tespit edilmiş ve değerlendirilmiştir. Bu kapsamda ilgili tasarım parametrelerinin anten performansına etkisinin (S_{11}) değerlendirildiği benzetim sonuçlarına da yer verilmektedir.

➤ Spiral katsayılarının ($a=b$) MICS–bant S_{11} performansına etkisi:

Parametrik çalışmada, MICS–Bant AS–MİA tasarımının simetrik yapısının bozulmaması için, ilgili a ve b katsayıları birbirine eşit seçilmiştir. Ayrıca dielektrik alt-taşın fiziksel sınırları dikkate alarak belli bir aralıktaki spiral katsayı değerleri için S_{11} benzetimleri gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda, AS denkleminde yer alan spiral katsayılarının geri dönüş kaybına etkisi Şekil 2.7’de yer almaktadır. Görüldüğü üzere a ve b katsayılarının değeri sırasıyla 0,11 (#1), 0,13 (#2) ve 0,15 (#3) şeklinde arttırıldığında, beklentiler doğrultusunda rezonans frekansı (f_r) yukarı doğru kaymaktadır. Arzu edilen MICS–Bant anten performansının, seviye ve çalışma frekansı açısından elde edilmesinde a ve b katsayıları önemli bir rol oynamaktadır.

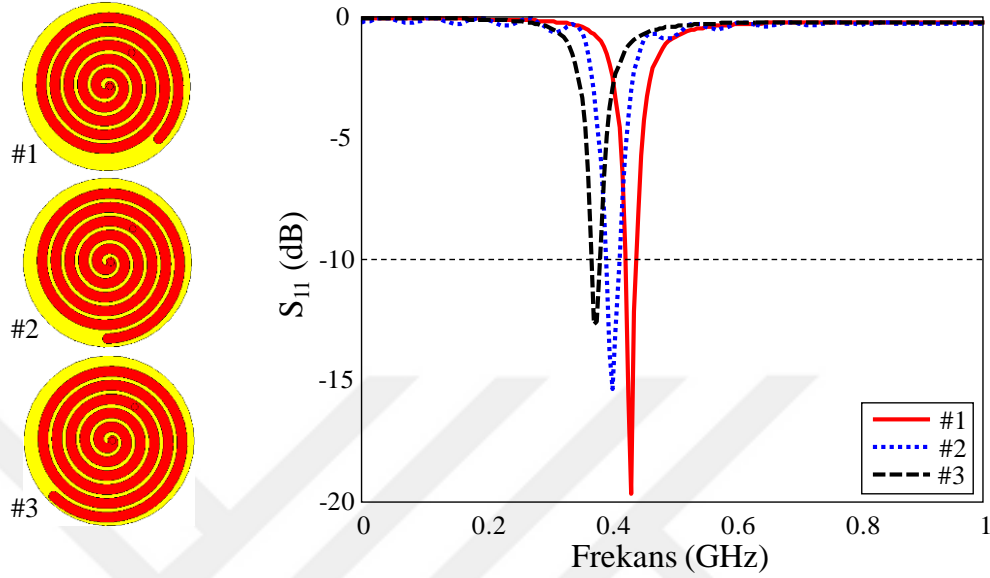


Şekil 2.7. Spiral katsayılarının geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

➤ Spiral uzunluğunun (t) MICS–bant S_{11} performansına etkisi:

Işıma yüzeyinin uzunluğunu etkileyen t_{min} ve t_{max} parametreleri mikroşerit spiral hattın başlangıç ve bitiş noktasını belirlemektedir. Arzu edilen MICS bant anten performansı için başlangıç noktası parametresi (t_{min}) 1,57 seçilmiş ve böylelikle spiralın başlangıç konumu, anten tasarımının merkezine yerleştirilmiştir. Spiral uzunluğunun anten performansına etkisini gözlemlemek için AS'nin bitiş noktasını belirleyen t_{max} değeri sırasıyla 10,75 (#1), 11 (#2) ve 11,25 (#3) olarak seçilmiştir. Bu kapsamda AS uzunluğunun geri dönüş kaybına etkisi Şekil 2.8’de yer almaktadır. Görüldüğü üzere ışıma elemanının uzunluğunun artması ile beklentiler

doğrultusunda rezonans frekansı (f_r) yukarı doğru kaymaktadır. Ayrıca S_{11} seviyesinde bir miktar düşüş meydana gelirken bant genişliğinde de daralma gözlemlenmektedir.

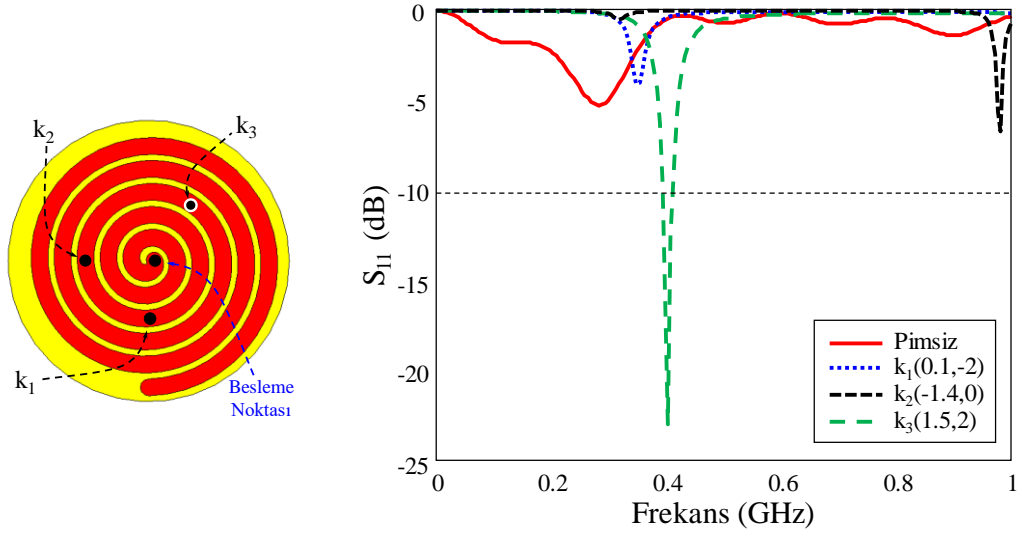


Şekil 2.8. Spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

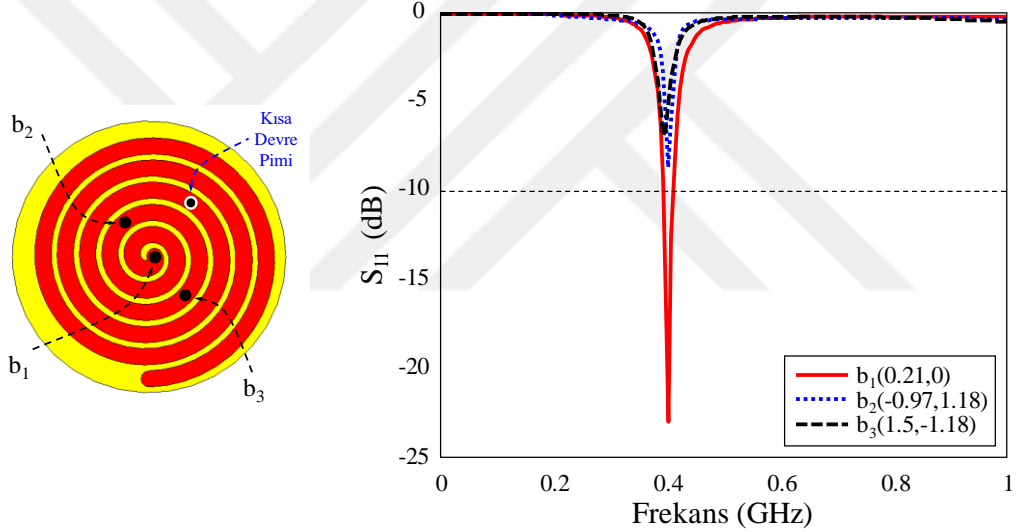
➤ Kısa devre pimi konumunun (x_{sc} , y_{sc}) MICS–bant S_{11} performansına etkisi: Önerilen MICS–Bant AS–MIA'nın çalışma performansını etkileyen bir diğer önemli parametre olan kısa devre piminin anten performansına etkisi Şekil 2.9'da yer almaktadır. Kısa devre piminin tasarımda yokken geri dönüş kaybı grafiğinde herhangi bir rezonans görülmezken, tasarıma dahil edilmesiyle, farklı kısa devre pimi konumlarına göre farklı rezonans bantları gözlemlenmiştir. Arzu edilen MICS-Bant performansının elde edilmesine yönelik yapılan optimizasyon çalışması ile optimum kısa devre pimi konumunu (x_{sc} , y_{sc}) k_3 noktası olarak belirlenmiştir.

➤ Besleme konumunun ($b_{1...3}$) MICS–bant S_{11} performansına etkisi:

Besleme noktasının konumu anten performansını etkileyen temel parametrelerden biridir. Şekil 2.10'da besleme noktasının konumunun S_{11} performansına etkisi yer almaktadır. Görülebileceği üzere, besleme noktası ($b_{1...3}$), kısa devre pimine doğru yaklaştıkça MICS–Bant çalışma performansında önemli düşüşler gözlemlenmektedir.



Şekil 2.9. Kısa devre piminin geri dönüş kaybı performansına (S_{11}) etkisi



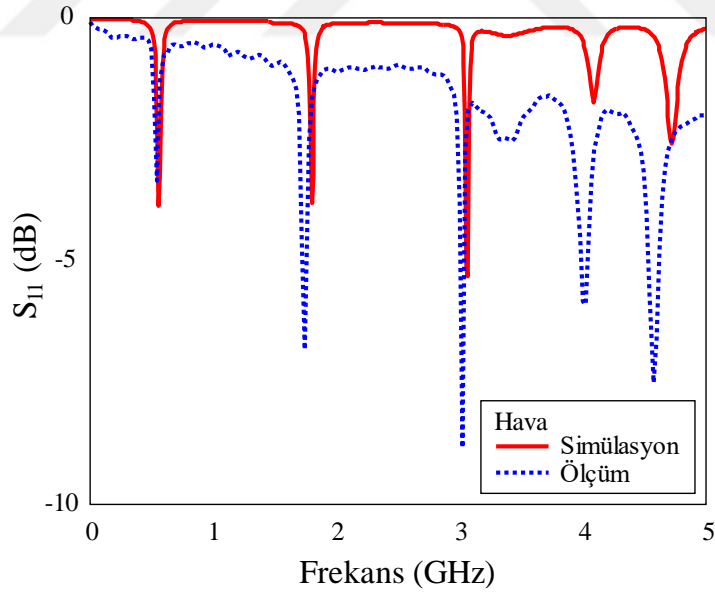
Şekil 2.10. Besleme noktası konumunun geri dönüş kaybı performansına (S_{11}) etkisi

MICS–Bant AS–MİA'nın geri dönüş kaybı performansının laboratuvar ortamında gözlemlenebilmesi için optimum tasarımın fabrikasyonu yapılmış ve fare derisinin elektriksel özelliklerini taklit edebilen yapay bir sıvı içerisinde ölçümü gerçekleştirilmiştir. MICS–Bant AS–MİA tasarımının Rogers 3010 ($h=1.27\text{mm}$, $\epsilon_r=10.2$) dielektrik malzemesi kullanılarak Şekil 2.11'de yer alan prototip fabrikasyonu gerçekleştirilmiştir. Şekil 2.11.(a)'da mikroşerit implant spiral MICS bant antenin üst-taş, ışıma yüzeyi ve toprak düzlemi katmanlarının ayrıntılı gösterimi yer almaktadır. Şekil 2.11.(b)'de ise bu katmanlar birleştirilmiş ve $50\ \Omega$ 'luk bir SMA konnektör bağlanarak nihai MICS–Bant AS–MİA prototip anten oluşturulmuştur.

Önerilen MICS–Bant AS–MİA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları Şekil 2.12’de yer almaktadır. Elde edilen sonuçlardan da görüldüğü üzere fabrikasyonu yapılan antenin havadaki ölçümü ile benzetim sonuçları birbirleriyle oldukça uyumludur. Fare derisi içerisindeki anten performansını gözlemlemek için Tablo 2.2’deki literatürde önerilen karışım [17] hazırlanmış ve Şekil 2.12’deki düzenek kullanılarak prototip antenin fare derisi taklit sıvısı içerisindeki ölçümü gerçekleştirilmiştir.



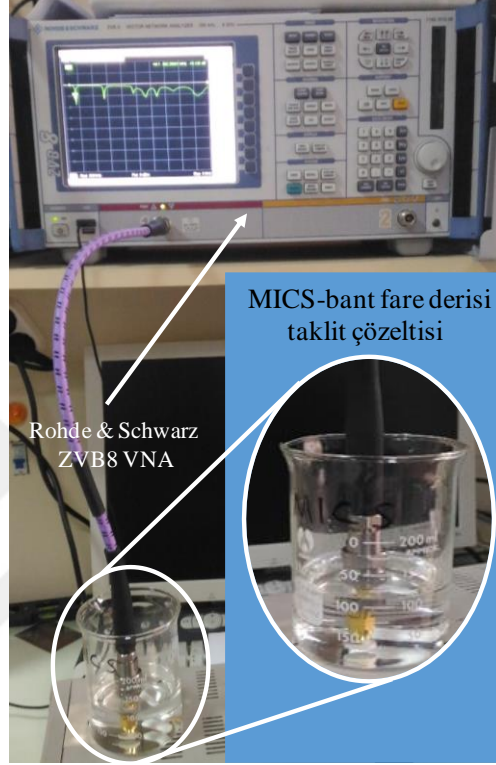
Şekil 2.11. Gerçeklenen MICS–bant AS–MİA'ya ait (a) katmanlı ve (b) perspektif görüntüler



Şekil 2.12. Gerçeklenen MICS–bant AS–MİA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları

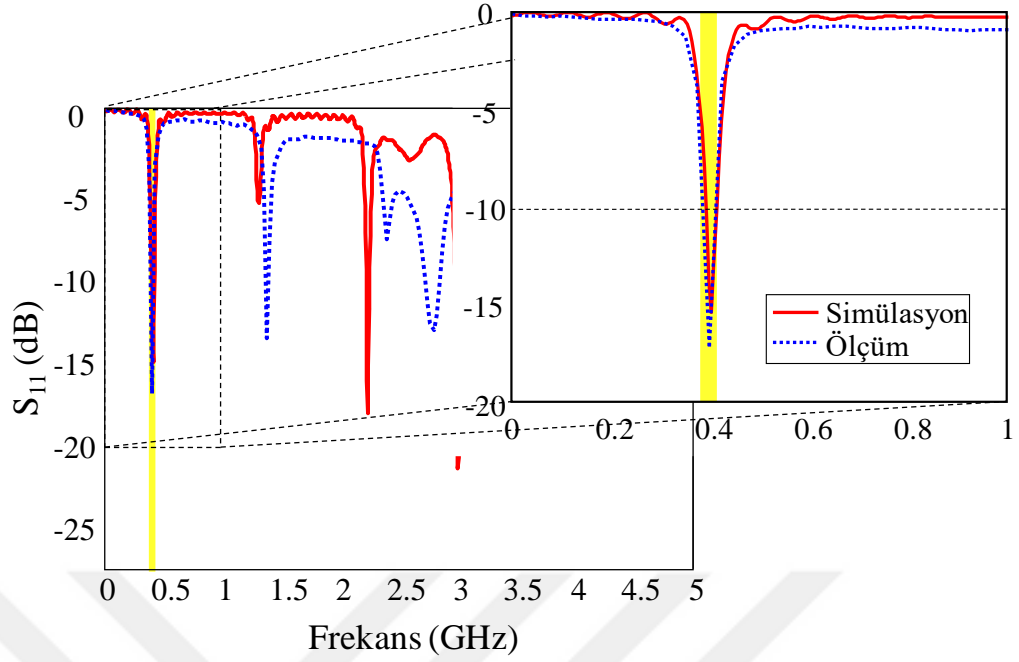
Tablo 2.2. MICS bandı fare derisi taklit çözeltisi için karışım oranları

Çözelti Bileşenleri	Karışım yüzdesi (%)
DGBE (Dietilen Glikol Bütil Eter)	61,60
Saf Su	36,96
NaCl (Tuz)	1,44



Şekil 2.13. Önerilen MİA'ya ait S_{11} ölçüm düzeneği

Fabrikasyonu gerçekleştirilen MICS-Bant AS-MİA fare derisi taklit sıvısı içerisindeki S_{11} ölçüm ve CST benzetim sonuçları Şekil 2.14'te verilmiştir. Grafikten de anlaşılacağı üzere fabrikasyonu yapılan antenin ölçüm ve simülasyon sonuçları oldukça uyumludur. Önerilen AS-MİA, 386-414 MHz arasında %6'lık bant genişliğiyle MICS bant anten performansı sergilemektedir.

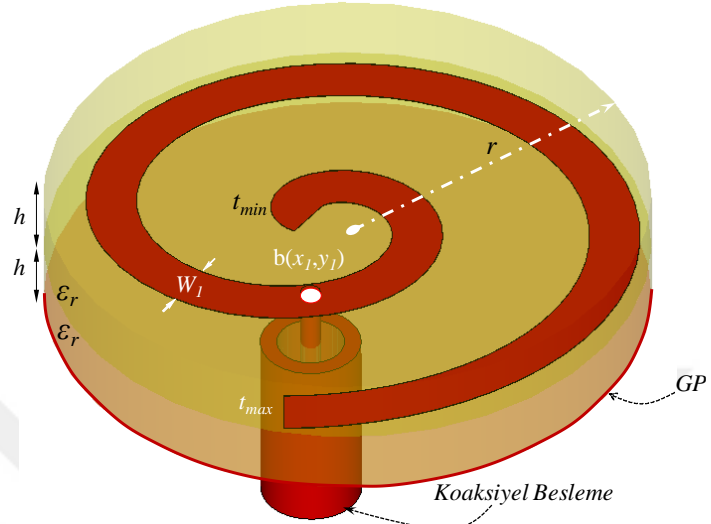


Şekil 2.14. Gerçeklenen MICS–bant AS–MİA tasarıma ait S_{11} ölçüm ve simülasyon sonuçları

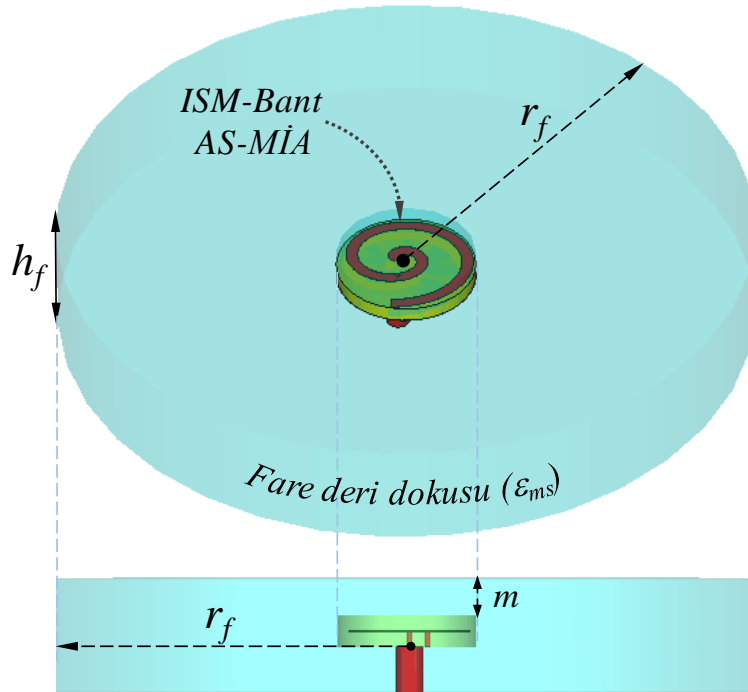
2.3. ISM–Bant AS–MİA Tasarımı

Fare derisi içi biyotelemetri uygulamaları için önerilen MİA tasarımlarından ikincisi olan spiral ISM–Bant AS–MİA yapısı bir önceki bölümde tanıtılan MICS–Bant AS–MİA tasarımını temel alınarak geliştirilmiştir. Bu kapsamda tasarlanan ISM–Bant AS–MİA geometrisi Şekil 2.15’te yer almaktadır. Görüldüğü üzere anten alt-taş ve üst-taş (Rogers 3210, $\epsilon_r=10,2$, $\tan\delta=0,0027$) arasında bulunan Arşimet spirali geometrisindeki bir metalik yüzey ve alt-taş ile aynı yüzey alanına sahip bir metalik toprak düzleminden oluşmaktadır. Spiral geometrideki ışınım yüzeyi elemanı, kartezyen koordinatlardaki matematiksel ifadesi denklem (2.1) ve denklem (2.2)’de yer alan spiral denklem çiftinden faydalanılarak oluşturulmuştur. Ayrıca önerilen implant antenin beslemesi ise 50Ω ’luk bir koaksiyel kablo ile yapılmıştır. MİA tasarımı, CST benzetim programında tanımlanan (Tablo 2.1) elektriksel olarak fare derisi özelliğine sahip materyal ile çevrelenmiş ve iyileştirme çalışmaları Şekil 2.16’ta yer alan fare deri dokusu (ϵ_{ms}) benzetim ortamında gerçekleştirilmiştir. Bir dizi optimizasyon çalışmaları neticesinde geliştirilen optimum ISM–Bant AS–MİA tasarımına ait frekansa bağlı karşılaştırmalı (CST & HFSS) geri dönüş kaybı (S_{11}) ve giriş empedansı (Z_{in}) CST benzetim sonuçları sırasıyla Şekil 2.17 ve Şekil 2.18’de

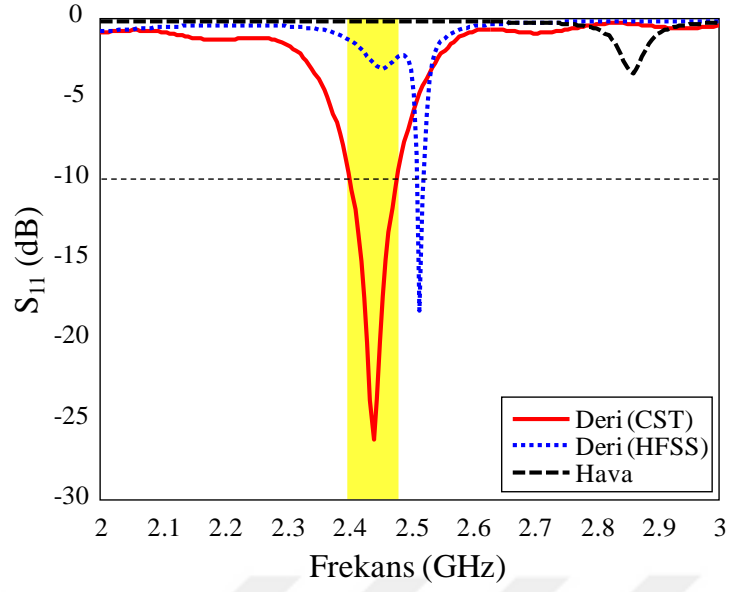
yer almaktadır. Görüldüğü üzere önerilen anten tasarımı fare derisi içerisinde %3 bant genişliği ile 2,4-2,482 GHz aralığını kapsayarak hedeflenen ISM frekans bandında (2,4-2,48 GHz) S_{11} performansı sergilemektedir.



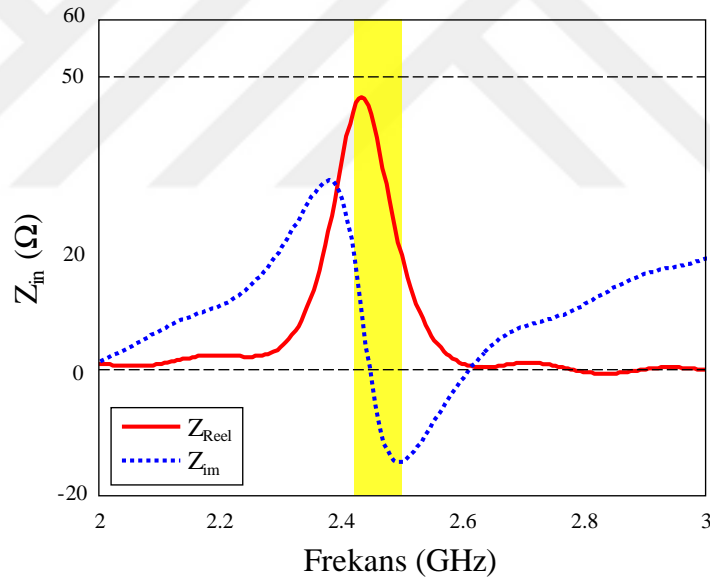
Şekil 2.15. ISM-bant AS-MIA tasarımı konfigürasyonu: $a=0,63$, $b=0,548$, $h=1,27$ mm, $W_1=0,8$ mm, $r=6$ mm, (hepsi mm) $\epsilon_r=10,2$, $0,25 \leq t \leq 3,52 \times \pi$, $x_1=0,8$, $y_1=-1$



Şekil 2.16. ISM-bant AS-MIA tasarımına ait fare deri dokusu (ϵ_{ms}) benzetim ortamı: $r_f=30$, $h_f=9,28$, $m=3$ (mm), $\epsilon_{ms} \approx 19,3$

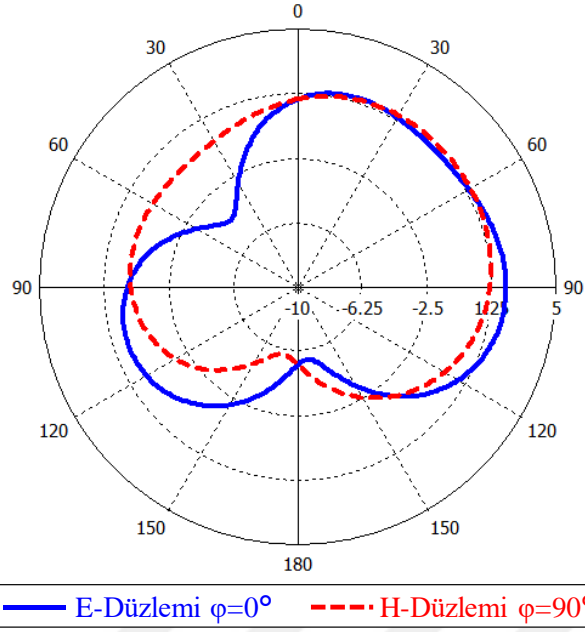


Şekil 2.17. ISM–bant AS–MIA tasarımına ait hava ve fare derisi ortamındaki geri dönüş kaybı benzetim sonuçları



Şekil 2.18. ISM–bant AS–MIA tasarımına ait fare derisi ortamındaki giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları

Diğer taraftan önerilen ISM–bant AS–MIA'nın uzak alan E– ve H–düzlemi ışına örüntüsü benzetim sonuçları ise Şekil 2.19'da sunulmaktadır. Görüldüğü üzere tasarım broadside ışına performansı sergilerken, ilgili frekanstaki yönlendirme kazancı ise 2,72 dBi'dır.



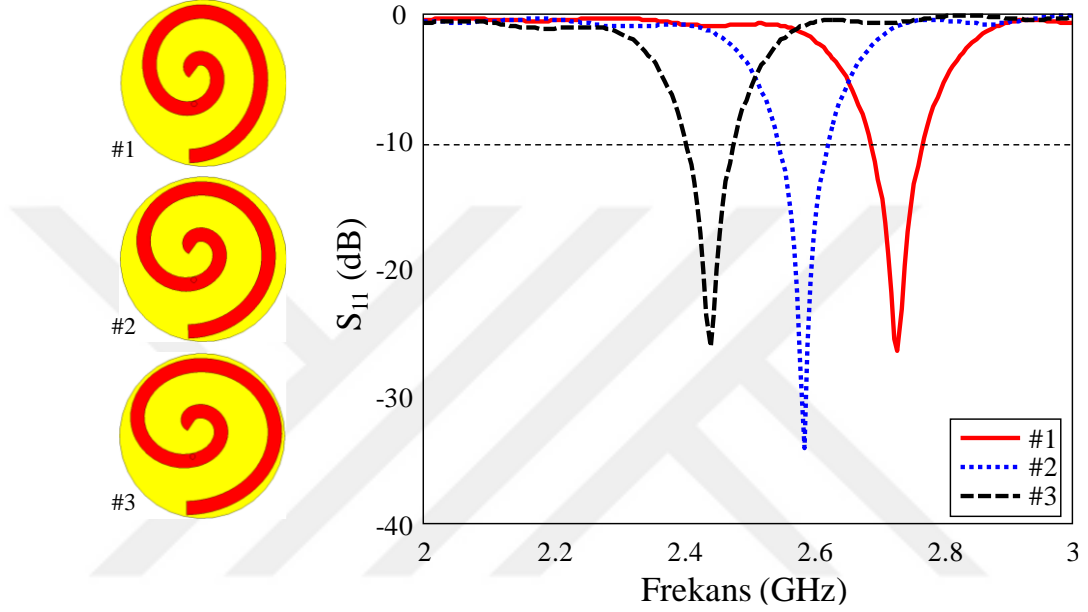
Şekil 2.19. ISM–bant AS–MİA tasarımına ait 2,4 GHz'deki uzak-alan ışımaya örüntüsü benzetim sonuçları

Önerilen AS–MİA tasarımında optimum ISM–Bant performansın elde edilmesinde, bir önceki bölümde de değerlendirildiği gibi; AS denklemindeki (denklem (2.1), (2.2)) katsayılar (a ve b), spiral uzunluğu (t_{min} ve t_{max}), kısa devre pimi ve besleme noktasının konumları ve spiral şerit kalınlığı (W_1) birer tasarım parametresi olarak tasarım sürecinde tespit edilmiş ve optimum ışımaya performansının elde edilmesinde göz önünde bulundurulmuştur. Bu kapsamda, AS–MİA tasarımının ölçeklenebilirliğinin ve ilgili parametrelerin fabrikasyon kaynaklı S_{11} performansında oluşturabileceği muhtemel etkilerin değerlendirildiği benzetim sonuçlarına sırasıyla yer verilecektir.

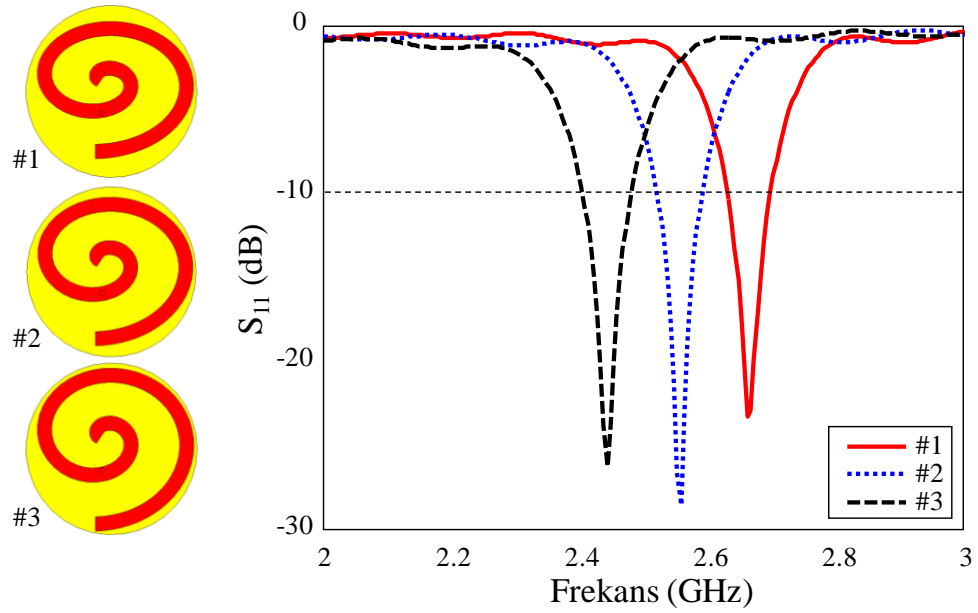
➤ Spiral katsayılarının (a ve b) ISM–bandı S_{11} performansına etkisi:

Arşimet spirali denklemlerinde kullanılan a ve b parametreleri ışımaya yüzeyi geometrisinin x-y düzlemindeki genişliğini kontrol etmektedir. Bir önceki MİA tasarımında eşit olan bu değerler ISM–Bant AS–MİA tasarımında, arzu edilen ISM bant S_{11} performansını elde edebilmek için birbirinden farklı ($a \neq b$) seçilmiştir. AS denkleminde yer alan a ve b spiral katsayılarının geri dönüş kaybına etkisi sırasıyla Şekil 2.20 ve Şekil 2.21'de yer almaktadır. Şekil 2.20'den de görülebileceği üzere a katsayısı sırasıyla 0,51 (#1), 0,57 (#2) ve 0,63 (#3) şeklinde arttırıldığında,

beklentiler doğrultusunda rezonans frekansı (f_r) aşağı doğru kaymaktadır. Diğer taraftan Şekil 2.21'de b katsayısının S_{11} performansına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere b katsayısı sırasıyla 0,45 (#1), 0,5 (#2) ve 0,55 (#3) şeklinde artırıldığında, a katsayısında olduğu gibi rezonans frekansı (f_r) aşağı doğru kaymaktadır. Görüldüğü üzere Optimum ISM–bant performansının, elde edilmesinde a ve b katsayıları önemli bir rol oynamaktadır.



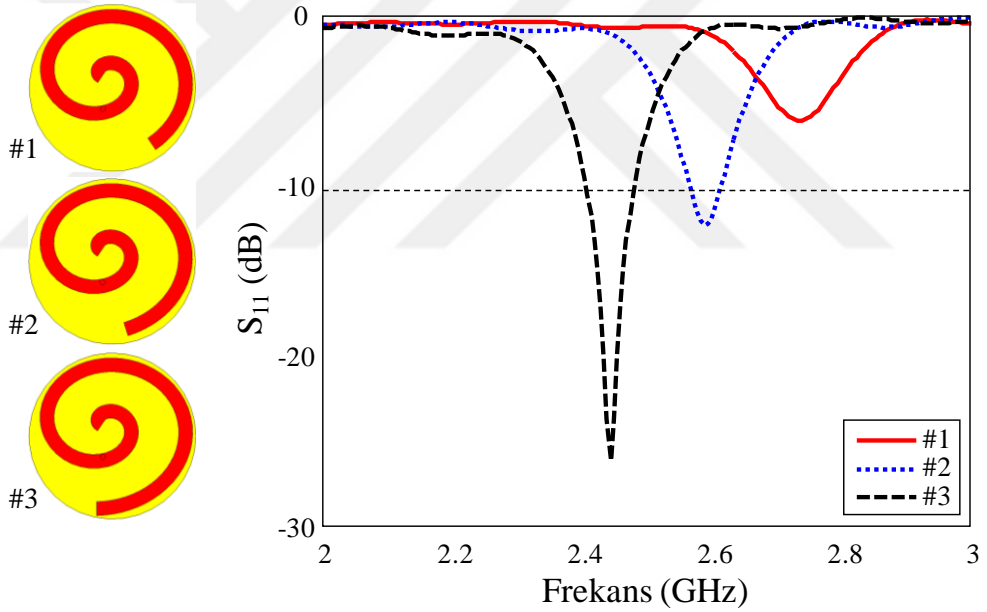
Şekil 2.20. Spiral katsayısının (a) geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi



Şekil 2.21. Spiral katsayısının (b) geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

➤ Spiral uzunluğunun ISM–bandı S_{11} performansına etkisi:

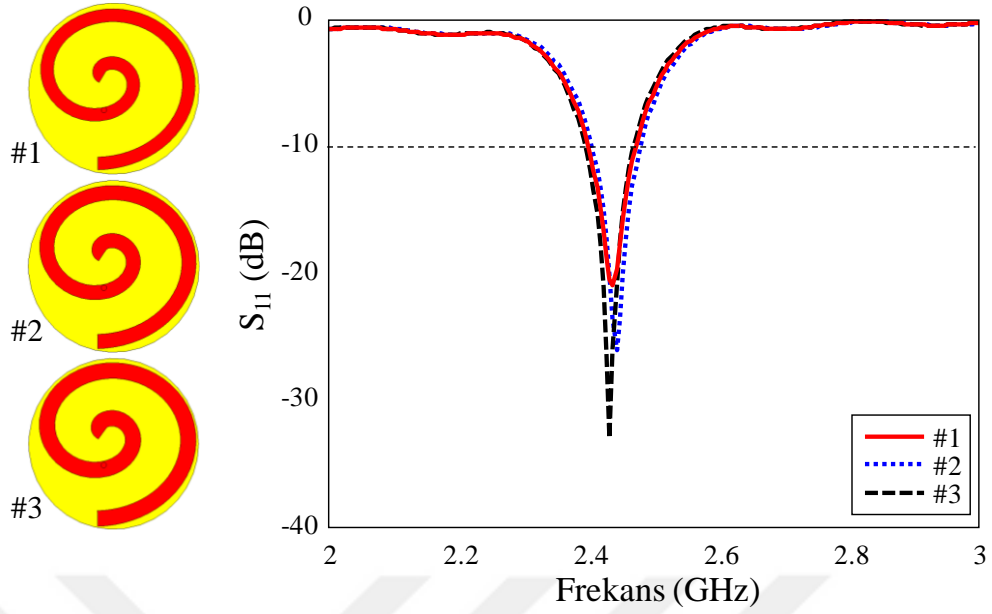
Bir önceki bölümde de belirtildiği üzere mikroşerit spiral hattın başlangıç ve bitiş noktasını belirleyen t_{min} ve t_{max} parametreleri ışıma yüzeyinin uzunluğunu belirlemektedir. Arzu edilen ISM bant anten performansı için başlangıç noktası parametresi (t_{min}) 0,25 olarak tespit edilmiş, spiral uzunluğunun anten performansına etkisini gözlemlemek için ise AS'nin bitiş noktasını belirleyen t_{max} değeri 0,1 mm'lik aralıklarla artırılarak (#1, #2, #3) S_{11} performansına etkisi incelenmiştir. Şekil 2.22'de spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı performansına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere spiralın uzunluğu ($t_{max}=3,32$, #1) değerinden başlanarak 0,1 mm arttırılmış hedeflenen (#3) ISM bandı S_{11} performansı elde edilmiştir. Görüldüğü üzere, spiral uzunluğu (t_{max} değeri) optimum ISM-bant S_{11} performansın oluşmasında seviye ve bant genişliği açısından oldukça etkilidir.



Şekil 2.22. Spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

➤ Spiral hat genişliğinin (W_1) ISM–bandı S_{11} performansına etkisi:

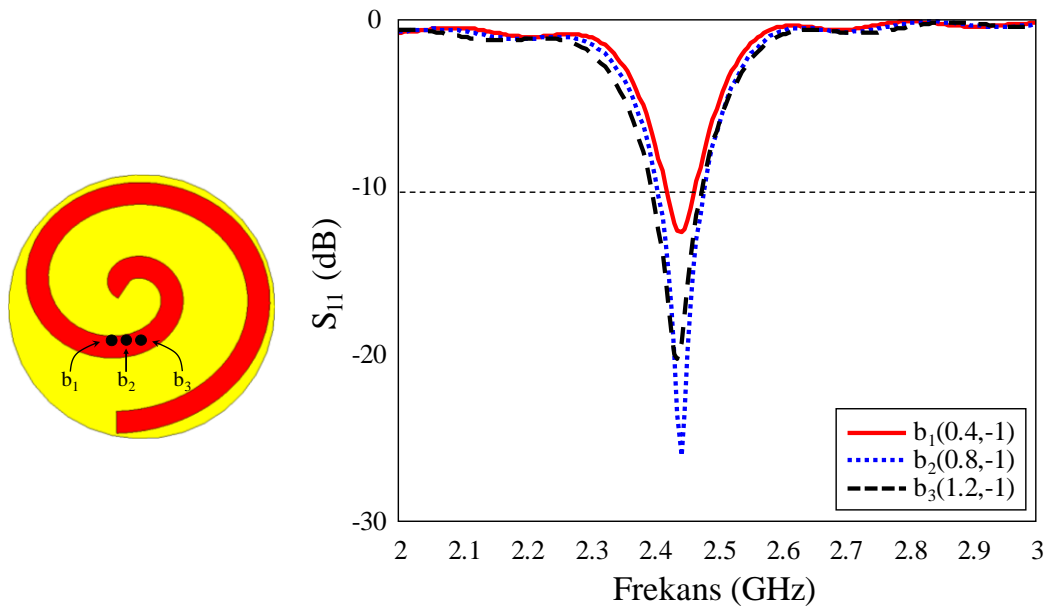
Işıma yüzeyi genişliğinin geri dönüş kaybına olan etkisi Şekil 2.23'te yer almaktadır. Grafikten de görülebileceği üzere hat genişliği sırasıyla 0,7 (#1), 0,8 (#2) ve 0,9 mm (#3) şeklinde arttırıldığında MİA'nın S_{11} seviyelerinde artışa sebep olmakta, buna bağlı olarak bant genişliğinde nispeten bir daralmaya yol açmaktadır.



Şekil 2.23. Spiral hat genişliğinin (W_1) geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

➤ Besleme konumunun ($b_{1...3}$) ISM–bandı S_{11} performansına etkisi:

Şekil 2.24’te besleme noktasının konumunun S_{11} performansına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere, besleme noktası ($b_{1...3}$), optimum tasarıma göre 0,4 mm sağa veya sola kaydırıldığında antenin geri dönüş kaybı performansını bant genişliği ve S_{11} seviyelerinde önemli ölçüde etkilemektedir.

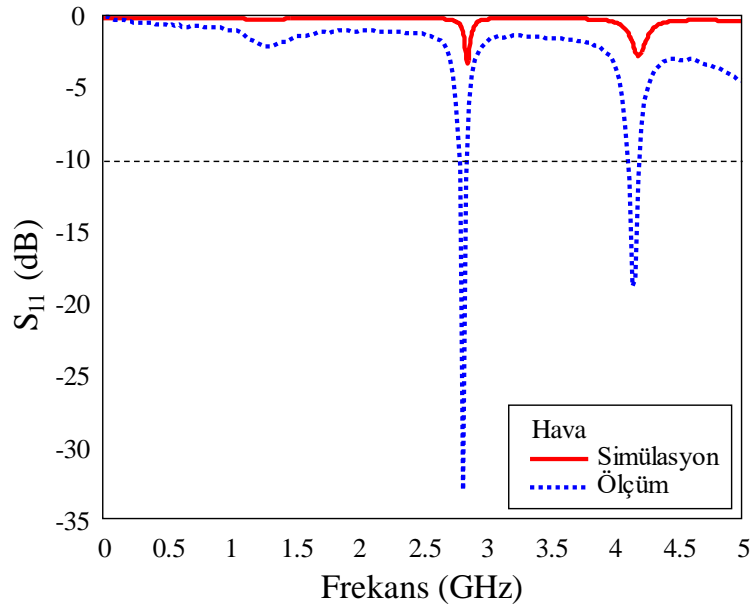


Şekil 2.24. Besleme konumunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

ISM-Bant AS-MIA'nın geri dönüş kaybı performansının laboratuvar ortamında gözlemlenebilmesi için optimum tasarımın fabrikasyonu yapılmış ve fare derisinin elektriksel özelliklerini taklit edebilen yapay bir sıvı içerisinde ölçümü gerçekleştirilmiştir. Şekil 2.25'te Rogers 3010 ($h=1.27\text{mm}$, $\epsilon_r=10.2$) dielektrik malzemesi kullanılarak fabrikasyonu gerçekleştirilen ISM-Bant AS-MIA prototipe ait (a) katmanlı, (b) perspektif resimleri yer almaktadır. Şekil 2.25.(a)'da yer alan katmanlar birleştirilerek ve 50Ω 'luk bir SMA konektörle bağlantılandırılarak Şekil 2.25.(b)'deki nihai ISM-Bant AS-MIA prototip anten elde edilmiştir.



Şekil 2.25. Gerçeklenen ISM-bant AS-MIA'ya ait (a) katmanlı ve (b) perspektif görüntüleri



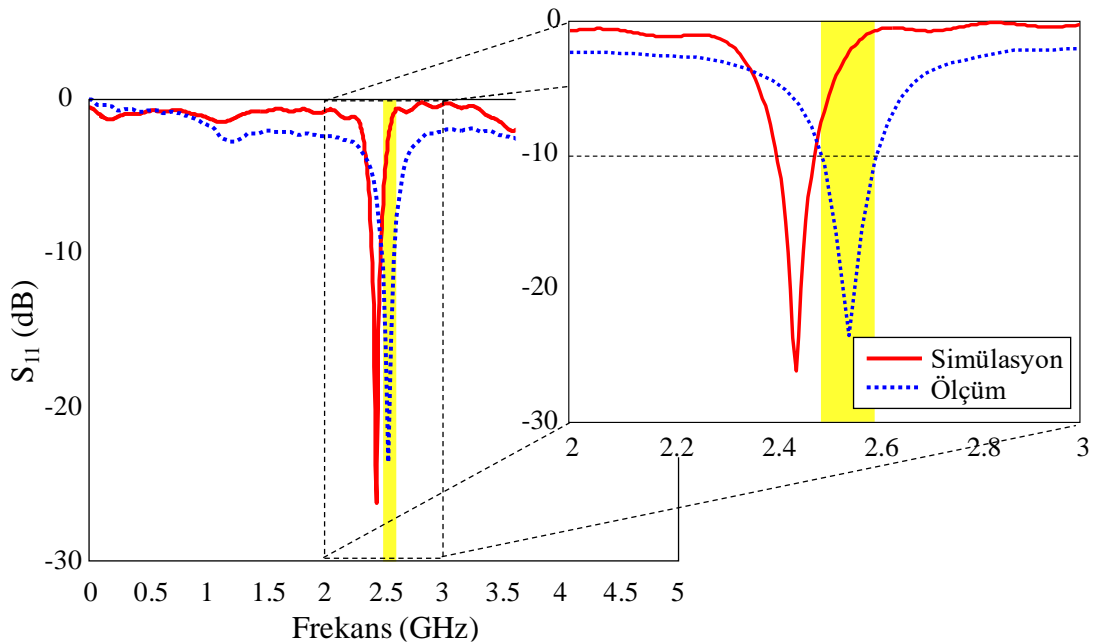
Şekil 2.26. Gerçeklenen ISM-Bant AS-MIA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları

Önerilen ISM–Bant AS–MİA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları Şekil 2.26'da yer almaktadır. Elde edilen sonuçlardan da görülebileceği üzere fabrikasyonu yapılan antenin havadaki ölçümü ile benzetim sonuçları birbirleriyle oldukça uyumludur. Fare derisi içerisindeki anten performansını gözlemek için Tablo 2.3'deki literatürde önerilen karışım [17] hazırlanmış ve bir önceki bölümde tanıtılan (Bkz. Şekil 2.12) düzenek kullanılarak prototip antenin fare derisi taklit sıvısı içerisindeki ölçümü gerçekleştirilmiştir.

Fabrikasyonu gerçekleştirilen ISM–Bant AS–MİA fare derisi taklit sıvısı içerisindeki S_{11} ölçüm ve CST benzetim sonuçları Şekil 2.27'de verilmiştir. Görüldüğü üzere fabrikasyonu yapılan ISM–Bant AS–MİA'nın ölçüm ve simülasyon sonuçları birbiriyle oldukça uyumludur. Önerilen AS–MİA, 2,532–2,595 GHz arasında %2'lik bant genişliğiyle arzu edilen ISM bant anten performansı sergilemektedir.

Tablo 2.3. ISM bandı fare derisi taklit çözeltisi için karışım oranları

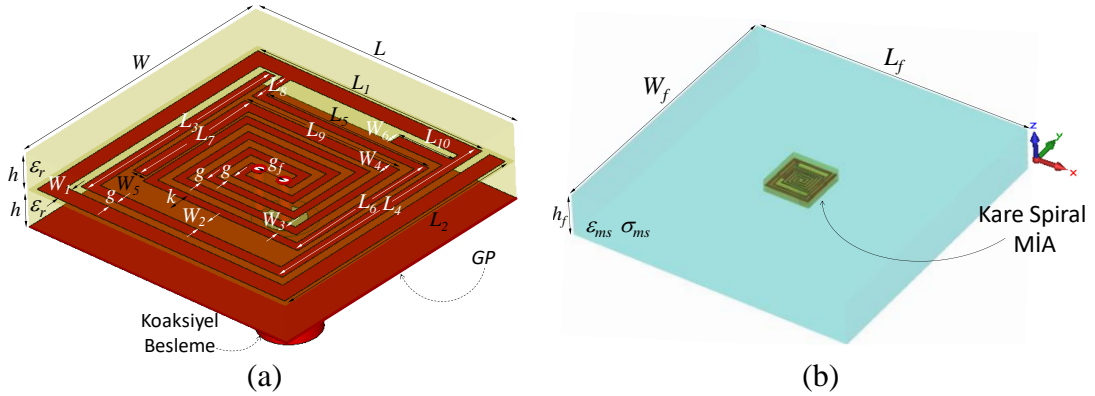
Çözelti Bileşenleri	Karışım yüzdesi (%)
DGBE (Dietilen Glikol Bütil Eter)	6,98
Saf Su	46,51
Triton X-100 (Polietilen Glikol Mono Fenil Eter)	46,51



Şekil 2.27. Gerçeklenen ISM–bant AS–MİA tasarımının fare derisi içerisindeki S_{11} ölçüm ve simülasyon sonuçları

2.3. ISM–Bant KS–MİA Tasarımı

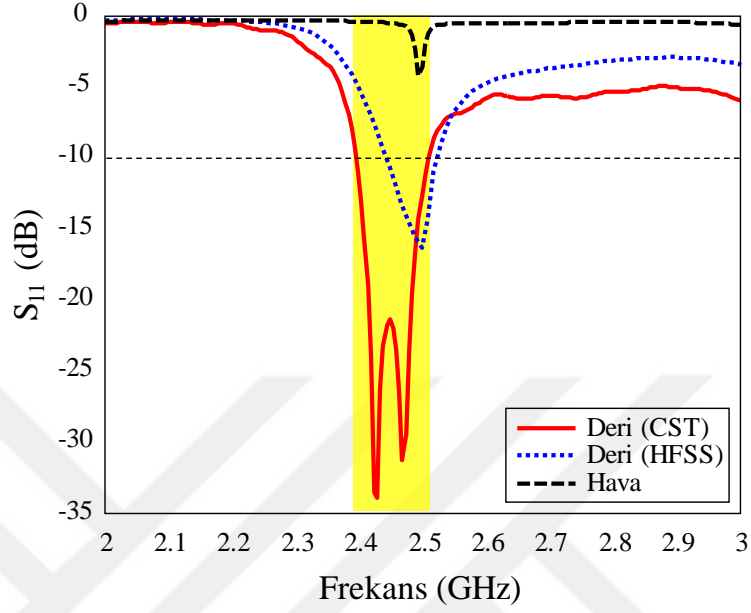
Fare derisi içi biyoteleometri uygulamaları için önerilen MİA tasarımlarından sonuncusu olan kare spiral (KS) ışına elemanını temel MİA tasarımı ve fare derisi içerisindeki yerleşimi sırasıyla Şekil 2.28.(a) ve Şekil 2.28.(b)'de yer almaktadır. Genel görüntüsü Şekil 2.28'de yer alan MİA tasarımı, toprak-destekli (GP) dielektrik alt-taş (Rogers 3210, $\epsilon_r=10.2$, $\tan\delta=0.0027$) ve üst-taş arasında yerleştirilmiş dikdörtgenel çift sarmal yapıdaki kare spiralden ve bu spirali çevreleyen metalik bir hattan oluşmaktadır. Spiral ışına elemanı, toprak düzleminde anten düzlemine doğru uzanan 50Ω 'luk koaksiyel ile beslenmektedir. Işıma yüzeyini oluşturan iç spiral ve etrafını çevreleyen dış halkanın uzunluğunun toplamı, antenin ISM bandındaki elektriksel uzunluğuna yaklaşık olarak eşit olacak ($L_{top}=130$ mm, $\lambda=126$ mm, @ISM) şekilde seçilmiştir. Gerçek ölçümler öncesindeki laboratuvar ölçümlerinde denek hayvanı olarak farenin tercih edilmesi sebebiyle, önerilen mikroşerit antenin sayısal analizleri, Şekil 2.28.(b)'de yer alan modelleme kapsamında elektriksel olarak fare derisi ($\epsilon_{ms}(\omega)$, $\rho=1050$ Kg/m³) özelliklerine sahip ortam içerisinde ($W_f \times L_f \times h_f$) gerçekleştirilmiştir. Fare derisi benzetim ortamının oluşturulması için literatürde yer alan cole-cole modeli katsayıları CST Microwave Studio programına aktarılmış ve ilgili sayısal analizler bu kapsamda gerçekleştirilmiştir [17].



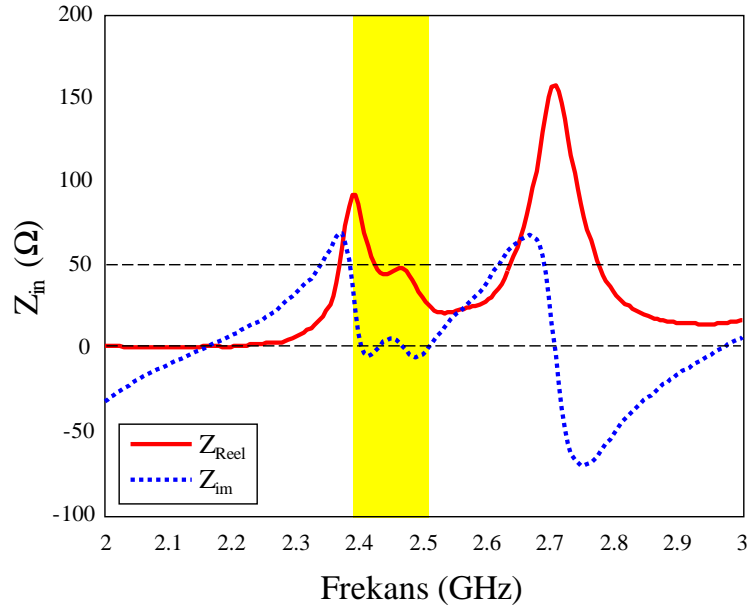
Şekil 2.28. Önerilen ISM–bant KS–MİA (a) konfigürasyonu: $W=L=10$, $L_1=8,7$, $L_2=9,6$, $L_3=8$, $L_4=8,7$, $L_5=6,3$, $L_6=5,7$, $L_7=3,85$, $L_8=1,35$, $L_9=6$, $L_{10}=2$, $W_1=0,6$, $W_2= W_4= W_6=0,4$, $W_3=0,3$, $W_5=0,5$, $k=0,95$, $g=0,3$, $g_f=1$, $h=1,27$ (mm), $\epsilon_r= 10,2$, (b) Fare derisi modeli içindeki yerleşimi: $W_f=L_f=60$, $h_f=9,28$ (mm)

Kare spiral MİA tasarımına ait fare derisi özelliklerine sahip ortam ve hava içerisindeki geri-dönüş kaybı (S_{11}) karakteristikleri ve giriş empedansı (Z_{in}) CST benzetim sonuçları sırasıyla Şekil 2.29 ve Şekil 2.30'da verilmiştir. Görüldüğü üzere

önerilen anten tasarımı, hava ortamında herhangi bir rezonansa sahip değilken fare derisi içerisinde, %4,8'lik bant-genişliğiyle, 2,39-2,51 GHz frekans aralığındaki ISM bandında $S_{11} \leq -10$ dB performansı sergilemektedir.

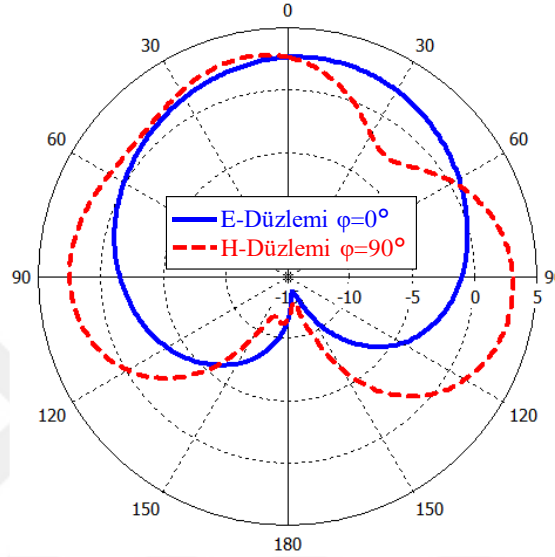


Şekil 2.29. ISM-bant KS-MIA tasarımına ait hava ve fare derisi ortamındaki geri dönüş kaybı benzetim sonuçları



Şekil 2.30. ISM-bant KS-MIA tasarımına ait fare derisi ortamındaki giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları

Şekil 2.31’de ise, ISM–Bant KS–MİA'nın 2,4 GHz frekansındaki broadside ışın diyagramı verilmektedir. Görüldüğü üzere, önerilen tasarım, oldukça küçük boyutlarda olması ve yüksek doku kaybı/iletkenlikten kaynaklı olarak E– ve H–düzlemlerinde simetrik olmayan ışın karakteristiğine sahip olup ilgili frekans bandında ortalama yönlendirme kazancı 3.18 dBi’dir.

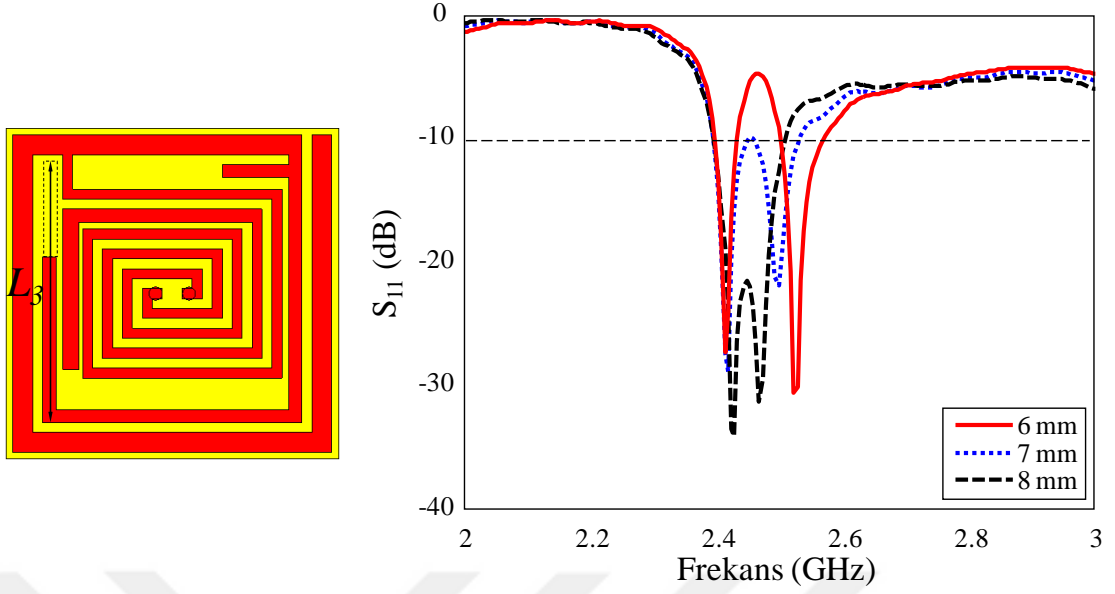


Şekil 2.31. ISM–Bant KS–MİA tasarımına ait 2,4 GHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü benzetim sonuçları

Önerilen KS–MİA tasarımında optimum ISM–Bant performansın elde edilmesinde, Şekil 2.28.(a)'da yer alan L_3 , L_2 ve L_{10} uzunlukları birer tasarım parametresi olarak tasarım sürecinde tespit edilmiş ve optimum ışınma performansının elde edilmesinde göz önünde bulundurulmuştur. Bu kapsamda, KS–MİA tasarımının ölçeklenebilirliğinin ve ilgili parametrelerin fabrikasyon kaynaklı S_{11} performansında oluşturabileceği muhtemel etkilerin değerlendirildiği benzetim sonuçlarına sırasıyla yer verilecektir.

➤ L_3 uzunluğunun geri dönüş kaybına etkisi:

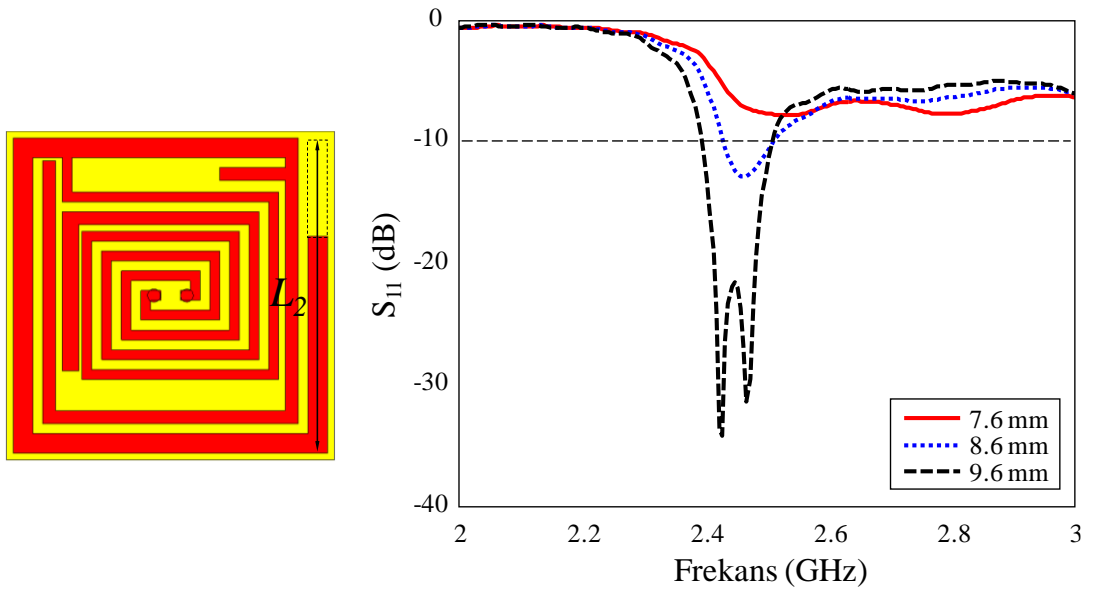
İç spiral geometrisine ait L_3 uzunluğunun ISM bandı S_{11} performansına olan etkisi Şekil 2.32’de yer verilmektedir. Görüldüğü üzere L_3 uzunluğu 1 mm’lik aralıklarla optimum uzunluğa ($L_3 = 6\text{mm}$) doğru arttırıldığında, 2,4 GHz ve 2,5 GHz civarlarında oluşan iki bant birleşerek 2,45 GHz merkezli %4,8’lik bant-genişliğine sahip optimum KS–MİA performansı elde edilmiştir.



Şekil 2.32. L_3 uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

➤ L_2 uzunluğunun geri dönüş kaybına etkisi:

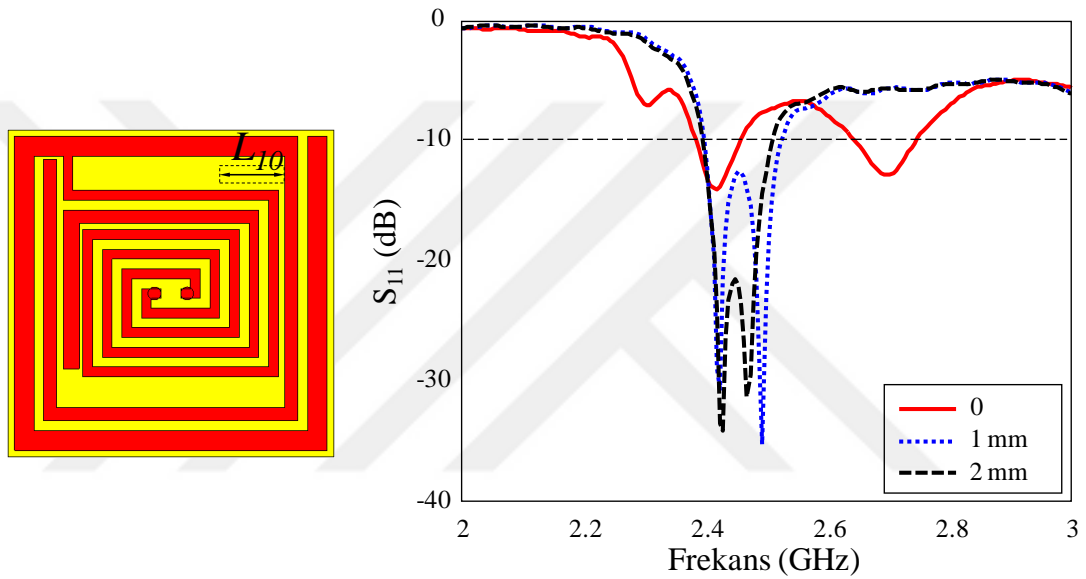
Dış spiral geometrisine ait L_2 uzunluğunun ISM bandı S_{11} performansına olan etkisi Şekil 2.33’de yer almaktadır. Görüldüğü üzere L_2 uzunluğu 1 mm’lik aralıklarla optimum uzunluğa ($L_2=9.6$ mm) doğru arttırıldığında, 2,45 GHz merkezli ISM bandı oluşmakta, arzu edilen S_{11} performansının oluşmasında oldukça kritik rol oynamaktadır.



Şekil 2.33. L_2 uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

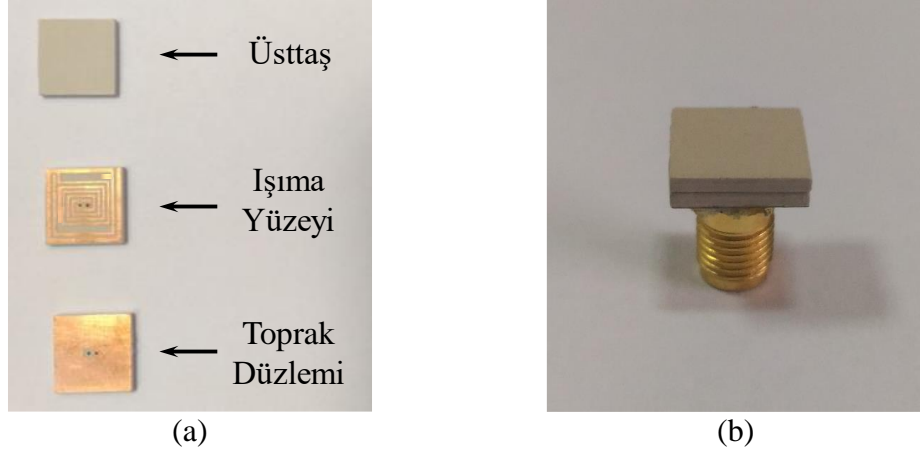
➤ L_{10} uzunluğunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi:

ISM–Bant KS–MİA tasarımının S_{11} performansını etkileyen bir diğer parametre olan L_{10} uzunluğunun ISM bandı S_{11} performansına olan etkisi Şekil 2.34’de yer almaktadır. Görüldüğü üzere L_{10} uzunluğu yokken, 2,4 GHz ve 2,7 GHz merkezli iki adet rezonans bulunmaktadır. 1 mm’lik aralıklarla optimum uzunluğa ($L_{10}=2$ mm) doğru arttırıldığında, 2,45 GHz merkezli optimum KS–MİA performansı elde edilmiştir. L_{10} uzunluğu ISM bandının oluşmasında oldukça kritik rol oynayan bir diğer parametre olarak ön plana çıkmaktadır.

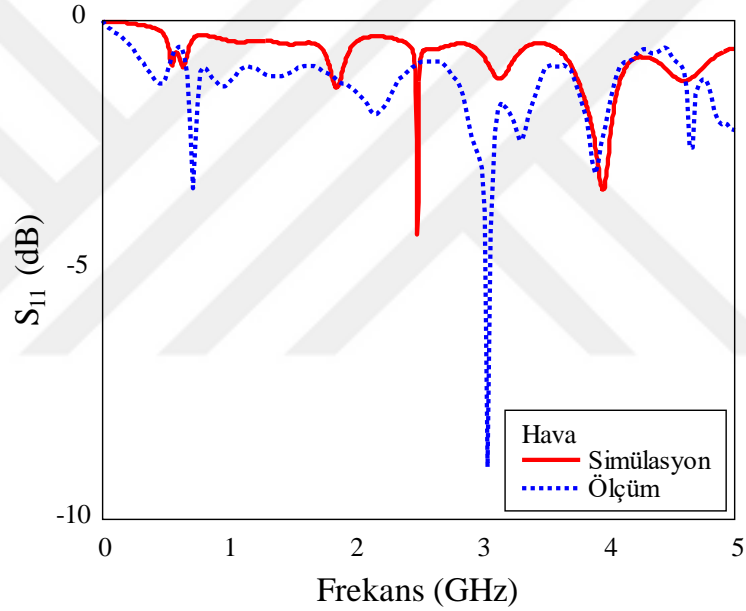


Şekil 2.34. L_{10} geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

ISM–Bant KS–MİA'nın geri dönüş kaybı performansının laboratuvar ortamında gözlemlenebilmesi için optimum tasarımın fabrikasyonu yapılmış ve fare derisinin elektriksel özelliklerini taklit edebilen yapay bir sıvı içerisinde ölçümü gerçekleştirilmiştir. Şekil 2.35'te bir dizi parametrik çalışma sonucunda, elde edilen en iyileştirilmiş ISM–Bant KS–MİA tasarımına ait Rogers 3010 ($h=1.27$ mm, $\epsilon_r=10.2$) dielektrik malzemesi kullanılarak fabrikasyonu gerçekleştirilen prototipe ait (a) katmanlı, (b) perspektif resimleri yer almaktadır. Şekil 2.35.(a)'da yer alan katmanlar birleştirilerek ve 50 Ω 'luk bir SMA konektörle bağlantılandırılarak Şekil 2.35.(b)'de yer alan nihai ISM–Bant KS–MİA prototip anten elde edilmiştir.



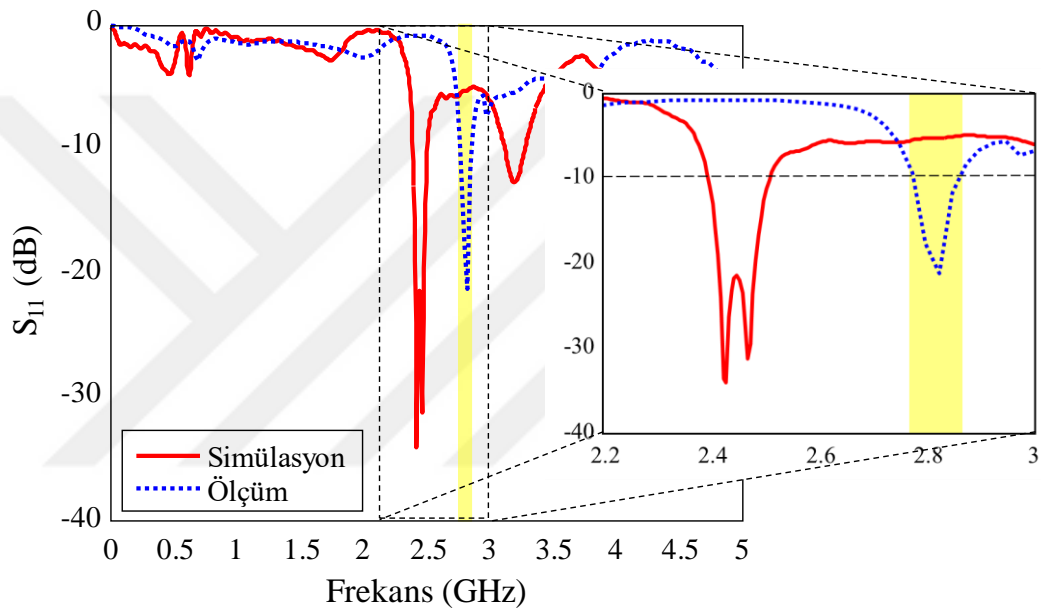
Şekil 2.35. Gerçeklenen ISM–bant KS–MIA'ya ait (a) katmanlı (b) perspektif görüntüler



Şekil 2.36. Gerçeklenen ISM–bant KS–MIA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları

Önerilen ISM–Bant AS–MIA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları Şekil 2.36'da yer almaktadır. Görüldüğü üzere havadaki S_{11} benzetim ve ölçüm sonuçları kıyaslandığında bir takım frekans kaymaları ve seviye farklılıklarının dışında uyumlu olduğu değerlendirilmektedir. Fare derisi içerisindeki antenin gerçek performansını gözlemlemek için oranları Tablo 2.3'de verilen literatürde önerilen karışım [17] hazırlanmış ve bir önceki bölümde tanıtılan (Bkz. Şekil 2.12) düzenek kullanılarak prototip antenin fare derisi taklit sıvısı içerisindeki ölçümü gerçekleştirilmiştir.

Fabrikasyonu gerçekleştirilen ISM–Bant KS–MİA fare derisi taklit sıvısı içerisindeki S_{11} ölçüm ve CST benzetim sonuçları Şekil 2.37’de verilmiştir. Görüldüğü üzere fabrikasyonu yapılan ISM–Bant AS–MİA’nın ölçüm ve simülasyon sonuçları genel profil olarak birbiriyle uyumlu olmasına rağmen, arzu edilen ISM bandında ölçüm ($f_c=2,82$ GHz) ve benzetim ($f_c=2,45$ GHz) sonuçları arasında 370 MHz’lik bir yukarı doğru kayma söz konusudur. Simülasyon sonuçlarına göre 2,39–2,51 GHz aralığında %4,8’lik bant genişliği elde edilirken, prototip anten 2,776–2,865 GHz aralığında %3’lük bant genişliği elde edilmiştir.



Şekil 2.37. Gerçeklenen ISM–bant KS–MİA tasarımının fare derisi içerisindeki S_{11} ölçüm ve simülasyon sonuçları

3. İNSAN DERİSİ MİA TASARIMLARI

3.1. Giriş

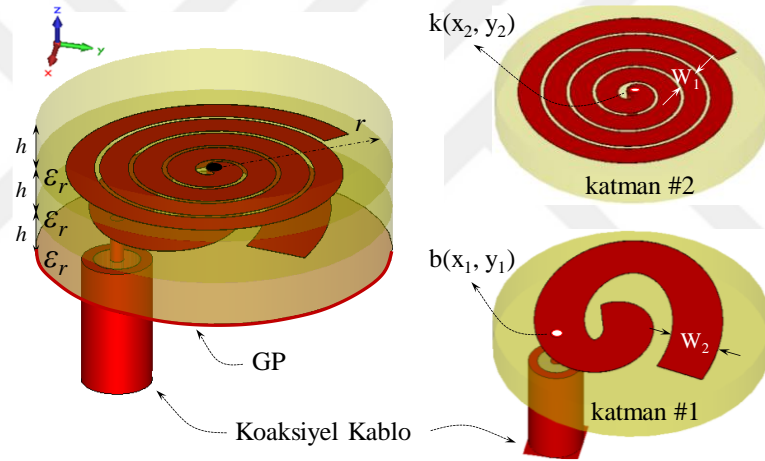
Bir önceki bölümde, spiral ışına elemanını temel alan MICS ve ISM bantlarında fare derisi içerisinde çalışan tek-bantlı üç adet yeni mikroşerit implant anten (MİA) tasarımlarına ait geliştirme süreçlerine ve bu tasarımlara ait sayısal analiz sonuçlarına yer verilmiştir. Bu bölümde, insan derisi içerisinde çalışan iki adet, çift bantlı MİA tasarımlarına, bu tasarımlara ait geri dönüş kaybı benzetim ve ölçüm sonuçlarına ve ışına örüntüsü benzetim sonuçlarına yer verilecektir. Ayrıca önerilen MİA tasarımlarına ait hesaplanan özgül soğurma oranları (Specific Absorbtion Rate - SAR) ile ilgili, uluslararası kuruluşlarca belirlenen kriterler kapsamındaki değerlendirmelere de yer verilecektir.

3.2. İki-Katmanlı Çift-Bant AS-MİA Tasarımı

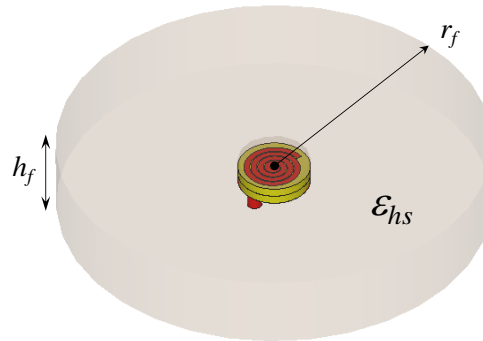
Önerilen iki-katmanlı çift-bant AS-MİA tasarımı Şekil 3.1'de yer almaktadır. Görüldüğü üzere tasarım katmanlı (#1 ve #2 no'lu katmanlar) bir yapıya sahip olup toprak destekli katman #1, koaksiyel hat ile doğrudan, katman #2 ise katman #1'den z-düzlemine doğru yönlenmiş kısa devre pimi ile dolaylı olarak uyarılmaktadır. İki katmanlı MİA tasarımı bir önceki bölümde tanıtılan MICS-Bant ve ISM-Bant AS-MİA geometrileri temel alarak tasarlanmıştır. Ayrıca her bir ışına elemanı birer dielektrik alt-taş (Rogers 3210, $\epsilon_r=10,2$, $\tan\delta=0,0027$) tarafından desteklenmektedir. Çift-bant'lı önerilen tasarımda, ilgili katmanlarda yer alan ışına elemanlarının her biri ayrı ayrı arzu edilen bantlarda çalışacak şekilde tasarlanmış olup (#1→ISM, #2→MICS), nihai çift-bant tasarım bu katmanların bir araya getirilmesiyle oluşturulmuştur. Her bir katmanda yer alan ışına elemanlarını oluşturmak için bir önceki bölümde tanıtılan AS denklemlerden (denklem (2.1) ve denklem (2.2)) faydalanılmış, ilgili denklemde yer alan katsayılar (a ve b) en iyileştirilerek optimum tasarım (katman #1→ $a_{\#1}=0,6$, $b_{\#1}=0,4$, $0,5 \leq t_{\#1} \leq 2,648 \times \pi$, katman #2→ $a_{\#2}=b_{\#1}=0,15$, $2 \leq t_{\#2} \leq 8,7 \times \pi$) elde edilmiştir. Tasarımda kullanılan kısa devre pimi katman #1 ve #2 arasında elektriksel olarak bağlantıyı sağlarken, yapının minyatürleşmesinde ve

İlgili çift-bant performansın elde edilmesinde önemli rol oynamaktadır. Önerilen İki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarımının sayısal analizleri Şekil 3.2’de yer alan basit model kapsamında, CST programında tanımlı insan derisinin elektriksel özellikleri sahip ortam içerisinde gerçekleştirilmiştir.

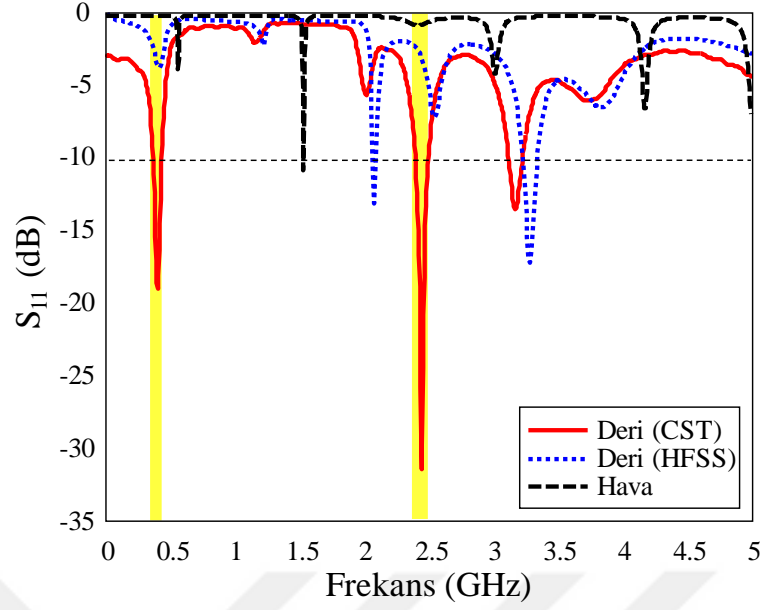
İki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarımına ait insan derisi ve hava ortamındaki karşılaştırmalı geri-dönüş kaybı (S_{11}) karakteristikleri ve giriş empedansı (Z_{in}) CST benzetim sonuçları sırasıyla Şekil 3.3 ve Şekil 3.4’te verilmiştir. Görüldüğü üzere önerilen anten tasarımı, hava ortamında MICS ve ISM bandında herhangi bir rezonansa sahip değilken insan derisi içerisinde gerçekleştirilen benzetim sonuçlarına göre, MICS bandında %17 (359-426 MHz) ISM bandında ise %4 bant-genişliği (2,386-2,488 GHz) ile çift bantlı S_{11} performans sergilemektedir.



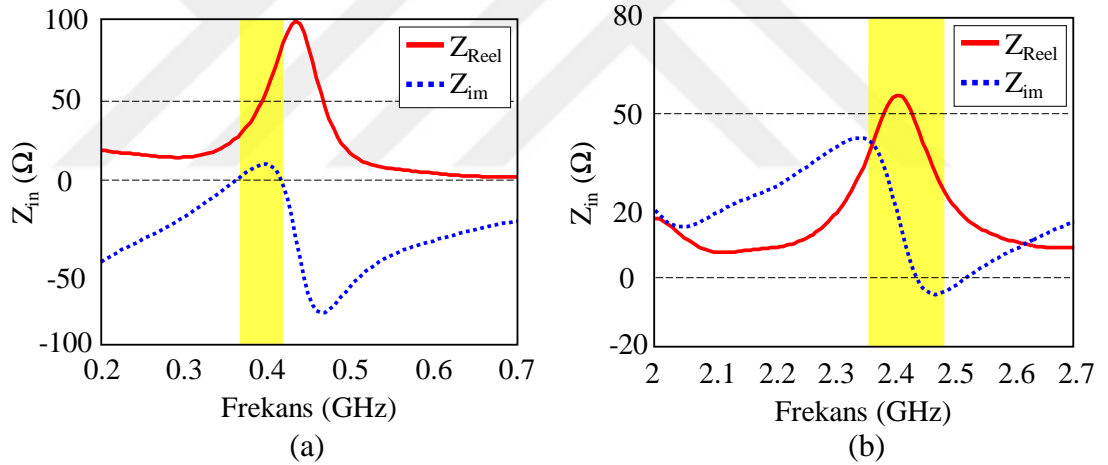
Şekil 3.1. Önerilen iki-katmanlı çift-bant AS-MIA konfigürasyonu: $r=5\text{mm}$, $h=1,27\text{mm}$, $W_1=0,8$, $W_2=1,8\text{mm}$, $x_1=1$, $y_1=-1,8$, $x_2=-0,7$, $y_2=0,7$, $\epsilon_r=10,2$



Şekil 3.2. İki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarımına ait insan deri dokusu ($\epsilon_{hs}=31,29$) benzetim ortamı: $r_f=30$, $h_f=10,56$, (mm)

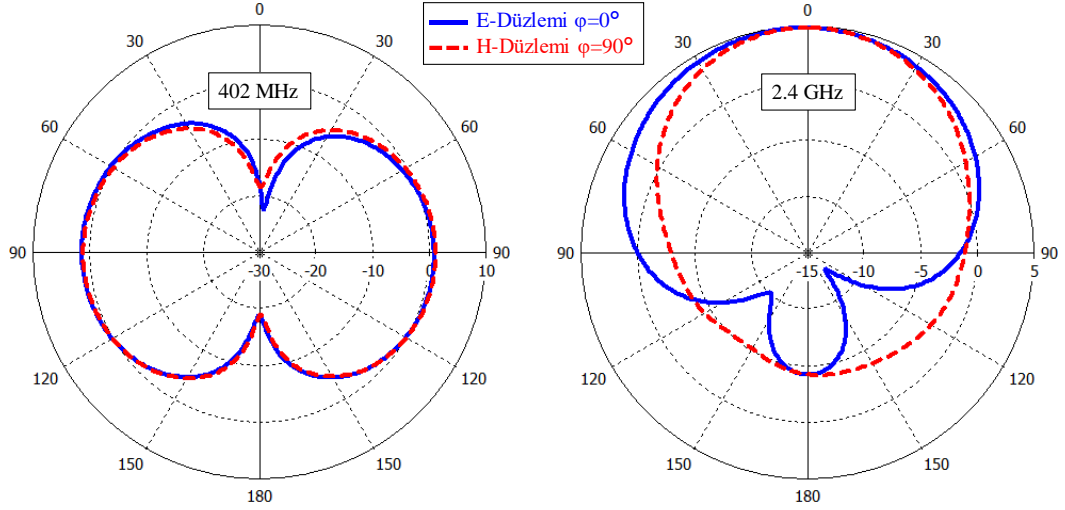


Şekil 3.3. Önerilen iki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarımına ait insan derisi ve hava içerisindeki geri-dönüş kaybı (S_{11}) benzetim sonuçları



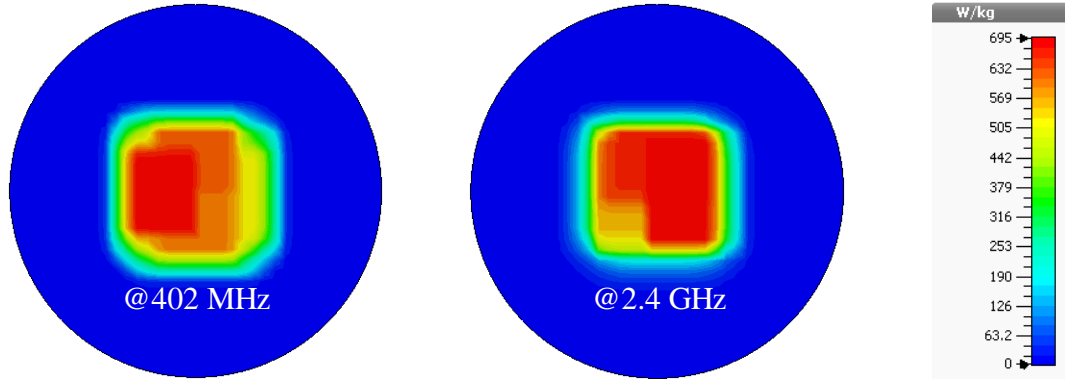
Şekil 3.4 Önerilen iki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarımına ait insan derisi ortamındaki (a) MICS ve (b) ISM bandı giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları

Şekil 3.5'te, İki-katmanlı çift-bant AS-MIA'nin, sırasıyla 402 MHz ve 2,4 GHz frekanslarındaki broadside ışınma diyagramı verilmektedir. Görüldüğü üzere, önerilen tasarım, 402 MHz bandında $\theta=90^\circ$ da, 2,4 GHz de ise $\theta=0^\circ$ 'da maksimum yönlendirmeye sahiptir. Yakın alan uygulamaları için bu durum göz ardı edilebilir bir durum olup, bu durumun tasarımın asimetrik bir yapıda olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Diğer taraftan önerilen tasarımın MICS ve ISM bantlarındaki yönlendirme kazançları sırasıyla 1,39 dBi/ 4,85 dBi'dır.



Şekil 3.5. İki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarımına ait 402 MHz ve 2,4 GHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü benzetim sonuçları

Tasarlanan antenin girişine 1W'lık güç uygulandığında MICS ve ISM bandındaki özgül soğurma oranları (Specific Absorbtion Rate -SAR) Şekil 3.6'da verilmektedir. FCC'ye (Federal İletişim Komisyonu) göre özgül soğurma oranı 1 gramlık doku üzerine düşen güç miktarının 1,6 W/kg'a eşit veya daha az olması gerekmektedir. Bu nedenle antenin girişine uygulanacak olan güç miktarının 2.7mW'ı geçmemesi SAR seviyesinin istenilen düzeyde tutulmasına olanak sağlayacaktır.



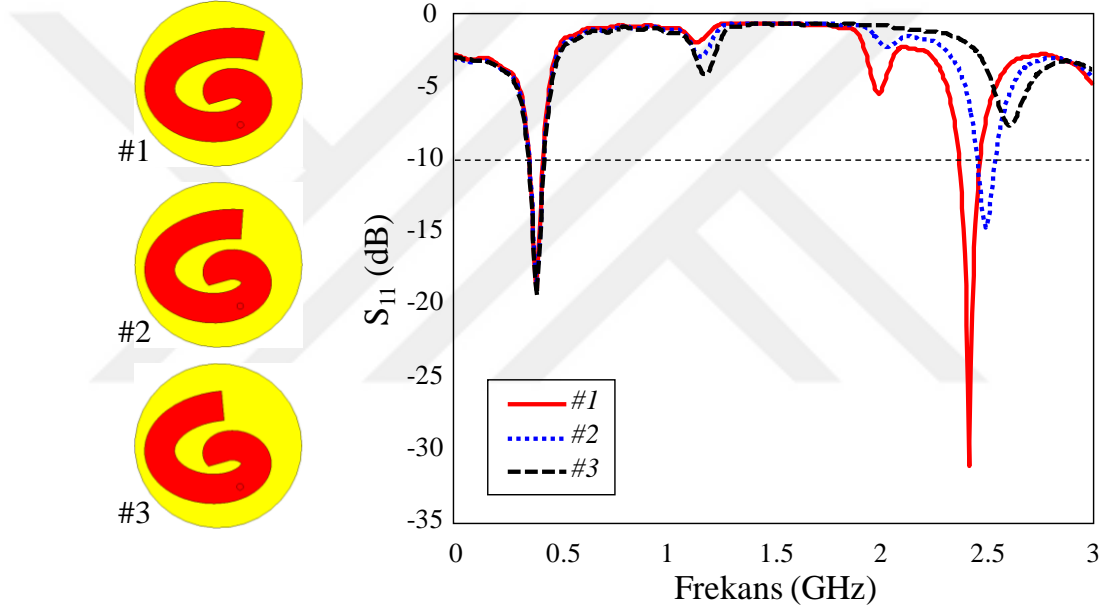
Şekil 3.6. İki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarımına ait 402 MHz ve 2.4 GHz bantlarındaki hesaplanan SAR değerleri

Önerilen İki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarımı bir dizi parametrik çalışma sonucunda en iyileştirilerek elde edilmiştir. Çift bant MIA tasarımında katman #1'de bulunan ışınma yüzeyi ISM bandını kontrol ederken katman #2'deki yüzey ise MICS bandını kontrol etmektedir. Ayrıca tasarım süresince, ilgili çift-bant performansı elde edilmesinde, ışınma elemanlarının yanı sıra, besleme ve kısa devre piminin

konumlarının da etkili olduğu tespit edilmiştir. Bu kapsamda, önerilen tasarımın ölçeklenebilirliğini ve ilgili tasarım parametrelerinin fabrikasyon kaynaklı S_{11} performansında oluşturabileceği muhtemel etkilerin değerlendirildiği benzetim sonuçlarına sırasıyla yer verilecektir.

➤ Katman #1, spiral uzunluğunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi:

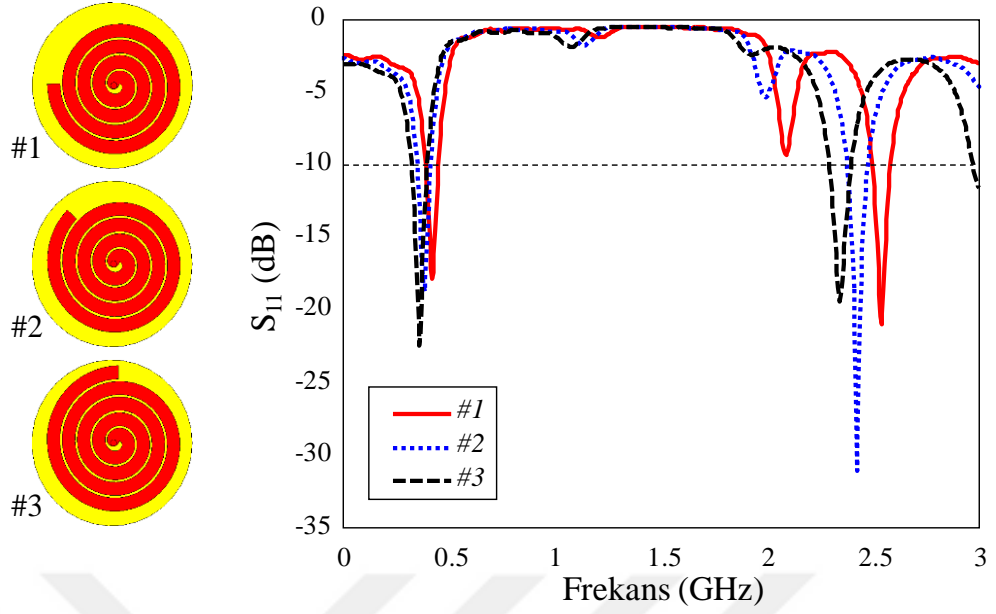
Katman #1'de bulunan spiralin uzunluğunun geri dönüş kaybına etkisi Şekil 3.7'de yer almaktadır. Görüldüğü üzere spiral uzunluğu parametresi (t_{max1}) sırasıyla 2,498 (#3), 2,573 (#2) ve 2,648 (#1) şeklinde arttırıldığında arzu edilen ISM bandı oluşmakta, MICS bandı bu değişikliklerden etkilenmemektedir.



Şekil 3.7. Katman #1 spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

➤ Katman #2, spiral uzunluğunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi:

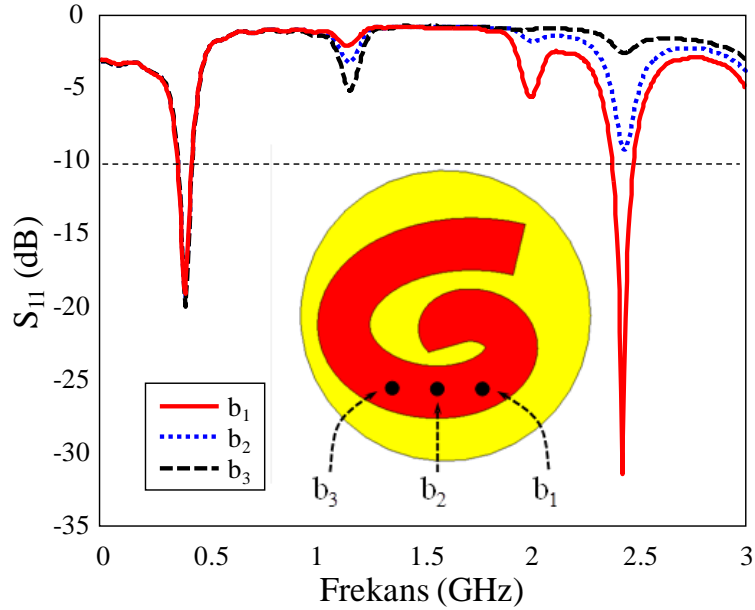
Katman #2'de bulunan spiralin uzunluğunun geri dönüş kaybına etkisi Şekil 3.8'de yer almaktadır. Görüldüğü üzere spiral uzunluğunun arttırılması hem MICS hem de ISM bantlarının yukarı doğru kaymasına sebep olmaktadır. İlgili bantları (ISM ve MICS) kapsayacak optimum çift-bant S_{11} performansı, katman #1 ve katman #2 spiral uzunluklarının eş zamanlı olarak en iyileştirilmesiyle elde edilmiştir.



Şekil 3.8. Katman #2 spiral uzunluğunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

➤ Besleme konumunun ($b_{1...3}$) geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi:

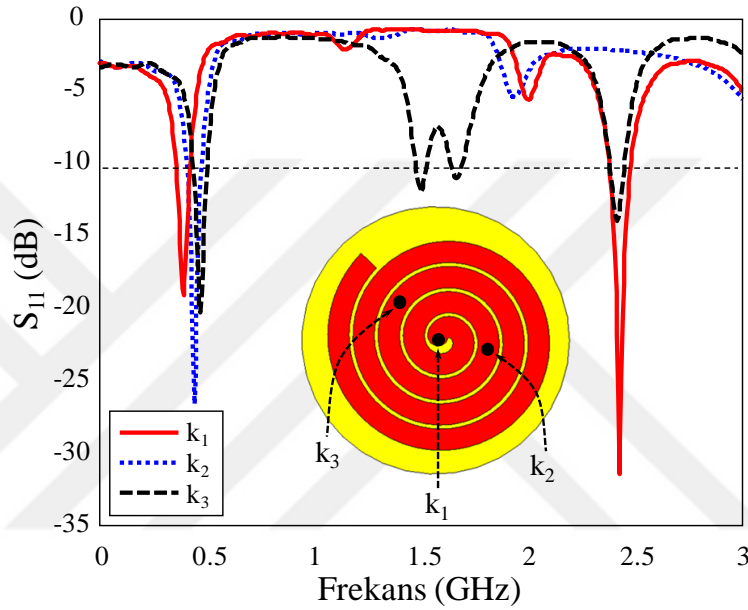
Besleme konumunun S_{11} performansına olan etkisi Şekil 3.9'da yer almaktadır. Grafikten de anlaşılacağı üzere besleme konumundaki değişiklikler ISM bandına doğrudan etki etmekte, bandın oluşmasında empedans uyumlaması yaparak önemli katkılar sağlamaktadır. Öte yandan, besleme konumundaki değişiklikler MICS bandında herhangi bir olumsuz etkiye sebep olmamaktadır.



Şekil 3.9. Besleme konumunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

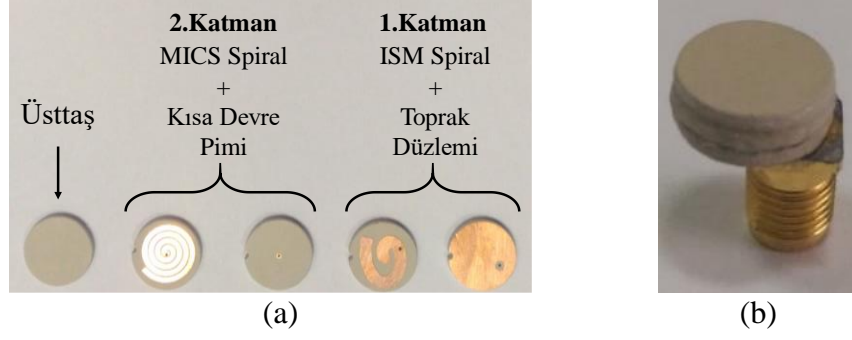
➤ Kısa devre pimi konumun ($k_1...3$) geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi:

Şekil 3.10'da, kısa devre pimi konumun ($k_1...3$) geri dönüş kaybına etkisi yer almaktadır. Görüldüğü üzere kısa devre piminin spiralin iç kısımlarından dışarı doğru kaydırıldıkça ISM bandında seviye değişikliği sebep olurken MICS bandının hafifçe yukarı doğru kaymasına neden olmaktadır. Ayrıca kısa devre piminin antenin merkez noktasından spiral boyunca hareket ettirilmesi ISM bandı yok olmasına ancak 1,5 GHz ve 1,7 GHz frekanslarında ise yeni bantların ortaya çıkmasına sebep olmuştur.

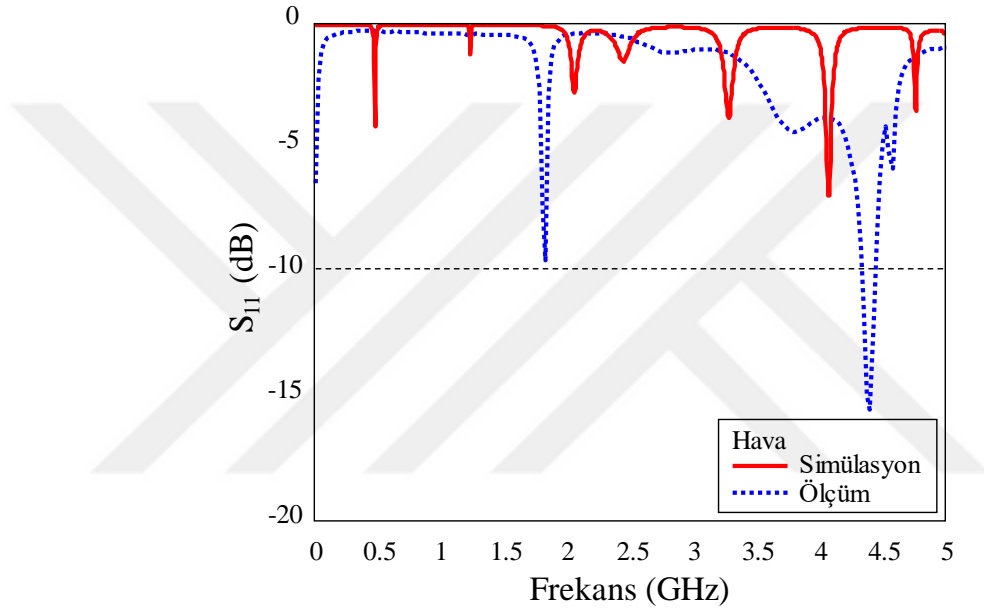


Şekil 3.10. Kısa devre piminin geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına etkisi

Önerilen İki-katmanlı çift-bant AS-MIA'nın geri dönüş kaybı performansının laboratuvar ortamında gözlemlenebilmesi için optimum tasarımın fabrikasyonu yapılmış ve insan derisinin elektriksel özelliklerine sahip yapay bir sıvı içerisinde ölçümü gerçekleştirilmiştir. Rogers 3010 ($h=1.27\text{mm}$, $\epsilon_r=10.2$) dielektrik malzemesi kullanılarak fabrikasyonu gerçekleştirilen iki-katmanlı çift-bant AS-MIA tasarıma ait (a) katmanlı, (b) perspektif resimleri Şekil 3.11'de yer almaktadır. Şekil 3.11.(a)'da yer alan katmanlar birleştirilerek ve 50Ω 'luk bir SMA konektörle bağlantılandırılarak Şekil 3.11.(b)'de yer alan nihai İki-katmanlı çift-bant AS-MIA prototip anten elde edilmiştir.



Şekil 3.11. Gerçeklenen iki-katmanlı çift-bant AS-MİA'ya ait (a) katmanlı (b) perspektif görüntüler

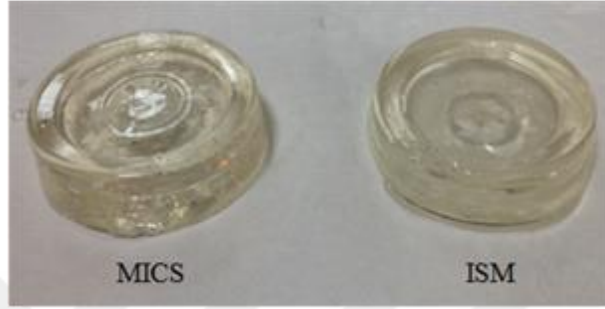


Şekil 3.12. Prototip iki-katmanlı çift-bant AS-MİA'nın havadaki geri dönüş kaybı (S_{11}) benzetim ve ölçüm sonuçları

İki-katmanlı çift-bant AS-MİA'nın hava ortamındaki geri dönüş kaybı (S_{11}) ölçüm ve benzetim sonuçları Şekil 3.12'de yer almaktadır. Görüldüğü üzere havadaki S_{11} benzetim ve ölçüm sonuçları birbirleriyle kıyaslandığında bir takım frekans kaymaları ve seviye farklılıkları görülmektedir. Bu durum iki katmanlı tasarımında kullanılan spiral ışıma elemanının çoklu rezonans karakteristiğine sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Öte yandan, tasarımın insan derisi içerisindeki gerçek performansını gözlemlemek için oranları Tablo 3.1'de yer alan literatürde MICS ve ISM bantları için ayrı ayrı önerilen ve Şekil 3.13'te yer alan jeller [17] hazırlanmış ve prototip antenin insan derisi taklit jelleri içerisindeki ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Tablo 3.1. MICS ve ISM bandı insan deri taklit jeli için karışım oranları

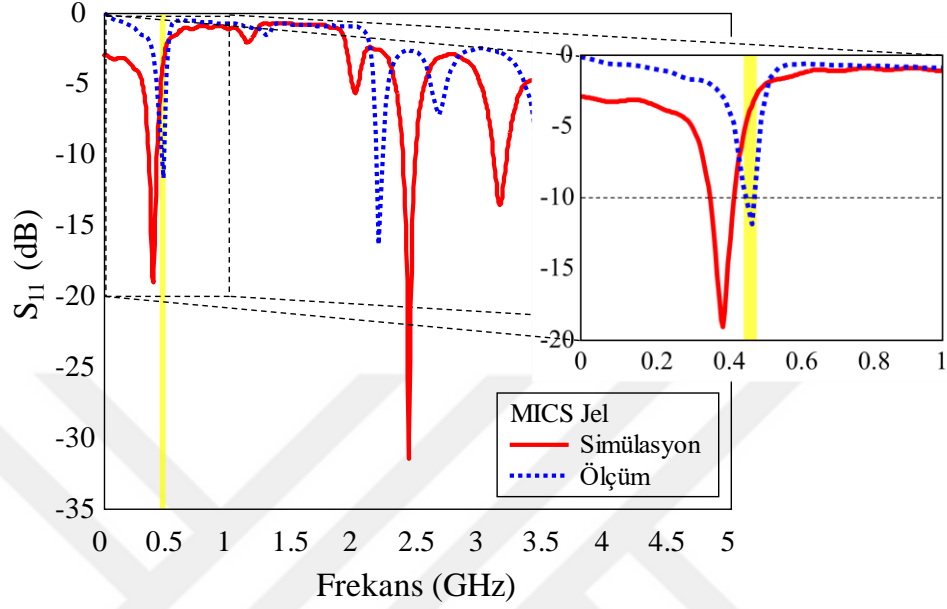
Çözelti Bileşenleri	Karışım yüzdesi (%)	
	MICS	ISM
Şeker	56,18	53
Saf Su	41,49	47
NaCl (Tuz)	2,33	-
Agarose	100ml – 1gram	100ml – 1gram



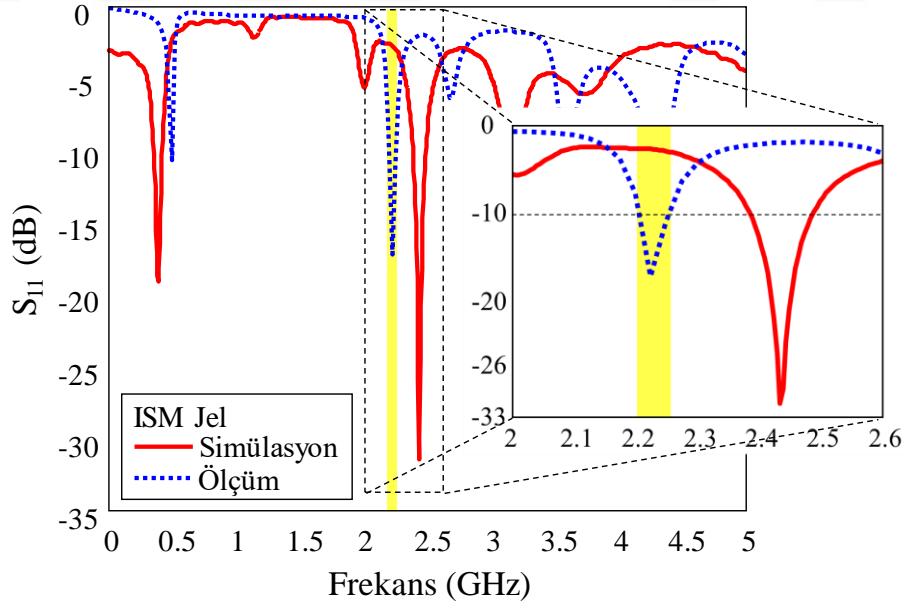
Şekil 3.13. MICS ve ISM–bantları için üretilen insan derisi taklit jelleri

Fabrikasyonu gerçekleştirilen İki-katmanlı çift-bant AS–MIA tasarımının MICS ve ISM bantları için ayrı ayrı hazırlanan insan derisi taklit jeli içerisindeki S_{11} ölçüm ve benzetim sonuçları sırasıyla Şekil 3.14 ve Şekil 3.15'te yer almaktadır. Görüldüğü üzere prototip İki-katmanlı çift-bant AS–MIA'nın iki farklı bant için hazırlanan deri taklit jelleri içerisindeki ölçüm ve simülasyon sonuçlar genel profil olarak bir biriyle uyumludur. Şekil 3.14'te MICS bandı için sunulan sonuçlara göre merkez frekansı, benzetim sonucuna göre 75 MHz'lik bir kayma ile 395 MHz'den 470 MHz'e taşınmıştır. Buna ek olarak tasarlanan antenin, simülasyon sonucu 359–426 MHz aralığını kapsayarak %17 bant genişliğine sahipken fabrikasyonu gerçekleştirilen prototip antene ait ölçümlerde MICS bandında 460–481 MHz aralığını kapsamakta olup %4 bant genişliği sunmaktadır. Diğer taraftan Şekil 3.15'te ise İki-katmanlı çift-bant AS–MIA'nın ISM-bandı insan deri taklit jeli içerisindeki ölçüm sonuçlarına yer verilmektedir. Görüldüğü üzere benzetim sonuçlarına göre tasarlanan MIA'nın merkez frekansı 205 MHz'lik bir kayma ile 2,435 GHz'ten 2,230 GHz'e taşınmıştır. Ayrıca simülasyon sonucu 2,386–2,489 GHz'i kapsayarak %4 bant genişliğine sahipken insan derisi taklit jeli içerisindeki ölçüm sonuçlarına göre, prototip anten 2,206–2,256 GHz aralığını kapsamakta ve %2'lik bant genişliği sunmaktadır. Genel olarak benzetim ve ölçüm sonuçları birbiriyle oldukça uyumlu olup, S_{11}

performansındaki seviye farklılıkları ve çalışma bantlarında kaymalar, prototip MIA'nın fabrikasyon toleranslarından ve jellerin hazırlanışı sırasında oluşabilecek üretim hassasiyetinden kaynaklandığı düşünülmektedir.



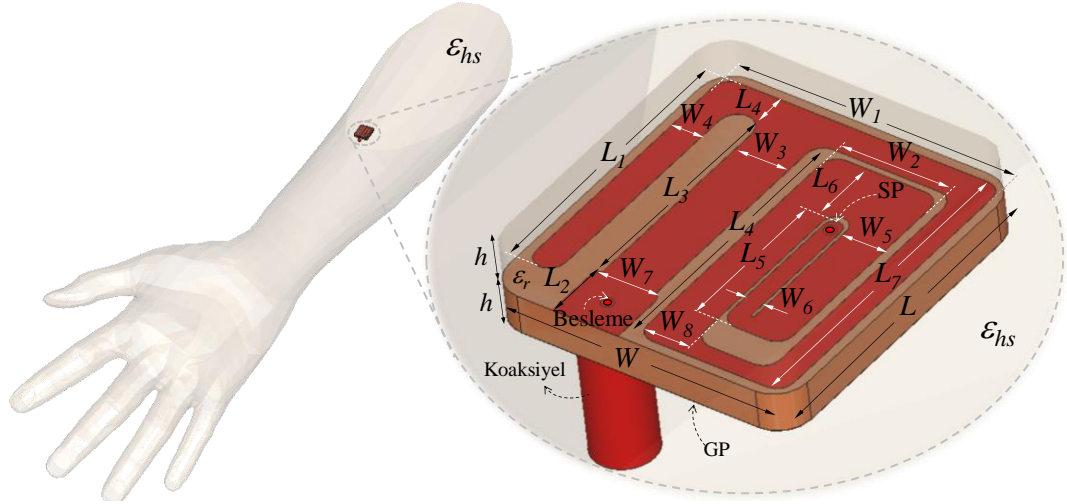
Şekil 3.14. İki-katmanlı çift-bant AS-MIA'nın MICS-bandı insan deri taklit jeli içerisindeki geri dönüş kaybı (S_{11}) performansı



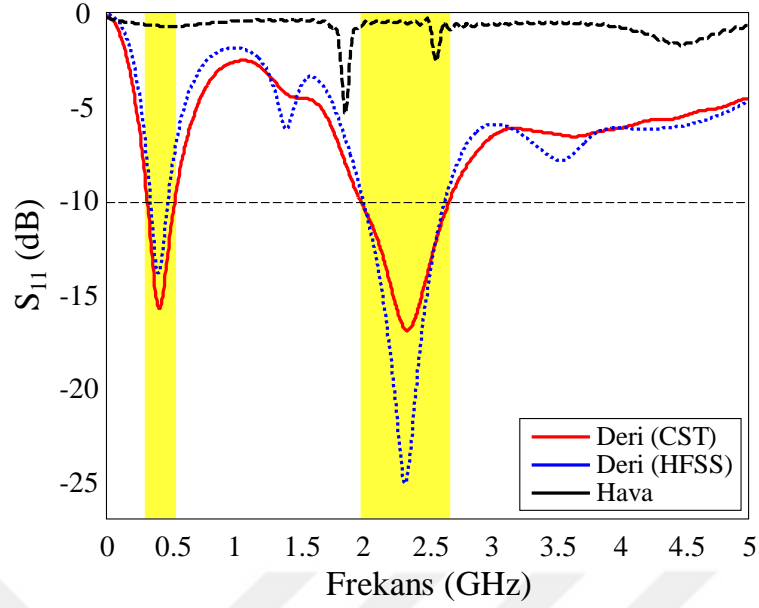
Şekil 3.15. İki-katmanlı çift-bant AS-MIA'nın ISM-bandı insan deri taklit jeli içerisindeki geri dönüş kaybı (S_{11}) performansı

3.2. Tek–Katmanlı Çift–Bant Bükümlü–MİA Tasarımı

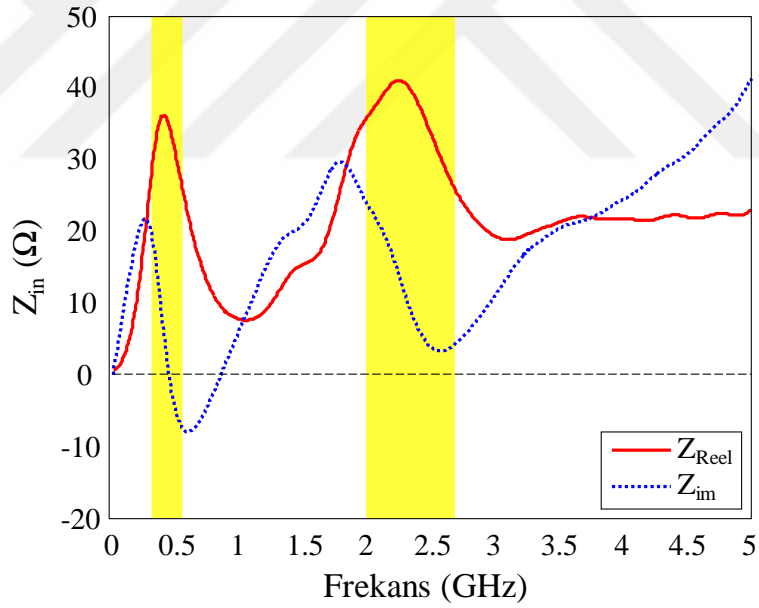
Önerilen tek–katmanlı çift–bant bükümlü–MİA tasarımı ve benzetim modeli Şekil 3.16’da verilmiştir. Görüldüğü üzere anten alt–taş ve üst–taş (Rogers 3210, $\epsilon_r=10,2$, $\tan\delta=0,0027$) arasında bulunan bir metalik yüzey ve aynı yüzey alanına sahip bir toprak düzleminden meydana gelmektedir. Anten düzleminde ışıma elemanı olarak bükümlü ve kıvrımlı iki metalik hat bulunmaktadır. Ayrıca olası istenmeyen saçınım etkilerinin önüne geçmek için bu metalik hatların kenarları yumuşatılmıştır. Antenin beslemesi 50 Ω ’luk koaksiyel kablo ile yapılmış ve önerilen tasarımın sayısal analizleri derinin 3 mm altına olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Ayrıca anten ile toprak düzlemini birleştiren 0,2 mm yarıçaplı bir kısa devre pimi, tasarımın elektriksel boyutunun iki katına çıkartılarak yapının rezonans frekansının yaklaşık olarak yarıya düşürülmesi [4] için minyatürizasyon amacıyla kullanılmıştır. İmplant antenin frekansa bağlı geri dönüş kaybı (S_{11}) karakteristiği ve giriş empedansı (Z_{in}) CST benzetim sonuçları sırasıyla Şekil 3.17 ve Şekil 3.19’de verilmiştir. Görüldüğü üzere önerilen antenin empedans bant genişliği MICS bandında 165MHz (337-502MHz) ile ISM bandında ise 704MHz (1,894-2,598) olup tasarım çift-bant MİA performans sergilemektedir.



Şekil 3.16. Tek–katmanlı çift–bant bükümlü–MİA konfigürasyonu: $L_1=10,6$, $W_1=10$, $L_1=9$, $L_2=2$, $L_3=6,7$, $L_4=1$, $L_5=5$, $L_6=2,2$, $L_7=10$, $W_1=9,4$, $W_2=3,7$, $W_3=1,8$, $W_4=1$, $W_5=1,4$, $W_6=0,6$, $W_7=2,2$, $W_8=1,5$ (mm), $\epsilon_r=10,2$, $\epsilon_s=31,29$

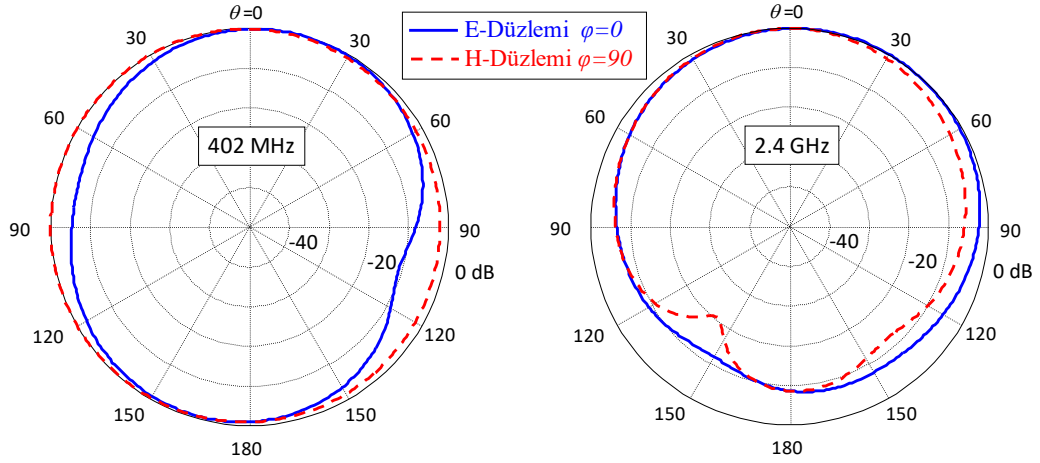


Şekil 3.17. Tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA tasarımına ait insan derisi ve hava ortamındaki geri-dönüş kaybı (S_{11}) benzetim sonuçları



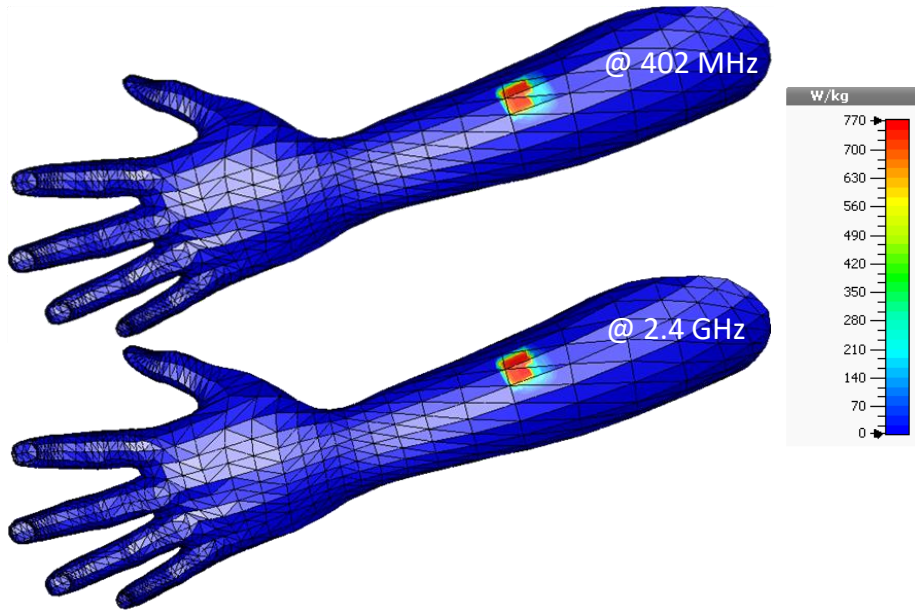
Şekil 3.18. Çift-bantlı tek katmanlı bükümlü-MIA tasarımına ait insan derisi ortamındaki giriş empedansı (Z_{in}) benzetim sonuçları

Tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'nın 402 MHz ve 2,4 GHz'deki uzak alan ışınma örüntüsü simülasyon sonuçları Şekil 3.19'da yer almaktadır. Görüldüğü üzere tasarım 402 MHz'de bidirectional, 2,4GHz directional ışınma örüntüsüne sahiptir. Öte yandan tasarımın yönlendirme kazancı ise MICS bandında 0,272 dBi iken ISM bandında 5,76 dBi'dır.



Şekil 3.19. Tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MİA'ya ait 402 MHz ve 2,4 GHz'deki uzak-alan ışınma örüntüsü sonucu

Tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MİA'nın 402 MHz ve 2,4 GHz bandındaki 1 gramlık doku üzerine düşen hesaplanan özgül soğurma oranı (Specific Absorbtion Rate - SAR) Şekil 3.20'de verilmektedir. Federal İletişim Komisyonu'na (FCC) göre olası doku hasarlarını önlemek amacıyla, özgül soğurma oranı 1 gramlık doku üzerine düşen güç miktarının 1,6 W/kg'a eşit veya daha az olması gerekmektedir. Antene 1W'lık güç uygulandığında SAR değerlerinin MICS bandı için 770 ISM bandı için ise 720 W/Kg olduğu CST yazılımında yapılan simülasyonlarda görülmüştür. Bu bağlamda antenin girişine maksimum 2mW'lık bir güç verilmesi SAR seviyelerinin istenilen seviyelerde kalması için yeterli olacaktır.

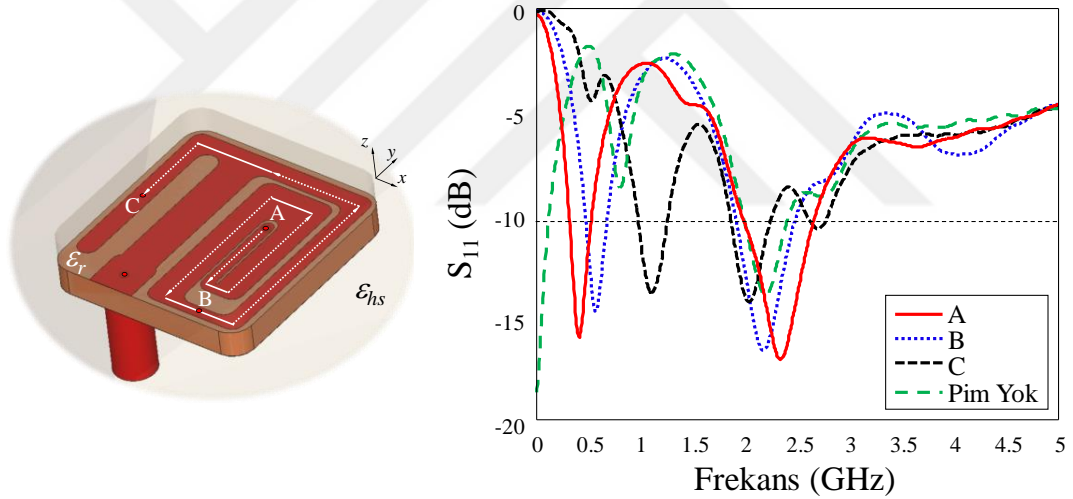


Şekil 3.20. Tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MİA'ya ait 402 MHz ve 2.4 GHz bantlarındaki hesaplanan SAR değerleri

En iyileştirilmiş tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA konfigürasyonu gerçekleştirilen bir dizi parametrik çalışmalar sonucunda elde edilmiştir. Bu kapsamda antenin S_{11} performansını etkileyen iki kritik tasarım parametresi incelenerek ilgili sayısal analiz sonuçlarına yer verilmiştir.

➤ Kısa devre pimi konumunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi:

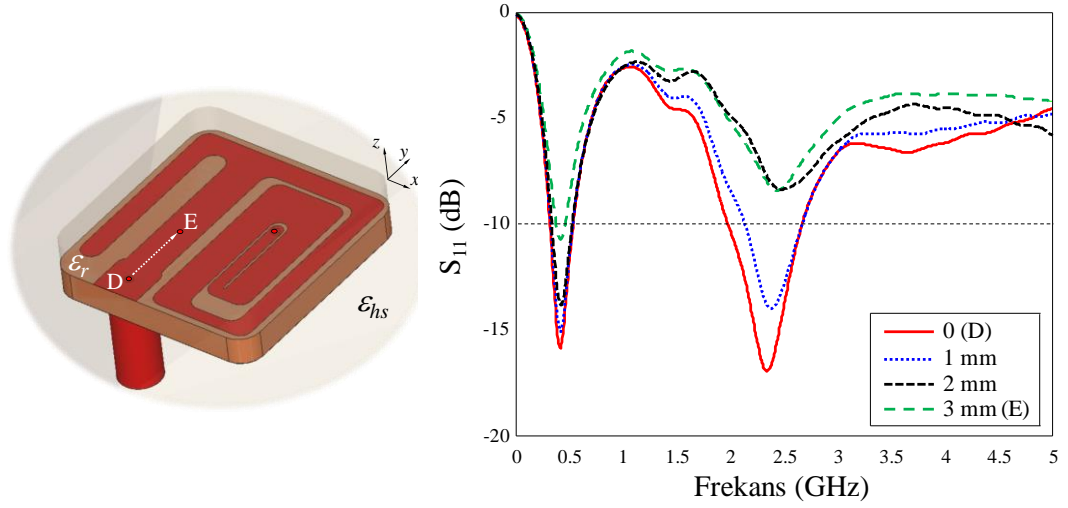
Kısa devre pimi, toprak düzlemi ile ışına yüzeyini birleştirerek antenin elektriksel boyutunu iki katına çıkartmış ve yapının rezonans frekansının yaklaşık olarak yarıya düşürülmesini sağlamıştır [4]. Yapıya eklenen kısa devre pimi hem MICS hem de ISM bandını oluşturduğu gibi ve aynı zamanda anten boyutlarını da küçülmüştür. Şekil 3.21’de anten üzerindeki kısa devre pimi sırasıyla A, B ve C noktalarına taşınmıştır. Görüldüğü üzere kısa devre pimi MICS ve ISM bantlarının bant-genişliklerinde ve seviyelerinde bir takım etkilere neden olmuştur.



Şekil 3.21. Kısa devre pimi konumunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi

➤ Besleme konumunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi:

Önerilen antenin beslemesi 50Ω 'luk standart koaksiyel kablo ile yapılmıştır. Şekil 3.22’den de görüldüğü üzere besleme noktasının konumu D noktasından E noktasına 1mm’lik aralıklarla kaydırılmış ve antenin frekansa bağlı geri dönüş kaybı (S_{11}) performansı üzerine etkisi incelenmiştir. Grafikten de anlaşılacağı üzere besleme konumunun E noktasına yaklaşması ISM bandının kaybolmasına neden olurken, MICS bandına herhangi bir katkısı bulunmamaktadır.

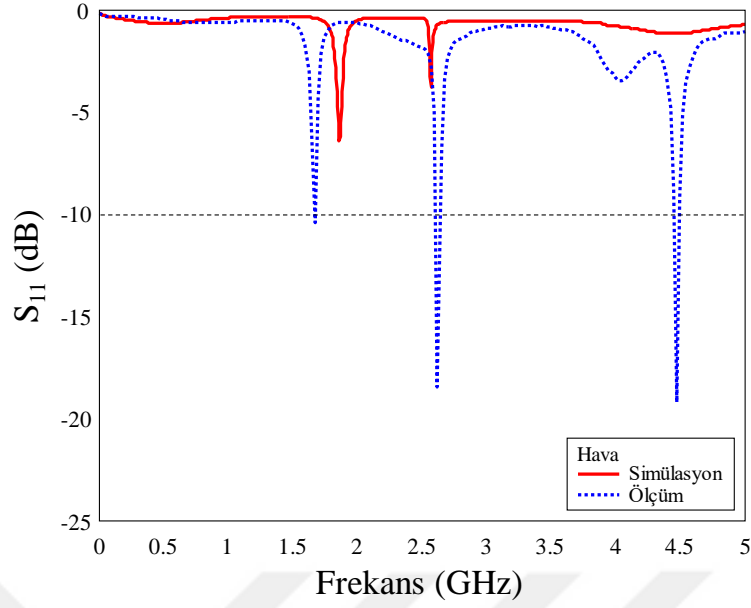


Şekil 3.22. Besleme konumunun geri dönüş kaybına (S_{11}) etkisi

Şekil 3.23'te fabrikasyonu gerçekleştirilen prototipi MİA yer almaktadır. Prototip anten, Şekil 3.23.(a)'da bulunan üst-taş ve ışınma yüzeyi 50Ω 'luk bir SMA konnektör ile birleştirilerek Şekil 3.23.(b)'deki prototip elde edilmiştir. Prototipin havadaki ölçüm ve simülasyon sonucu ise Şekil 3.24'te bulunmaktadır. Görüldüğü üzere havadaki S_{11} benzetim ve ölçüm sonuçları birbiriyle kıyaslandığında bir takım frekans kaymaları ve seviye farklılıkları dışında oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmektedir.

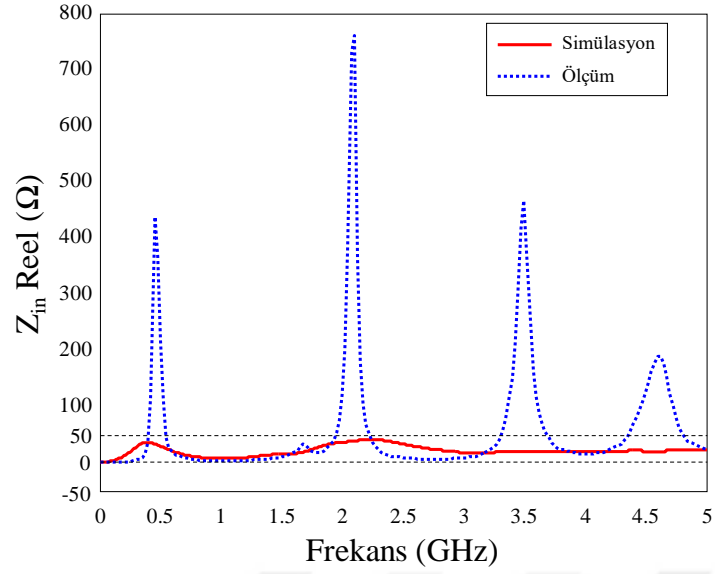


Şekil 3.23. Gerçeklenen tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MİA'ya ait (a) katmanlı (b) perspektif görüntüler

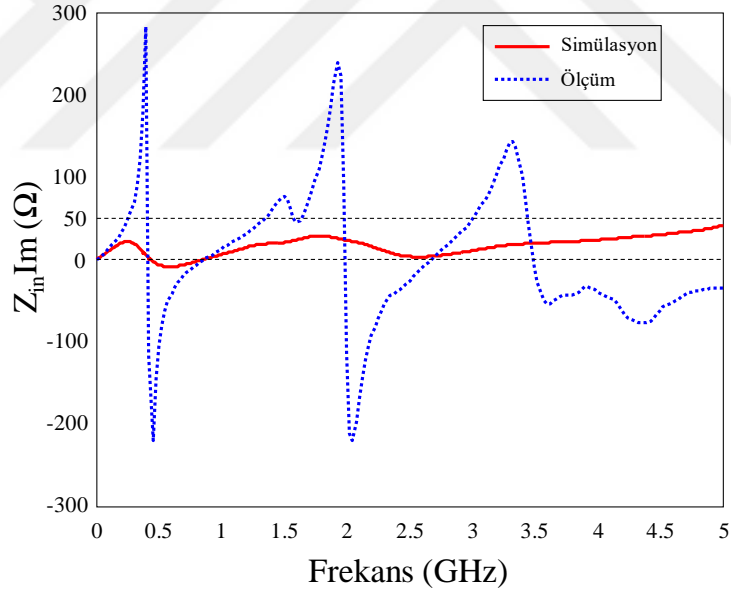


Şekil 3.24. Prototip tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'nın havadaki geri dönüş kaybı (S_{11}) performansı

Mikroşerit çift bant implant antenin MICS ve ISM bandı S_{11} performanslarını gözlemleyebilmek için bir önceki çalışma altında verilen Tablo 3.1'deki karışımlar hazırlanmış ve ölçümler gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen ölçümlerde, Şekil 3.25 ve Şekil 3.26'dan da görüleceği üzere, genel profil uyumlu olup, empedans uyumsuzluğundan kaynaklı, arzu edilen S_{11} performansı elde edilememiştir. Bu durum antenlerin ve jellerin üretimlerinden kaynaklı toleranslardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu durumun önüne geçebilmek için, fabrikasyonun hassasiyetinin artırılarak prototip antenin tekrardan üretilmesi ya da anten girişine bir uyumlama devresinin tasarlanması planlanmaktadır.



Şekil 3.25. Prototip tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'nın ISM-bandı insan derisi taklit jeli içerisindeki giriş empedansı reel kısmı (Z_{inReel}) benzetim ve ölçüm sonuçları



Şekil 3.26. Prototip tek-katmanlı çift-bant bükümlü-MIA'nın ISM-bandı insan derisi taklit jeli içerisindeki giriş empedansı sanal kısmı (Z_{inIm}) benzetim ve ölçüm sonuçları

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

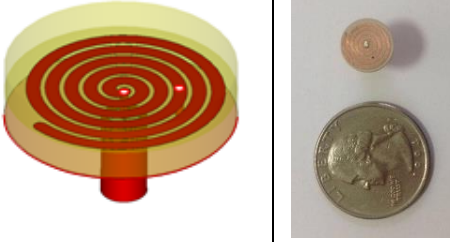

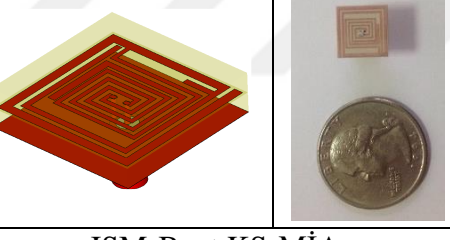
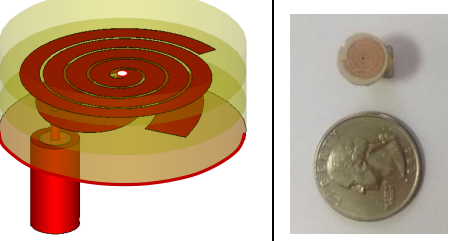
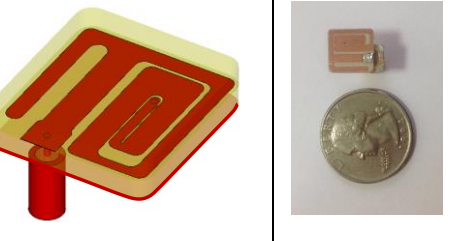
Bu tez çalışmasında, insan ve/veya fare derisi içerisinde çalışabilen beş farklı mikroşerit implant anten tasarımı tanıtılmıştır. Tasarımlar 3D elektromanyetik simülasyon yazılımı olan uzayında sonlu integral tekniğini temel alan CST Microwave Studio 2014 programı içerisinde modellenmiş ve tasarımların analizleri gerçekleştirilmektedir. Tezde önerilen implant anten tasarımları ve ilgili performansları Tablo 4.1’de özetlenmektedir. Bu tasarımlar; özgün ışına yüzey geometrileri ile hedeflenen medikal frekans bantlarını (MICS - ISM) kapsarken literatürde yer alan benzer tasarımlarla kıyaslandığında oldukça küçük boyutlu ($A \leq 113 \text{ mm}^2$) yapıları ile ön plana çıkmaktadır. Bu tez çalışmasında literatürdeki benzer çalışmalarda da görülen kısa devre piminin kullanımının ve besleme noktası konumunun geri dönüş kaybı (S_{11}) performansına olan etkileri de, ayrıca incelenmiştir. Önerilen implant anten tasarımlarının laboratuvar ortamındaki performanslarını gözlemleyebilmek için prototipler üretilmiş ve fare/ insan derisi taklit jelleri içerisinde ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Simülasyon sonuçları ve ölçüm sonuçları ile kıyaslandığında fabrikasyon toleranslarından kaynaklı bir takım frekans ve seviye farklılıklarının dışında oldukça tutarlı olduğu görülmüştür.

Bu tez çalışmasında önerilen implant anten tasarımları, küçük boyutlu yapıları ve özgün geometrileri ile kişilerin veya denek hayvanı olan farelerin hayati değerlerinin takibi için geliştirilecek biyotelemetri sistemlerinde kullanılacak antenlere önemli bir alternatif olarak değerlendirilmektedir. Ayrıca tez çalışmasında yer verilen kritik anten parametrelerine ait parametrik çalışmalar, önerilen anten tasarımlarının farklı frekans bantlarında da kullanılmak üzere tekrardan konfigüre edilebilen esnek tasarımlar olduğunu da ortaya konmaktadır.

Sonraki çalışmalar olarak, önerilen anten tasarımlarının örnek bir biyotelemetri sisteminde kullanımı üzerine bir çalışmanın ulusal ölçekte projelendirilmesi düşünülmektedir. Buna ek olarak, tez çalışmasında kullanılan, literatürde önerilen deri taklit (fare/ insan) jellerine alternatif jellerin geliştirilmesi de planlanmaktadır.

Bu kapsamda bir proje hazırlığı hâlihazırda devam etmektedir.

Tablo 4.1. Tezde önerilen MİA tasarımları ve ışıma performansları

		MİA Tasarımları	Performans MICS (402-405) / ISM (2,4-2,48 GHz)
Fare Derisi			MICS Tek Bant Performans 386-414 MHz Bant genişliği: %6,5 (Ölçüm) $A = \pi r^2 \approx 78,5 \text{ mm}^2$ $D_0 = 3,69 \text{ dBi}$, $\epsilon_0 = \%0,038$ (benzetim)
		MICS-Bant AS-MİA	
			ISM Tek Bant Performans 2,532-2,595 GHz (120 MHz ↑) Bant genişliği: %2 (Ölçüm) $A = \pi r^2 \approx 113 \text{ mm}^2$ $D_0 = 2,72 \text{ dBi}$, $\epsilon_0 = \%0,22$ (benzetim)
		ISM-Bant AS-MİA	
			ISM Tek Bant Performans 2,674-2,88 GHz (277 MHz ↑) Bant genişliği: %7 (Ölçüm) $A = W \times L \approx 100 \text{ mm}^2$ $D_0 = 3,18 \text{ dBi}$, $\epsilon_0 = \%0,13$ (benzetim)
		ISM-Bant KS-MİA	
İnsan Derisi			MICS & ISM Çift Bant Performans 460-481 MHz & 2,206-2,256 GHz Bant genişliği: %4 - %2 (Ölçüm) $A = W \times L \approx 78,5 \text{ mm}^2$ $D_0 = 1,39 - 4,85 \text{ dBi}$ $\epsilon_0 = \%0,0016 - \%0,019$ (Benzetim)
		İki-Katmanlı Çift-Bant AS-MİA	
			MICS & ISM Çift Bant Performans 337-502 MHz & 1,894-2,598 GHz Bant genişliği: %40 - %17 (Benzetim) $A = W \times L \approx 106 \text{ mm}^2$ $D_0 = 0,272 - 5,76 \text{ dBi}$ $\epsilon_0 = \%0,0012 - \%0,008$ (Benzetim)
		Tek katmanlı Çift-Bant Bükümlü-MİA [10]	

Bu tez çalışmasında yer alan Çift-Bantlı Tek Katmanlı Bükümlü-MİA tasarımı, 2015 Computational Electromagnetics International Workshop sempozyumunda [10], ISM-Bant KS-MİA tasarımı URSI-TÜRKİYE'2016 VIII. Bilimsel Kongresi'nde sunulmuş ve ISM-Bant AS-MİA tasarımı ise BİYOMUT'2016 XX. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı'nda sunulmak üzere kabul edilmiştir. Ayrıca, tez çalışmasında önerilen tasarımların SCI kapsamında dergiler için makale olarak hazırlanması için çalışmalar devam etmektedir.

Bu tez çalışması, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Kurumu (TUBİTAK-115E597) ve Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Birimi tarafından desteklenen (KOÜ-BAP-2015-87HD) projeler kapsamında gerçekleştirilmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] Mayo-Wells, Wilfrid J., The Origins of Space Telemetry, *Technology and Culture*, 1963, **4**(4), 499–514.
- [2] Carden F., Jedlicka R., Henry R., *Telemetry Systems Engineering*, 1st ed., Artech House, Boston, 2002.
- [3] Singh K., Biotelemetry: Could Technological Developments Assist Healthcare in Rural India, *Rural and Remote Health Journal*, 2005, **234**(5), 1–6.
- [4] Hall P. S., Hao Y., *Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications*, 2nd ed., Artech House, Boston, 2012.
- [5] Topsakal E., Antennas for Medical Applications: Ongoing Research and Future Challenges, *International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA)*, Torino, Italy, 2009.
- [6] Izdebski P. M., Rajagopalan H., Rahmat-Samii Y., Conformal Ingestible Capsule Antenna: A Novel Chandelier Meandered Design, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2009, **57**(4), 900–909.
- [7] Yang L., Vyas R., Rida A., Pan J., Tentzeris M. M., Wearable RFID-enabled sensor nodes for biomedical applications, 2008 *58th Electronic Components and Technology Conference*, Lake Buena Vista, FL, ABD, 2008.
- [8] Lee J.-H., Human Implantable Arrhythmia Monitoring Sensor with Wireless Power and Data Transmission Technique, *Austin J Biosens & Bioelectron.*, 2015, **1**(2), 1008–1014.
- [9] Sondas A., Ucar M. H. B., Uras E., A Dual-Band Implantable Antenna Design, *22nd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, Trabzon, Turkey, 23-25 April 2014.
- [10] Uras E., Ucar M. H. B., Sondas A., A Miniature Implantable Microstrip Antenna Design for Dual-Band Biotelemetry Operations, *Computational Electromagnetics International Workshop (CEM)*, Izmir, Turkey, 1-4 Jun 2015.
- [11] Sondas A., Ucar M. H. B., An Implantable Microstrip Antenna Design For Biomedical Telemetry, *International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO)*, Ankara, Turkey, 7–9 November 2013.

- [12] Duan Z., Guo Y., Je M., Kwong D., Design and in Vitro Test of a Differentially Fed Dual-Band Implantable Antenna Operating at MICS and ISM Bands, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2014, **62**(5), 2430–2439.
- [13] Kiourti A., Psathas K. A., Costa J. R., Fernandes C. A., Nikita K. S., Dual-Band Implantable Antennas For Medical Telemetry: A Fast Design Methodology And Validation For Intra-Cranial Pressure Monitoring, *Progress In Electromagnetics Research*, 2013, **141**, 161–183.
- [14] Huang F., Lee C., Chang C., Chen L., Yo T., Luo C., Rectenna Application of Miniaturized Implantable Antenna Design for Triple-Band Biotelemetry Communication, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2011, **59**(7), 2646–2653.
- [15] Kwak S.I., Chang K., Yoon Y.J., Small Spiral Antenna For Wideband Capsule Endoscope System, *Electronics Letters*, 2006, **42**(23), 1328–1329.
- [16] Karacolak T., Hood A. Z., Topsakal E., Design Of A Dualband Implantable Antenna And Development Of Skin Mimicking Gels For Continuous Glucose Monitoring, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2008, **56**(4), 1001–1008.
- [17] Karaçolak T., Cooper R., Topsakal E., Electrical Properties of Rat Skin and Design of Implantable Antennas for Medical Wireless Telemetry, *IEEE Transactions On Antennas And Propagation*, 2009, **57**(9), 2806–2812.
- [18] Lee J., Seo D., Lee H., Design of Implantable Rectangular Spiral Antenna for Wireless Biotelemetry in the MICS Band, *ETRI Journal*, 2015, **37**(2), 204–211.
- [19] Gani I., Yoo H., Multi-Band Antenna System for Skin Implant, *IEEE Microwave And Wireless Components Letters*, 2016, **26**(4), 294–296.
- [20] Liu C., Guo Y., Xiao S., Compact Dual-Band Antenna for Implantable Devices, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 2012, **11**, 1508–1511.
- [21] Xu L., Guo Y., Wu W., Dual-Band Implantable Antenna With Open-End Slots on Ground, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 2012, **11**, 1564–1567.
- [22] Chamaani S., Akbarpour A., Miniaturized Dual-Band Omnidirectional Antenna for Body Area Network Basestations, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 2015, **14**, 1722–1725.
- [23] Soontornpipit P., Furse M. C., Chung C. Y., Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication With Medical Implants, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2004, **52**(8), 1944–1951.

- [24] Kim J., Rahmat-Samii Y., Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2004, **52**(8), 1934–1943.
- [25] Kim J., Rahmat-Samii Y., Planar Inverted-F Antennas on Implantable Medical Devices: Meandered Type Versus Spiral Type, *Microwave And Optical Technology Letters*, 2006, **48**(3), 567–572.
- [26] Ahmed Y., Hao Y., Parini C., A 31.5 GHz Patch Antenna Design for Medical Implants, *International Journal of Antennas and Propagation*, 2008, **2008**, 1–6.
- [27] Liu W., Yeh F., Ghavami M., Miniaturized Implantable Broadband Antenna for Biotelemetry Communication, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2008, **50**(9), 2407–2409.
- [28] Ramli N. H., Kamarudin M. R., Samsuri N. A., Ahyat E. N., Investigation On A Compact Ring Printed Monopole Antenna For Wireless Implantable Body Area Network (Wiban) Applications, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2013, **55**(5), 1053–1058.
- [29] Kumar S. A., Shanmuganatham T., Analysis And Design of Implantable Z-Monopole Antennas at 2.45 GHz ISM Band for Biomedical Applications, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2015, **57**(2), 468–473.
- [30] Kumar S. A., Shanmuganatham T., Sasikala G., Design And Development of Implantable CPW Fed Monopole U Slot Antenna at 2.45 GHz ISM Band for Biomedical Applications, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2015, **57**(7), 1604–1608.
- [31] Rodriguez M., Furse C. M., An Implantable Antenna Designed for Ease of Manufacturing, *Microwave and Optical Technology Letters*, 2016, **58**(3), 619–623.
- [32] Sondas A., Ucar M. H. B., An Implantable Microstrip Antenna Design For MICS-Band Biomedical Applications, *Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences*, 2016, **24**(4), 2267–2273.
- [33] Duan Z., Guo Y, Je M., Xue R., Je M., Kwong D., Differentially Fed Dual-Band Implantable Antenna for Biomedical Applications, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2012, **60**(12), 5587–5595.
- [34] Asili M., Green R., Seran S., Topsakal E., A Small Implantable Antenna for MedRadio and ISM Bands, *IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters*, 2012, **11**, 1682–1685.
- [35] Alrawashdeh R., Huang Y., Cao P., Flexible Meandered Loop Antenna for Implants in Medradio And ISM Bands, *Electronics Letters*, 2013, **49**(24), 1515–1517.

- [36] Huang W., Kishk A. A., Embedded Spiral Microstrip Implantable Antenna, *International Journal of Antennas and Propagation*, 2011, **2011**, 1–6.
- [37] FCC 64 FR 69926, Establishment of a Medical Implant Communications Service in the 402-405 MHz Band, *Federal Communications Commission*, Washington, 1999.
- [38] ETSI EN 300 328, Data Transmission Equipment Operating in the 2,4 GHz ISM Band and Using Wide Band Modulation Techniques, *European Telecommunication Standards Institute*, Cedex, 2012.
- [39] CEPT/ERC 70–03, Recommendation 70–03 Relating to the Use of Short Range Devices, *The European Conference of Postal and Telecommunications Administrations*, Tromso, 1997.
- [40] Balanis, C. A., *Antenna Theory Analysis and Design*, 3rd ed., New York, Wiley-Interscience, 1029, 2005.
- [41] IEEE C95.1-2005, IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields 3 KHz to 300 GHz, *The Institute of Electrical and Electronics Engineers*, New York, 2005.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

- [1] **Uras E.**, Ucar M. H. B., Sondas A., A Miniature Implantable Microstrip Antenna Design for Dual-Band Biotelemetry Operations, *Computational Electromagnetics International Workshop (CEM)*, İzmir, Türkiye, 1-4 Haziran 2015.
- [2] **Uras E.**, Ucar M. H. B., ISM-Bandı Biyoteleometri Uygulamaları İçin Fare Derisi İçin Mikroşerit Anten Tasarımı, *URSI-TÜRKİYE'2016 VIII. Bilimsel Kongresi*, Ankara, Türkiye, 1–3 Eylül 2016.
- [3] Ucar M. H. B., **Uras E.**, ISM-Bandı Tıbbi Telemetry Uygulamaları İçin Fare Derisi Ekit Mikroşerit Spiral Anten Tasarımı, *BİYOMUT'2016 XX. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı*, İzmir, Türkiye, 3–5 Kasım 2016.
- [4] Sondas A., Ucar M. H. B., **Uras E.**, A Dual-Band Implantable Antenna Design, *22nd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, Trabzon, Türkiye, 23–25 Nisan 2014.
- [5] Ucar M. H. B., **Uras E.**, Arslan C. E., Sondas A., Erdemli Y. E., LabVIEW Tabanlı Anten Işıma Örüntüsü Ölçüm Düzenegi, *2. Ulusal EMC Konferansı*, İstanbul, Türkiye, 9–11 Eylül 2013.

ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Kadıköy’de doğdu. 2009 yılında lise öğrenimini Haydarpaşa Anadolu Teknik Lisesi’nde tamamladıktan sonra aynı yıl içerisinde kazandığı Kocaeli Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü Elektronik Öğretmenliği programından 2013 yılında Elektronik Öğretmeni olarak mezun oldu ve ardından Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilişim Sistemleri Mühendisliği yüksek lisans öğrenimine başladı. 2015 Aralık ayından itibaren THY Teknik A.Ş’de uçak bakım teknisyeni olarak çalışmaktadır.

