

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**BİYOTELEMETRİ UYGULAMALARI İÇİN ÇOKLU BANT İMPLANT
ANTEN TASARIMI**

Ömer Faruk ÇELİK

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

TEMMUZ 2021

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**BİYOTELEMETRİ UYGULAMALARI İÇİN ÇOKLU BANT İMPLANT
ANTEN TASARIMI**

Ömer Faruk ÇELİK

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

TEMMUZ 2021

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOTELEMETRİ UYGULAMALARI İÇİN ÇOKLU BANT İMPLANT
ANTEN TASARIMI

Ömer Faruk ÇELİK
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 26/07/2021 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Doç. Dr. Bahadır BAŞYİĞİT

ÖZET

BİYOTELEMETRİ UYGULAMALARI İÇİN ÇOKLU BANT İMPLANT ANTEN TASARIMI

Ömer Faruk ÇELİK

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

Temmuz 2021; 65 sayfa

Biyotelemetri sistemleri kullanarak çeşitli hastalıkların teşhis ve takibi yapılabilmekte, hasta yaşam kalitesi artırılabilir. Bu sistemlerden bazıları; nabız atış hızı, kan şekeri oranı, vücut sıcaklığı, insülin enjekte edilmesi ve endoskopi uygulamaları olarak sayılabilir. Telemetry sistemi ile elde edilen veriler implant mikroşerit antenler ile dış dünyaya aktarılmaktadır. Bu işlem ise FCC (Federal Communications Commission) tarafından tahsis edilen MedRadio (401–406 MHz) frekans bandı ile yapılmaktadır. Ancak tek bant kullanımı aynı anda birçok ölçüm yapmayı ve bu ölçüm verilerini iletmeyi mümkün kılarmamaktadır. Bunun için çok bantlı antenlere ihtiyaç duyulabilmektedir. Bu kapsamda, bu tez çalışmasında biyotelemetri uygulamalarında kullanılabilecek özelliklerde kompakt yapılı ve çok bantlı performans sergileyebilen implant anten tasarımları geliştirilmiştir.

Önerilen antenler kare ve yarım dairesel simetriye sahiptir ve kare yapılı anten mikroşerit hat besleme tekniği ile, dairesel yapılı anten ise koaksiyel (prob) besleme tekniği ile uyarılmaktadır. Çoklu frekans bandı performansının elde edilebilmesi için antenlerin ana ışıma elemanı eş merkezli iç içe kıvrımlı yama yapılarından oluşturulmuştur. Söz konusu kıvrımlı yapıların her biri birer rezonatör gibi davranarak çoklu frekans bandının elde edilmesini sağlamıştır. Diğer taraftan iç içe oluşturulması sayesinde antenin fiziksel boyutu da sınırlandırılarak kompakt konfigürasyonlar elde edilebilmiştir. Kayıplı ve dağıtıcı vücut içi koşullar nedeniyle hayli düşük seviyedeki anten kazancının iyileştirilmesi için ise kare yapılı antenin ana ışıma elemanı üzerinde meta-malzeme yapılarını temel alan periyodik bir katman ayrıca geliştirilmiştir. Sayısal tasarımları sonlu eleman metodunu temel alan Ansoft HFSS aracılığıyla gerçekleştirilen antenlerin test ve karakterizasyonları için prototip üretimleri de gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda, prototip antenler, ilgili frekanslarda insan deri dokusu özelliği gösteren sıvı fantonlar içerisinde (In-vitro) ve ticari olarak temin edilen domuz kıyması içerisinde ayrı ayrı test edilmişlerdir. Antenlerin HFSS ile elde edilen ve ölçülen geri dönüş kaybı ve ışıma örüntüleri karakteristikleri oldukça uyumludur.

Sonuç olarak bu tez çalışmasında özgün olarak geliştirilmiş olan çoklu bant implant antenlerin uluslararası standartlarca biyotelemetri uygulamaları için tahsis edilmiş olan MICS, MedRadio, WMTS frekans bantları ile frekans tahsisi gerektirmeyen ISM bantlarını eş zamanlı olarak kapsamının yanında kompakt yapıda olması ve kabul edilebilir ışıma örüntüsü/kazanç karakteristikleri sergilemektedir. Bu nedenle önerilen antenlerin çoklu bant biyotelemetri sistemleri için önemli bir alternatif olmalarının yanında literatüre etki faktörü yüksek bir çıktı yaratacağı değerlendirilmektedir.

ANAHTAR KELİMELEER: Biyoteleometri, çok bantlı anten, ISM, implant anten, MedRadio, meta-malzeme, mikroşerit anten, MICS, periyodik yapı, WMTS.

JÜRİ: Do. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Do. Dr. Bahadır BAŞYİĞİT



ABSTRACT

DESIGN OF MULTI-BAND IMPLANTABLE ANTENNA FOR BIOTELEMETRY APPLICATIONS

Ömer Faruk ÇELİK

MSc Thesis in Electrics-Electrical Engineering Department

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

July 2021; 65 pages

By using biotelemetry systems, diagnosis and follow-up of various diseases can be made, and patient quality of life can be increased. Some of these systems are; pulse rate, blood sugar rate, body temperature, insulin injection and endoscopy applications. The data obtained with the telemetry system is transferred to the outside world with implant microstrip antennas. This is done with the MedRadio (401–406 MHz) frequency band allocated by the FCC (Federal Communications Commission). However, the use of a single tape does not make it possible to make many measurements at the same time and to transmit these measurement data. Multiband antennas may be needed for this. In this context, in this thesis, implant antenna designs that can be used in biotelemetry applications with compact structure and multi-band performance have been developed. In this dissertation, two implantable antennas are proposed, and they are designed to have a maximum size of $15 \times 15 \text{ mm}^2$. That's why; Gain improvement study was carried out by applying meta-material structures to implantable antennas, which have very low gain due to their environmental conditions and physical dimensions. In this way, the resulting original implantable antennas have been proposed with optimum design results.

The proposed antennas have square and semi-circular symmetry, and the square antenna is excited by microstrip line feeding technique, and the circular antenna is excited by coaxial (probe) feeding technique. In order to achieve multi-frequency band performance, the main radiation element of the antennas is formed from concentric, convoluted patch structures. Each of the said coiled structures acted as a resonator, allowing to obtain multiple frequency bands. On the other hand, compact configurations can be obtained by limiting the physical size of the antenna, thanks to its nested formation. In order to improve the very low antenna gain due to lossy and dispersive in-body conditions, a periodic layer based on meta-material structures has also been developed on the main radiation element of the square antenna. Prototype productions were also realized for the tests and characterizations of antennas, whose numerical design was based on the finite element method, using Ansoft HFSS. In this context, prototype antennas were tested separately in liquid phantoms (In-vitro) showing human skin tissue characteristics at the relevant frequencies and in commercially supplied pork mince. The return loss and radiation pattern characteristics of the antennas obtained and measured with HFSS are quite compatible.

As a result, the multi-band implant antennas, which were originally developed in this thesis, simultaneously cover MICS, MedRadio, WMTS frequency bands, which are

allocated for biotelemetry applications by international standards, and ISM bands that do not require frequency allocation, as well as their compact structure and acceptable radiation pattern/gain characteristics. exhibits. For this reason, it is evaluated that the proposed antennas are an important alternative for multi-band biotelemetry systems and will create an output with a high impact factor in the literature.

KEYWORDS: Biotelemetry, ISM, implantable antenna, MedRadio, meta-material, microstrip antenna, multiband antenna, MICS, periodic structure, WMTS.

COMMITTEE: Assoc. Prof. Dr. Sıddık Cumhuri BAŞARAN

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Assoc. Prof. Dr. Bahadır BAŞYİĞİT



ÖNSÖZ

Bu tez çalışması biyotelemetri sistemlerinde kullanılması hedeflenen implant antenlerin tasarımı hakkındadır. Günümüz teknolojisinin sunduğu imkanlarla birlikte insan yaşamını kolaylaştıran ve sağlık ihtiyaçlarını karşılamayı hedefleyen biyotelemetri sistemlerine bu tez çalışması ile katkı sağlamak hedeflenmiştir. Ulusal ve uluslararası anlamda daha da kıymetlenmesi arzu edilen bu alanda çalışmak isteyen araştırmacılara yol göstermesi umulmaktadır. Özellikle, yakın gelecekte, bu alandaki milli projelerin artması ve daha kapsamlı ve kıymetli çalışmaların literatüre kazandırılması temenni edilmektedir.

Tez kapsamındaki araştırma süreci boyunca maddi manevi desteklerinin eksik etmeyen aileme, kıymetli danışmanım Doç. Dr. S. Cumhur BAŞARAN'a, ölçüm işlemleri süresince büyük yardımı dokunan Doç Dr. Yılmaz AKSU, Arş. Gör. Mert ÇİFLİK ve Arş. Gör. Serdar OKUYUCU'ya teşekkürü borç bilirim.



İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
ÖNSÖZ.....	v
AKADEMİK BEYAN	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Pasif Sistemler.....	1
1.2. Aktif Sistemler	2
1.3. İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler	3
1.4. Çoklu Bant İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler	6
2. KAYNAK TARAMASI.....	8
2.1. Biyotelemetri Sistemleri için Çok Bantlı Mikroşerit Antenler	8
2.2. Anten Kazancı İçin Meta-malzeme Tabanlı Periyodik Yapılar	11
2.3. Sayısal Analiz ve Doku Modeli	12
3. MATERYAL VE METOD	16
3.1. PÇYD-İMA Tasarımı	16
3.2. MÇK-İMA Tasarımı.....	32
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	42
4.1. Tasarım Simülasyon Sonuçları.....	42
4.2. İmplant Anten Üretim ve Ölçüm Aşaması.....	49
5. SONUÇLAR.....	57
6. KAYNAKLAR	58
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Biyotelemetri Uygulamaları İçin Metamalzeme Yapıların Temel Alan Yüksek Kazançlı İmplant Anten Tasarımı ve Üretimi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

26/07/2021

Ömer Faruk ÇELİK

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

ε_r	: Elektriksel geçirgenlik
σ	: Elektriksel iletkenlik
ρ	: Kütle yoğunluğu
l	: İletken uzunluğu
f	: Frekans
μ	: Manyetik geçirgenlik
π	: Pi
δ	: Deri kalınlığı
X_L	: Bobin reaktansı
MHz	: Mega Hertz
GHz	: Giga Hertz

Kısaltmalar

ETSI	: Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü
EBG	: Elektromantetik bant boşluğu
ISM	: Endüstriyel, bilimsel ve medikal b
ITU	: Uluslararası Telekomünikasyon Birliği
FCC	: Federal İletişim Kurulu
WMTS	: Kablosuz Tıbbi Telemetry Hizmet
MedRadio	: Tıbbi Cihaz Radyo İletişim Servisi
MICS	: Tıbbi İmplant İletişim Sistemi
MMIC	: Monolitik mikrodalga entegre devre
PIFA	: Ters çevrilmiş F anteni

SAR	: Özgöl emilim oranı
UWB	: Ultra Geniş Bant
PÇYD-İMA	: Prop Beslemeli Çok Bantlı Yarı Dairesel İmplant Mikroşerit Anten
MÇK-İMA	: Mikroşerit Beslemeli Çok Bantlı Kare İmplant Mikroşerit Anten
DNM	: Çift negatif malzemeler
NRI	: Negatif yansıma indeksi
LH	: Sol el malzeme



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Tipik pasif telemetri sistemi	2
Şekil 1.2. Aktif sistem örnek yapısı.....	3
Şekil 1.3. Mikroşerit anten yapısı	4
Şekil 1.4. Mikroşerit anten besleme yöntemleri, a) mikroşerit hat besleme, b) eş eksenel besleme, c) eş yüzey dalga kılavuzlanmış besleme	6
Şekil 2.1. Literatürde kullanılan fantomların kanonik şekilleri	14
Şekil 2.2. ASTM fantom modeline ait standart boyutlar (Gou vd. 2017)	15
Şekil 3.1. Tasarım #1 a) yama düzlemi, b) toprak düzlemi ve besleme konumu	17
Şekil 3.2. Tasarım #1'e ait S11 grafiği.....	17
Şekil 3.3. Tasarım #2	18
Şekil 3.4. Tasarım #2'ye ait S11 ve 683 MHz akım dağılım grafiği.....	18
Şekil 3.5. Tasarım #3.....	19
Şekil 3.6. Tasarım #3'e ait S11 grafiği.....	20
Şekil 3.7. Tasarım #4.....	20
Şekil 3.8. Tasarım #4'e ait S11 ve 2.4 GHz akım dağılım grafiği	21
Şekil 3.9. Tasarım #5.....	21
Şekil 3.10. Tasarım #5'e ait S11 ve 537 MHz akım dağılım grafiği.....	22
Şekil 3.11. Tasarım #6.....	22
Şekil 3.12. Tasarım #6'ya ait S11 grafiği ve 1.22 GHz akım dağılım grafiği	23
Şekil 3.13. Tasarım #7	23
Şekil 3.14. Tasarım #7'ye ait S11 ve 3.2 GHz akım dağılım grafiği	24
Şekil 3.15. Tasarım #8.....	24
Şekil 3.16. Tasarım #8'e ait S11 grafiği	25
Şekil 3.17. Tasarım #9.....	25
Şekil 3.18. Tasarım #9'a ait S11 ve toprak düzlemdeki 935 MHz akım dağılım grafiği.....	26

Şekil 3.19. Tasarım #10	26
Şekil 3.20. Tasarım #10'a ait S11 ve 2.4 GHz akım dağılım grafiği	27
Şekil 3.21. Tasarım #11	28
Şekil 3.22. Besleme konumu parametrik analizi.....	28
Şekil 3.23. Tasarım #11'e ait S11 grafiği	29
Şekil 3.24. Dairesel ve kare anten boyut kıyaslaması	30
Şekil 3.25. PÇYD-İMA tasarımı	30
Şekil 3.26. PÇYD-İMA'ya ait S11 grafiği.....	31
Şekil 3.27. Tasarım #1 yama düzlemi ve toprak düzlemi ile besleme konumu.....	32
Şekil 3.28. Tasarım #1'e ait S11 grafiği ve 690 MHz akım dağılımı.....	32
Şekil 3.29. Tasarım #2	33
Şekil 3.30. Tasarım #2'ye ait S11 grafiği ve 488 MHz'deki akım dağılımı	33
Şekil 3.31. Tasarım #3.....	34
Şekil 3.32. Tasarım #3'e ait S11 grafiği ve 2.11 GHz'deki akım dağılımı	34
Şekil 3.33. Tasarım #4	35
Şekil 3.34. Tasarım #4'e ait S11 grafiği	35
Şekil 3.35. Tasarım #5	36
Şekil 3.36. Tasarım #5'e ait S11 grafiği	36
Şekil 3.37. Tasarım #6.....	37
Şekil 3.38. Tasarım #6'ya ait S11 grafiği	37
Şekil 3.39. Tasarım #6'ya ait akım dağılımları.....	38
Şekil 3.40. MÇK-İMA.....	38
Şekil 3.41. MÇK-İMA'ya ait S11 grafiği	39
Şekil 3.42. Periyodik yapı ve anten konumu.....	39
Şekil 3.43. Periyodik yapı ve iletim faz grafiği.....	40
Şekil 3.44. Meta-malzemenin S11 grafiğine etkisi	40

Şekil 3.45. MÇK-İMA ve birim hücre tasarım parametreleri.....	41
Şekil 4.1. PÇYD-İMA tasarımı ve S11 grafiği	42
Şekil 4.2. MÇK-İMA tasarımı ve S11 grafiği.....	43
Şekil 4.3. a) 432 MHz ışıma örüntüsü, b) 938 MHz ışıma örüntüsü, c) 2.4 GHz ışıma örüntüsü.....	44
Şekil 4.4. a) 406 MHz ışıma örüntüsü, b) 915 MHz ışıma örüntüsü, c) 1.4 GHz ışıma örüntüsü, d) 2.4 GHz ışıma örüntüsü.....	45
Şekil 4.5. a) 2.4 GHz , b) WMTS-1.4 GHz normalize ışıma örüntüsü	46
Şekil 4.6. PÇYD-İMA a) 2.4 GHz yama, b) 2.4 GHz ön-arka toprak, c) MedRadio yama, d) MedRadio ön-arka toprak akım dağılımları	47
Şekil 4.7. MÇK-İMA a) 2.4 GHz meta-malzeme, b) 2.4 GHz yama, c) 2.4 GHz ön-arka toprak, d) MedRadio meta-malzeme, e) MedRadio yama, f) MedRadio ön-arka torak akım dağılımları	48
Şekil 4.8. PÇYD-İMA fiziksel boyutu ve üretimi.....	49
Şekil 4.9. PÇYD-İMA için a) Kıyma içi (ex vivo) ölçüm düzeneği, b) Fantom ölçüm düzeneği.....	50
Şekil 4.10. PÇYD-İMA simülasyon ve kıyma içi (ex vivo) ölçüm S11 grafiği	50
Şekil 4.11. PÇYD-İMA simülasyon ve fantom ölçüm S11 grafiği.....	51
Şekil 4.12. MÇK-İMA ve periyodik yapı fiziksel boyutu ve üretimi.....	51
Şekil 4.13. MÇK-İMA için a) Kıyma içi (ex vivo) ölçüm düzeneği, b) Fantom ölüm düzeneği	52
Şekil 4.14. MÇK-İMA simülasyon ve kıyma içi (ex vivo) ölçüm S11 grafiği.....	52
Şekil 4.15. MÇK-İMA simülasyon ve fantom ölçüm S11 grafiği	53
Şekil 4.16. PÇYD-İMA ve MÇK-İMA için ışıma örüntüsü ölçüm düzeneği.....	54
Şekil 4.17. PÇYD-İMA'ya ait a) 402 MHz, b) 915 MHz ve c) 2.4 GHz ışıma örüntüleri.....	55
Şekil 4.18. MÇK-İMA'ya ait a) 402 MHz, b) 915 MHz ve c-d) 1.4 GHz ve e-f) 2.4 GHz ışıma örüntüleri	56

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Doku fantom boyutunun analiz sonuçlarına etkisi.....	14
Çizelge 3.1. PÇYD-İMA'nın tasarım parametre değerleri	31
Çizelge 3.2. MÇK-İMA'nın tasarım parametre değerleri.....	41
Çizelge 3.3. Birim hücrenin tasarım parametre değerleri	41
Çizelge 4.1. MICS ve ISM frekans bantlarında doku özelliği gösteren fantom çözeltisi (Karaçolak vd. 2009).....	53



1. GİRİŞ

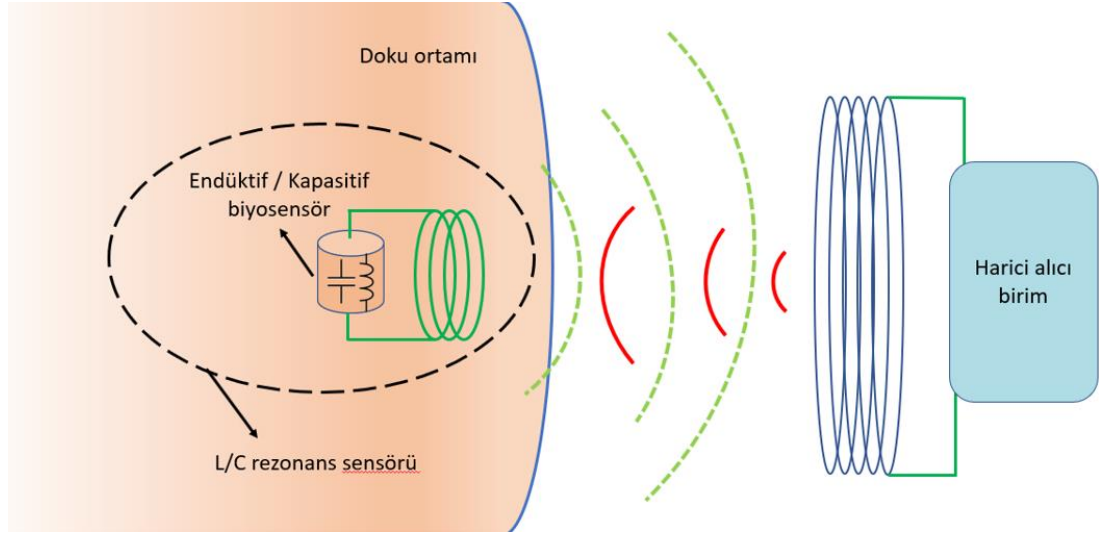
1960'lı yılların başlarında implant edilebilir kalp pilleri piyasaya sürüldü ve bu tarihten itibaren biyotelemetri sistemleri medikal uygulamalar için önem kazandı. Hastalıkların teşhis ve tedavisine de önemli katkılar sunan biyotelemetri sistemleri, insan ya da diğer canlı organizmalarda temel fizyolojik verilerin uzaktan takibine olanak sağlamaktadır ve bu özelliği ile sağlık hizmetleri açısından kıymetli bir araştırma konusudur. Beyin pili (Cavuto 2004), kalp pili (Furse 2000), insülin pompaları, kan şekeri oranı, nabız atış hızı ve vücut sıcaklığının izlenmesi, derin beyin stimülasyonu ve endoskopi işlemlerini bu sistemlerle gerçekleştirilebilen birkaç medikal uygulama örneği olarak göstermek mümkündür (Zeng vd. 2008).

İmplant edilebilir sistemler için kablosuz haberleşmedeki ileri gelişmeler ile biyomedikal implant alıcı-verici sistemleri üzerinde büyük bir yoğunlaşma vardır. Bu sistemler tek ya da çift yönlü haberleşmeye izin verir. Tıbbi uygulamalar için kullanılan implant edilebilir kablosuz telemetri sistemleri genel olarak, çalışma prensiplerine ve anten tiplerine göre, iki temel alt başlığa ayrılabilir.

- Pasif sistemler
- Aktif sistemler

1.1. Pasif Sistemler

Pasif sistemler (Şekil 1.1), implant ve harici alıcı arasındaki endüktif bağlantıya dayalı sistemlerdir. Bu çalışmalar genellikle, sensör üzerinde mikro ölçülerde bir kapasite ve endüktans elemanının çeşitli mimarilerde bir araya getirilmesiyle oluşur. İlgili fizyolojik büyüklüğe bağlı kapasitans değişimi, sensörün LC rezonans frekansını değiştirir. Endüktif güç transferi amacıyla dışarıdan harici olarak gönderilen bir elektromanyetik dalga, endüktans aracılığıyla geri yansıtılarak, içerideki sensörün rezonans frekansı ya da empedanstaki değişimler yine harici olarak tespit edilir. Benzer şekilde endüktif güç transferi ile çalışan, sensör olarak yüzey akustik rezonans (Liang vd. 2011, Murphy vd. 2013) ve piezorezistif (Inoue vd. 2019) yapılarının kullanıldığı ya da frekans kayması yerine ilgili verinin sayısal olarak yansıtıldığı (DeHennis ve Wise 2006; Schlierf vd. 2007; Cong ve Young 2009; Chow vd. 2010; Romain vd. 2011; Cheong vd. 2012; Cleven vd. 2012) sistemler de literatürde mevcuttur. Alıcı verici arasındaki bağlantı 400 MHz - 433 MHz gibi düşük frekans uygulamalarında kullanılmaktadır (Scanlon vd. 1997; Crumley vd. 1998; Scanlon vd. 1999). Bu tarz sistemlerde çevrim (loop) antenler kullanılır çünkü çevrim antenler yakın alan bölgesinde düşük empedans gösterir ki bu da kuplajlamayı kolaylaştırır (Curto ve Ammann 2006).



Şekil 1.1. Tipik pasif telemetri sistemi

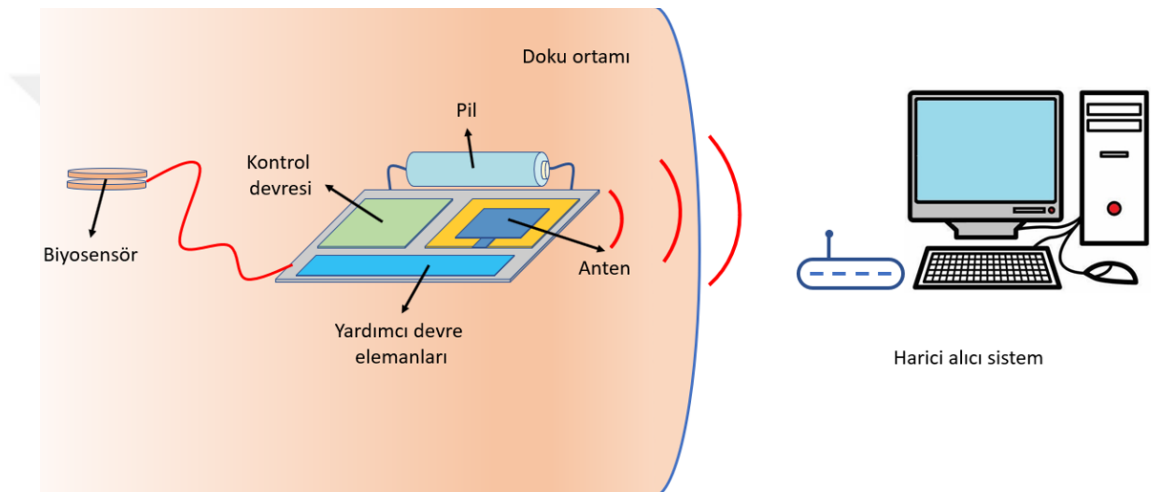
İmplant edilebilir pasif sistemlerin çoğunda bobin sargısı bir dielektrik ya da ferrit bir malzeme etrafında sarılıdır. Sekonder sargısı, primer sargısı tarafından üretilen, zamanla değişen manyetik alanı algılar ve bu implant edilmiş sargı üzerinde bir akım indüklemiş olur (Volakis 2007). İki bobin de indükleme yolu ile birbirleri arasında kuplajlanmış olur ve bu şekilde doğrusal bir haberleşme kanalı elde edilir.

Endüktif olarak kuplajlanan iletim kanallarının en büyük dezavantajı, kısıtlanmış haberleşme alanlarıdır. Çok büyük boyuttaki harici sargı, dahili sargıya yakın bir konumda hastaya temas etmelidir. Dahası, bu uygulama zaman harcayıcı bir etkiye sahiptir çünkü harici sargıyı doğru yere yerleştirmek dahili sargının konumuna bağlıdır. Diğer dezavantajları ise düşük anten verimliliği, düşük veri iletim oranı, dar bant karakteristiği, tek bantta iletim ve uzun süreli biyouyumluluk şeklinde sıralanabilir.

1.2. Aktif Sistemler

Aktif sistemlerde (Şekil 1.2) bilgi öncelikle sensör tarafından okunur ve bir anten vasıtasıyla harici bir cihaza ya da doğrudan bir bilgisayara aktarılmaktadır. Burada sistem; bir alıcı-verici, mikroişlemci, güç kaynağı, işlemsel yükselteçler ve anahtarlama bileşenleri kapsayan elektronik bir yapıdan oluşur (Beach vd. 2005). Vücut içerisinde aktif olarak ölçülen fizyolojik büyüklüğe ilişkin verinin, RF dalgaları ile dışarıya aktarılması ve harici bir istasyondan dinamik olarak izlenebildiği sistemlere (Theodor vd. 2014, Unadkat vd. 2015, Caldara vd. 2016) çalışmaları örnek gösterilebilir. Aktif sistemi oluşturan bileşenler bir anten ile kıyaslandıklarında nispeten küçük oldukları için kullanılan antene ait boyutun küçük olması implant edilebilir cihazın boyutunu küçültmek için oldukça önemlidir. İmplant edilebilir anten küçük boyutlarda, hafif ve sisteme kolay entegre edilebilir olmalıdır. Ayrıca, antene ait ışıma karakteristiği kabul görülen teknik standartları da sağlamalıdır.

Aktif sistemler haberleşme alanını artırır ve daha küçük harici alıcı kullanımına olanak sağlar. Ancak, piyasadaki implant edilebilir aktif cihazlar, batarya ömürlerine bağlı olarak, üç ila altı ay kadar kullanım sağlamaktadır. Batarya ömrünü artırmak aynı zamanda cihazın hacmini artırır. Doku içerisinde haberleşme alanındaki iyileştirmeleri kolaylaştırmak için Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü (ETSI), tıbbi ve meteoroloji uygulamaları için, medikal implant haberleşme sistemi (Medical Implant Communication System: MICS) bandını ayırmıştır. MICS bandı spektrumda 402-405 MHz frekansları arasını işgal eder ve maksimum yayılım bant genişliği 300 kHz'dir. Bant genişliğinde ve frekansta artış, daha geniş iletişim alanı için kullanılabilirlik demektir. Literatürde de zaman içerisinde çeşitli mikroşerit anten konfigürasyonları kapsamlı bir şekilde önerilmiş veya telemetri uygulaması için kullanılmıştır.



Şekil 1.2. Aktif sistem örnek yapısı

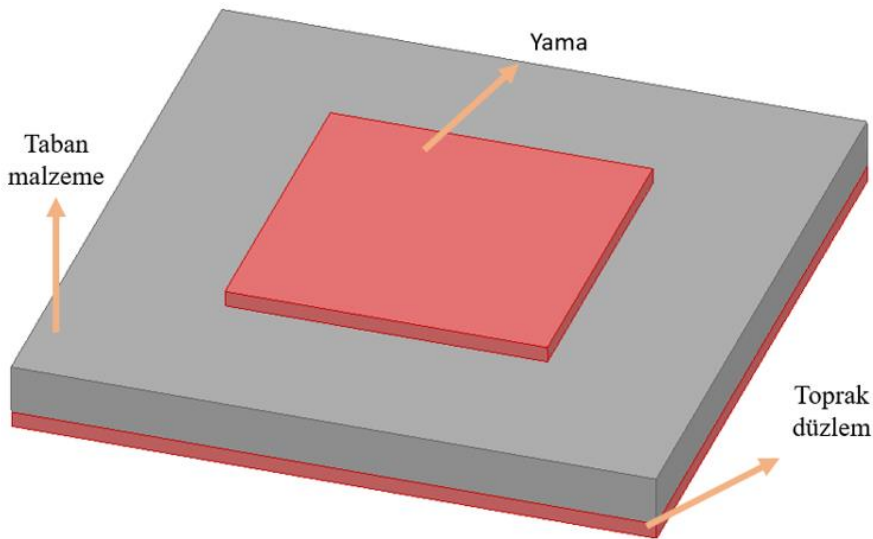
Biyolojik bir doku içerisine anten yerleştirmek mevcut sorunlara yeni ve büyük bir karmaşıklık ekler. Çünkü anten, yüksek geçirgenliğe sahip deri, kas, kan ve kemik gibi kayıplı bir ortam içerisinde yer almaktadır. Dokuya ait elektriksel geçirgenlik (ϵ_r), elektriksel iletkenlik (σ) ve kütle yoğunluğu (ρ) gibi sıcaklık ve frekans ile değişen parametreler vardır. Frekansın artmasıyla elektriksel geçirgenlikte azalma olmaktadır elektriksel iletkenlikte artış meydana gelir. Bu sebeplerden dolayı küçük boyutlu etkin bir anten tasarlamak birçok zorluk barındırır.

1.3. İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler

İmplant edilebilir sistemlerde kullanılan antenler çeşitlilik gösterebilmektedir. Güncel çalışmalarda kullanılan iki tip anten modelinden bahsetmek mümkündür. Açık literatürde, özellikle implant görüntüleme sistemlerinde kullanılan antenler mikroşerit antenler ve seramik çip antenlerdir. Seramik çip antenlerin kullanıldığı çalışmalara bakıldığında (Theodor vd. 2014, Unadkat vd. 2015) gayet küçük boyutlu oldukları görülmektedir. Ancak bu antenler genellikle tek ve çift bant performans sergilerler ve

çoklu bant uygulamalarına rastlamak neredeyse mümkün değildir. Üstelik çip antenler yapısı gereği mutlaka bir elektronik kart üzerine lehimlenmelidir. Ayrıca çip antenler çevresel koşullara karşı daha az uyum sağlamaktadır. Mikroşerit yama antenler ise düşük profilleri, düşük ağırlıkları, düşük maliyetleri, tasarımdaki büyük esneklikleri ve diğer bileşenlerle uyum kolaylığı nedeniyle mobil radyo ve kablosuz iletişim, yüksek performanslı uçaklar, uzay araçları, uydu ve füze uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır (Balanis 2005). Mikroşerit antenler ilk olarak 1953'te (Mehta 2015) tanıtılmış ve 1970'lerden beri önemli ölçüde araştırılmaya başlanmıştır. Şekil 1.3'te gösterildiği gibi geleneksel bir mikroşerit anten, topraklanmış bir dielektrik taban malzeme üzerine yerleştirilen çok ince bir iletken ışıma elemanından oluşur. Anten, taban malzeme üzerinden bir koaksiyel besleme hattı veya bir mikro şerit besleme hattı ile beslenebilir. Mikroşerit antenler, çok düşük maliyetli baskılı devre teknolojisi kullanılarak kolayca üretilebilir ve monolitik mikrodalga tümleşik devreler (MMIC'ler) ile uyumludur. Bu antenler ayrıca minyatürleştirilmeye elverişli yapıdadır ve geniş bant veya çok bantlı işlemler için tasarlanabilmektedir.

Mikroşerit antenlerin tasarlanması ve imal edilmesi nispeten kolay olmasına rağmen, düşük frekanslı işlem için çoğu geleneksel tasarım, dar bant genişliğine ve önemli ölçüde büyük hacme sahiptir. Bu nedenle implant edilebilir uygulamalarda kullanılabilmesi için boyutlarının küçültülmesi ve bant genişliğinin artırılması gerekir. İmplant edilebilir antenler için mikroşerit yapıların kullanılması minyatürizasyon için bazı avantajlar da sağlamaktadır. Örneğin; yüksek dielektrik sabitine sahip taban ve üst malzeme kullanımı efektif dalga boyunu kısaltır ve daha düşük rezonans frekansı yakalayarak minyatürizasyona katkı sağlar. Burada üst malzeme, anten ile kayıplı doku ortamı arasında izolasyon için gereklidir ancak üst malzemenin kalınlığının artması çalışma frekansını artırabilir. Bundan dolayı dielektrik sabiti yüksek ancak ince bir üst malzeme gereklidir (Kiourti ve Nikita 2012). Mikroşerit antenlerin diğer bazı dezavantajları arasında düşük verimlilik, sınırlı güç kapasitesi, zayıf polarizasyon saflığı ve zayıf tarama performansı sayılabilir.



Şekil 1.3. Mikroşerit anten yapısı

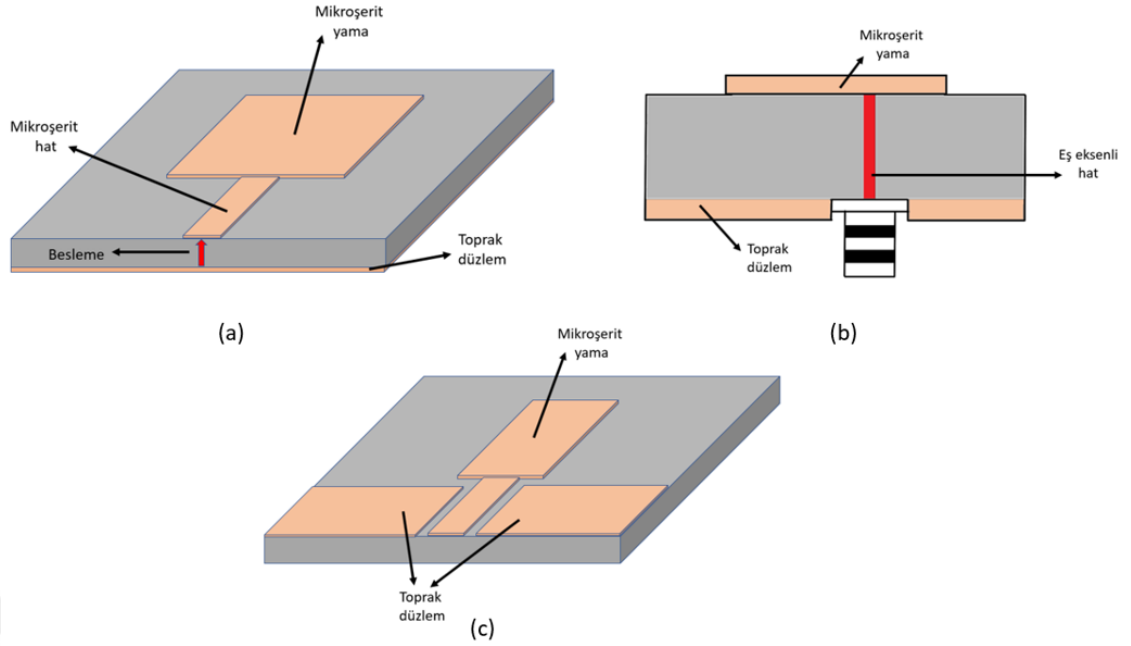
Mikroşerit antenlerde farklı besleme konfigürasyonlarına rastlamak mümkündür. Besleme yöntemleri anten başarımını etkileyen önemli unsurlardandır. Bu yüzden farklı besleme yöntemi geliştirilmiştir. Temel olarak temaslı ve temassız besleme olarak ayrılabilirler de günümüzde kullanılan birçok çeşidi mevcuttur. Bunlardan en sık rastlananlar ise eş eksenli hat besleme, mikroşerit besleme, eşyüzey dalga kılavuzlanmış besleme olarak sıralanabilir. Hangi besleme tekniğinin seçileceğini etkileyen birçok etken vardır. En önemli etken ise besleme hattı ile ışıma elemanı arasındaki güç iletiminin verimi, yani empedans uyumudur. Empedans uyumu ile yüzey dalgalarının, istenmeyen ışımların ve bu ışımların anten başarımına olan olumsuz etkilerinin önüne geçmek mümkündür.

Farklı yöntemlerle uygulanabilen besleme teknikleri genel haliyle temassız ve temaslı olmak üzere iki sınıfa ayrılabilir. Temaslı beslemede iletim hattı doğrudan ışıma elemanına bağlı durumdadır. Temassız beslemede ise besleme hattı ile ışıma elemanı arasında kuplajlama yolu ile enerji taşınmaktadır. Tasarlanan antenin sahip olduğu yapı kullanılacak besleme tipini büyük ölçüde etkiler. Bu yüzden günümüze kadar farklı yapılarda besleme teknikleri geliştirilmiştir.

Mikroşerit besleme mikroşerit antenlerde kullanılan en basit besleme tekniğidir. ‘Şekil 1.4 (a)’da görüldüğü gibi bu yöntemde besleme hattı ile ışıma elemanı aynı taban malzeme üzerindedir ve birbirlerine temaslıdır. Üretimde ve tasarımda kolaylık sağlayan bu besleme tekniği dar bant bir performans sağlamaktadır. Bant genişliğini artırmak için taban malzemenin kalınlığı artırılabilir ancak bu da beslemeden kaynaklı parazitik ışımayı ve yüzey dalgalarını artıran bir durumdur (Balanis 2005). Bununla beraber besleme hattının genişliği yama boyutlarına oranla daha küçük olması empedans uyumunu zorlaştıran bir durumdur. Ancak empedans uyumu herhangi bir uyumlandırma devresine ihtiyaç kalmadan yamada girintiler oluşturularak ya da besleme hattı ile yama arasına kuplaj boşluğu bırakılarak sağlanabilir. Fakat bu boşluk mesafesi güç kaybına da sebep olmaktadır (Garg vd. 2001).

Eş eksenli hat besleme bir diğer besleme tekniklerindendir. ‘Şekil 1.4 (b)’de görüldüğü gibi Burada eş eksenli bir kablo toprak düzleminin altında bulunur ve iç iletken taban malzemeyi delerek ışıma elemanına bağlıyken dış iletken ise toprak düzleme bağlanmaktadır. Olukça yaygın olarak kullanılan bu beslemede empedans uygunluğu besleme konumuna göre ayarlanabilmektedir. Fakat, taban malzemesinin delinerek iç iletkenin ışıma elemanına lehimlemesi bu tekniğin dezavantajı olarak gösterilebilir. Ayrıca bu beslemede dar bant bir sonuç elde edilebileceği gibi bant genişletmek için taban malzeme kalınlığını artırmak ışıma başarımında olumsuz etki yapacaktır (Garg vd. 2001).

Eş yüzey dalga kılavuzlanmış beslemede, eş eksenli ve mikroşerit beslemenin aksine ışıma elemanı ve toprak düzlem ‘Şekil 1.4 (c)’deki gibi aynı düzlemde bulunmaktadır. Yama ile toprak düzlem arasındaki boşluk ayarlanarak empedans uyumu gerçekleştirilebilir (Liang vd. 2005, Ma ve Tseng 2006, Rahman vd. 2007, Ur-Rehman vd. 2015). Düşük yansıma oranına sahip olması (Smith ve Williams 1992), geniş bant sağlaması (Başaran ve Sertel 2013) ve üretim kolaylığı avantajlarındandır. Ancak bu besleme tekniği nispeten kalın taban malzemeye ihtiyaç duyduğu için düşük profilli anten tasarımını zorlaştırmaktadır ve yüksek frekanslar uygulamaları için daha elverişlidir.



Şekil 1.4. Mikroşerit anten besleme yöntemleri, **a)** mikroşerit hat besleme, **b)** eş eksenel besleme, **c)** eş yüzey dalga kılavuzlanmış besleme

1.4. Çoklu Bant İmplant Edilebilir Mikroşerit Antenler

İmplant edilebilir sistemlerde tek bir telemetri sistemi ile farklı sensörler bir araya gelerek çeşitli ölçüm verilerinin dışa aktarımı ve bununla beraber sisteme ait batarya ömrünün de artırılması önemli birer araştırma konusudur. Tıbbi kullanımlar için özel olarak MICS bandı spektrumunda ayrılmıştır. Yalnızca bu bandı kullanarak birden fazla veri transferi yapmak sistem başarımını ve haberleşme kanalını olumsuz etkileyecektir. Bu yüzden, haberleşme kanalında kullanılmak üzere başka frekans bantlarını da kapsayan bir anten tasarımı, kaspanan frekans adedince farklı biyosensör ile çalışma imkânı sunacaktır. Bununla birlikte, birçok biyotelemetri uygulamasının ihtiyaç duyduğu enerji tasarrufu için implant edilebilir cihazın kullanılmadığı (ölçüm yapmadığı) zaman uyku modu durumunda olması istenebilir. Bu durumun kontrolü de farklı bir frekans bandından gerçekleştirilebilir. Çoklu bant tasarımlarının, dahili anten ile harici anten arasındaki mesafeye bağlı olarak farklı frekans bantlarında haberleşme tercih edilebileceği de farklı çalışmalarda rapor edilmiştir (Gani ve Yoo 2016). Örneğin; 5 metreden düşük mesafeler için MICS bandı kullanılırken 5 ila 6 metre arasındaki mesafeler için 915 MHz Endüstriyel, bilimsel ve medikal (Industrial, Scientific and Medical: ISM) bandı kullanılabilir. 6 ila 7 metre arası mesafeler için ise 2.4 GHz ISM bandı kullanılabilir (Gani ve Yoo 2016). Bunun yanında farklı dünya bölgelerinde kullanılan frekans bant çeşitliliği için de elverişli bir anten tasarlanmış olur. Çünkü, dünyanın farklı bölgelerinde kullanılan haberleşme bantları, frekansları bakımından farklılık gösterebilmektedirler. Örneğin; Kablosuz tıbbi telemetri hizmeti (Wireless Medical Telemetry Service: WMTS) bandı Japonya’da 420 MHz – 429 MHz arasında tanımlı iken Amerika’da 1.395 GHz – 1.4 GHz arasında tanımlıdır (Hanna 2009). Bu

yüzden, çoklu bant anten tasarımları implant edilebilir sistemler için dünya genelinde kullanıma uygun hale gelmiş olacaktır. Bu tezde yer verilen çalışmanın artlarından biri ise bu amaca hizmet edebilmesidir.

İmplant edilebilir antenler canlı doku içerisine yerleştirilmektedir. Kullanım amaçlarına göre farklılık gösterebilir de genel olarak deri, yağ ve kas gibi doku ortamlarında çalışmaktadır. Bu ortamlar ise frekans ve ısıya bağlı olarak elektriksel özellikleri değişen ortamlardır ve yüksek dielektrik değerine sahip olduklarından implant edilebilir antenler için kayıplı ortam olarak davranırlar. Bununla birlikte implant edilebilir antenlerin kullanım uygunluğu için küçük tasarlanmaları da hesaba katılınca bu antenler ait kazanç değerleri oldukça düşüktür.

Literatürde mikroşerit anten tasarımıyla ilgili yapılan birçok çalışma mevcuttur. Bu mikroşerit antenlerin kazançlarını iyileştirmek için bir o kadar da farklı yaklaşımlar literatüre kazandırılmıştır. Bu teknik ve yaklaşımlardan biri de metamalzeme yapılarına yer vermektir.

Son yıllarda yapılan çalışmalar kablosuz haberleşmeyi geliştirdi ancak güncel ihtiyaçlar daha da gelişmeyi gerektirdi. Bu sebeple araştırmacılar doğada bulunmayan davranışlar sergileyen malzemeler üzerinde çalışmaya başladılar. Bu malzemeler alışılmadık elektriksel özellikler gösteren yapay malzemelerdir. Ayrıca, elektromanyetik dalgalar ile etkileşim gösterirler ve kontrol edilebilirler. Doğada var olan malzemelerin sergiledikleri özelliklerin aksi özellikler gösteren bu yapılara metamalzeme denir. Metamalzeme, kelime anlamı olarak malzeme ötesi demektir. Bu isimle zıt özellik ve doğada kendiliğinden bulunamayacak malzemeler temsil edilmektedir.

Metamalzeme yapılarının temelini periyodik yapılar oluşturmaktadır. Belirli bir birim hücre oluşturulan periyodik yapılar, doğal olarak var olan, mükemmel elektrik iletkenlerin aksi özellik göstererek mükemmel manyetik iletken olarak davranırlar ve bu davranışın getirileri kullanılarak mikroşerit antenlerde ısıma, empedans uyumu, SAR değeri vb. özelliklerin iyileştirilmesinde katkıda bulunmaktadır.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Biyotelemetri Sistemleri için Çok Bantlı Mikroşerit Antenler

Biyotelemetri sistemleri tipik olarak; fizyolojik bulguları algılayan bir biyosensör, sensörden elde edilen elektriksel verileri işleyerek modüle eden tümleşik bir devre, sistemin güç gereksinimi karşılayacak olan bir pil ve fizyolojik verinin kablosuz olarak dış dünyaya aktarılacak harici bir ünite tarafından dinamik olarak izlenmesini sağlayacak olan bir anten elemanından oluşmaktadır. Klinik uygulamalarda kullanılabilecek özelliklerde dahili biyotelemetri sistemlerinin gerçek klinik uygulamalara aday olabilmesi için vücut yapısıyla uyumlu minyatür boyutlarda üretilmesi gerekmektedir. Bu kapsamda sistemin kablosuz telemetri ihtiyacını karşılayacak özelliklerdeki minyatür boyutlu implant edilebilir anten elemanlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Söz konusu antenin küçük boyutlarda olmasının yanında, düşük SAR değerlerine sahip olması, kayıplı vücut içi koşullarda kabul edilebilir kazanç değeriyle birlikte düzgün bir ışıma performansı sergilemesi de beklenmektedir. Diğer taraftan, modern biyotelemetri sistemlerinin, çoklu implant edilebilir antenlerin tasarımı ile biyotelemetri cihazları için haberleşmede bazı yenilikler gelmiştir. Bu yeniliklerden, özellikle, haberleşme mesafesine göre veri alışverişi için kullanılan çoklu bant yapıları (Gani ve Yoo 2016), implant telemetri sisteminin uyku modu özelliği ve birden fazla fizyolojik verinin eşzamanlı iletimi etkili olmuştur. Mevcut ve muhtemel senaryolara göre telemetri sistemin ölçüm yapmadığı anlarda uyku moduna geçerek pil ömrüne katkı sağlanması ve tek bir sisteme bağlı iki ya da daha fazla sensör verilerinin farklı taşıyıcı frekanslarında modüle edilerek eşzamanlı iletilmesi durumları değerlendirildiğinde tüm bu işlemlerin gerçekleştirilmesi ancak, anten elemanının çoklu bant performansı göstermesi ile mümkün olabilmektedir. Sözü edilen bu gereksinimleri eş zamanlı olarak sağlayabilecek özelliklerdeki bir implant antenin tasarımındaki zorluklar bu tarz antenlerin önemini ve değerini daha da artırmaktadır.

İmplant edilebilir mikroşerit antenler, kendilerine tahsis edilen frekans bandını kullanarak veri alışverişini mümkün kılar. İmplant edilebilir cihazlar içinse, genellikle 402 MHz, 433 MHz, 868 MHz, 915 MHz, 1.4 GHz, 2.45 GHz ve UWB (yaklaşık 6 GHz) bantlarında tasarım yapılmaktadır (Kiourti ve Nikita 2017). 1999 da FCC tarafından MICS (402 - 405 MHz) bant tahsis edilmiştir ve 2002 yılında da ETSI tarafından kabul edilmiştir. Ultra düşük güçlü implant cihazların kullanımına sunmuştur (Anonymous 2). MICS bandı vücut içerisinde iyi bir iletkenliğe, veri transfer oranına ve haberleşme mesafesine sahiptir. Bu frekans bandı genel olarak implant cihazlar, vücut üstüne (Kumar ve Badhai 2017, Ahmad vd. 2018) ya da giyilebilir (Watanabe ve Iwasaki 2012) uygulamalarca kullanılmaktadır (Islam ve Yüce 2016). Ancak FCC 2009'da MICS bandını genişleterek MedRadio bandını 401-406 MHz, 413-419MHz, 426-432MHz, 438-448MHz ve 451-457MHz frekans ölçeklerine implant cihazlar ve vücut üstü giyilebilir uygulamalar için tahsis etmiştir (Anonymous 1). Bununla beraber FCC tarafından uzaktan tıbbi görüntüleme/takip uygulamaları için tahsis edilmiş Kablosuz Medikal Telemetri Hizmeti (Wireless Medical Telemetry Service: WMTS) (608-614, 1395-1400, 1427-1432 MHz) bandı da mevcuttur. WMTS bandı, 2000 yılında tahsis edilmeden önce lisanssız boş televizyon kanallarında ya da lisanslı ancak ikincil olarak lisanssız mobil cihaz haberleşme kanalı kullanılıyordu ancak bu durum haberleşme kanalında parazitif etkilere sebep olabiliyordu (Anonymous 3). Bu ve benzeri sebeplerden dolayı özel kullanım için frekans ataması yapılması önem

kazanmaktadır. Her ne kadar belirli frekans ölçeklerinden bahsedilse de dünya geneline bakıldığında farklı ülkelerde frekans bantlarına ait spektrumlarda düzenlemeye gidildiği literatürde rapor edilmiştir (Hanna 2009, Islam ve Yüce 2016). Örneğin; FCC'nin Amerika için belirlediği WMTS bandı Avrupa'da, farklı haberleşme hizmeti için ayrıldığından, ETSI tarafından kullanılmıyorken Japonya'da 420-429 MHz frekans bandında kullanılmaktadır (Hanna 2009).

Açık literatürde, tıbbi uygulamalar için de sertifika ya da lisans gerektirmeyen, ISM bandını kullanan birçok çalışma rapor edilmiştir. ISM bandı genel olarak 433, 868, 915, 2450, 5800 MHz merkez frekanslı bantlara sahiptir. Uluslararası Telekomünikasyon Birliği (International Telecommunication Union: ITU) dünyayı üç bölgeye ayırmıştır. Rusya, Avrupa, Afrika ve Arap yarımadası birinci bölge, Amerika kıtası ikinci bölge ve Asya, Avustralya kıtaları da üçüncü bölge olarak sınıflanmıştır. Bu bölgeler kullandıkları haberleşme bantlarında farklılık gösterirler ve bunlar biri de ISM bandıdır. Örneğin; 2.45 ve 5.8 GHz bantları dünya genelinde kullanılırken; 915 MHz ikinci bölgede, 433 ve 868 MHz birinci bölgede kullanılmaktadır (Anonymous 4).

İmplant edilebilir antenlerde bant seçimi ayrı bir önem arz etmektedir. Çünkü, yüksek ve alçak frekans çalışma noktalarının birbirleri üzerinde artı ve eksileri mevcuttur. Spesifik olarak, düşük frekanslar, biyolojik dokulardan daha düşük kayıpla ilişkili olduklarından kullanım açısından daha cazip olma eğilimindedir. Örnek olarak, 3-5 GHz mertebesindeki yüksek frekanslar, her 2 cm biyolojik doku için 20-30 dB kadar yüksek bir zayıflama anlamına gelmektedir. Öte yandan, düşük frekanslar iletişim hızını sınırlar ve büyük antenler ve büyük devre bileşenleri anlamına gelir, bu da vücut içi cihazın boyutunu artırmaktadır (Kiourti ve Nikita 2017).

İmplant edilebilir cihazlar için kullanılan birçok anten tasarımı mevcuttur. Genellikle PİFA, yama, çevrim (loop) ve monopol antenler tasarlanmıştır (Kiourti ve Nikita 2017). İmplant edilebilir antenler doku içerisine yerleştirilir ve bulundukları yere göre vücut hareketlerini kısıtlamamaları istenir. Üretim şekline göre, yerleştirilmeleri gereken kapsül yapısına ve boyutlarına uyum sağlamaları için olabildiğince küçük boyutta olmalıdır. Tıbbi uygulamalar için geliştirilen bu antenler özellikle MedRadio bandı gibi spesifik frekans karakteristiğine sahip olması istenebilir. MedRadio bandının 401-406 MHz arasında olduğu düşünülürse çalışma frekansına göre anten boyutunun nispeten büyük olması gerekir. Ancak, açık literatürde birçok çalışma, implant olsun olmasın, bu sorunu birtakım yöntemlerle aşmayı önermiştir.

Yukarıda sözü edilen telemetri sistem ihtiyaçlarını karşılayan ve ilgili frekanslarda performans gösteren farklı tasarım özelliklerine sahip implant antenler literatürde yerini almıştır. Bu kapsamda, rezonansa geldikleri frekanstaki dalga boyları fiziksel boyutlarından çok daha küçük olduğu bilenen yarık-halka (split-ring) yapıları (Başaran ve Erdemli 2008; Başaran 2011, 2012a, 2012b; Başaran ve Sertel 2015; Yamaç ve Başaran 2020; Liu X vd. 2016; Usluer ve Başaran 2016; Yamaç ve Başaran 2016; Jiang vd. 2019; Ketavath vd. 2019; Manoufali vd. 2019; Usluer vd. 2019; Wang vd. 2020) ve komplementleri, elektriksel olarak küçük implant anten tasarımlarında kullanılmıştır. Yarık halka yapıları bir açıdan da meta-malzeme olduklarından anten kazanç değerlerine de katkı sağladıkları literatürde rapor edilmiştir (Alrawashdeh vd. 2015). Ayrıca, düzlemsel ters F anten (PİFA) yapıları (Gani ve Yoo 2016; Ahmad vd. 2018; Abdi ve Aliakbarian 2019; Bakogianni ve Koulouridis 2019; Abdi vd. 2020)

çeyrek dalga boyunda rezonansa gelmeleri özelliğiyle minyatür anten tasarımında literatürdeki yerini almıştır. Bununla beraber, kıvrımlı hat (meander-line) yapıları (Yamaç ve Başaran 2016, Magill vd. 2017, Lesnik vd. 2018, Zada ve Yoo 2018, Hayat vd. 2020, Valanarasi ve Dhanasekaran 2020, Yousaf vd. 2020) fiziksel boyutu değiştirmeden yama yapısını uzatarak daha uzun etkin akım yolu yapılmasında ve rezonans frekansı aşağı çekilerek daha kompakt bir anten elde edilmesinde sık kullanılan bir anten konfigürasyonudur. Bunların dışında, kısa devre pim (shorting-pin) yapıları kullanmak minyatür anten tasarımına ayrıca katkı sağlamaktadır. Toprak ve yama düzlemleri arasına bir kısa devre pimi yerleştirmek, antenin etkin boyutunu artırır ve buna karşılık, ilgili çalışma frekansında gerekli fiziksel boyutları azaltmış olur (Karaçolak vd. 2008, Usluer ve Başaran 2016). Ek olarak, telemetri sistem ihtiyaçlarını karşılayabilecek, çok beslemeli (differential feed) anten yapıları da literatürde yerini almıştır (Lei ve Gou 2015, Liu Y vd. 2016). Bu yöntemlerle birlikte toprak yapısında yarıklar açarak rezonans frekansında ayarlamalar yapmak yine mümkündür (Usluer ve Başaran 2016, Shah vd. 2019). İmplant edilebilir mikroşerit antenlerde diğer antenlerden farklı bir katkı daha vardır. O da üst malzeme kullanmaktır. Yüksek dielektrik sabitesi olan taban ve üst malzeme kullanımı efektif dalga boyunu düşürerek daha düşük rezonans frekansına sebep olur (Kiourti ve Nikita 2012). Üst malzeme ısıma elemanı ile doku arasında bir izolatör görevi de görmektedir. Bu sayede yama yüzeyinde olası kısa devre durumunu ortadan kaldırmış olur. Ancak üst malzemenin kalınlığı rezonans frekansı ile doğru orantılıdır. Bu yüzden seçilecek üst malzeme yüksek dielektrik sabiteli ancak ince bir yapıda olmalıdır (Kiourti ve Nikita 2012).

Telemetri sistemlerinin en güçlü özelliği olan kablosuz haberleşme kabiliyetini yukarıda bahsedilen anten yapıları ile karşılamak mümkündür. Haberleşme kalitesini artırmak ve sistem başarımına katkıda bulunmak için bu antenlerde aranan bir diğer önemli parametre ise anten kazanç değeridir. İmplant edilebilir telemetri sistemleri için gerekli kompakt boyutlar ile bu sistemlerin bulundukları kayıplı doku ortamı göz önünde bulundurulduğunda, anten kazanç değerleri istemsizce düşük seviyelerde olmaktadır. Anten boyutunun kazanç ifadesine doğrudan etkisi olması bu sorunu aşmayı zor ve kıymetli hale getirmektedir. Bu yüzden implant edilebilir anten tasarımlarında minyatür boyut, çoklu bant ve yüksek kazanç parametreleri arasındaki dengeyi olabildiğince yüksek seviyede kurabilmek gerekmektedir. İmplant edilebilir antenler kayıplı ortamda bulunmaları ve boyutlarının küçük olmalarının sonucu oldukça düşük kazançla sahiptirler. Küçük anten boyutlarında düşük rezonans frekansı yakalamak da ayrıca bir zorluktur. Örneğin; anten boyutunda salt olarak küçülmeye gitmek rezonans frekansını artırırken (Soontornpipit vd. 2004, Chien vd. 2010) anten kazancını olumsuz etkiler. Halbuki, bir haberleşme sisteminde antene ait kazancın mümkün olduğunca iyi seviyelerde olması sistem başarımı için oldukça önemlidir. Bu yüzden, anten boyutu, bant karakteristiği ve kazanç arasındaki dengenin kurulması oldukça güç olması ve bu ölçütler arasında bir alış-veriş etkisinin varlığı bu tarz antenlerin literatür sahasındaki değerleri oldukça artmaktadır.

Açık literatürde anten kazancını iyileştirmek için birtakım yaklaşımlar geliştirilmiştir. Bunlardan biri de meta-malzeme yapılarıdır. Meta-malzeme yapıları serbest uzay çalışmalarında oldukça fazla örnek çalışmaya sahiptir. Bununla beraber, meta-malzeme yapıları kullanarak elektromanyetik karakteristikleri geliştirilmiş birçok giyilebilir (tekstil) anten tasarımı da mevcuttur. Fakat, meta-malzeme yapılarını kullanarak implant anten başarımını artırmaya yönelik çalışmalar ise oldukça azdır.

Bu tez çalışmasında tasarlanan iki adet implant anten çalışması vardır. Önerilen anten tasarımlarından biri üç rezonans frekansı karakteristiğinde iken, diğer tasarımda ise dört adet rezonans frekansı söz konusu olup her bireri de anlamlı bölgelerdedir. Bu rezonans frekansları yukarıda bahsedildiği gibi implant telemetri sistem uygulamalarının ihtiyaç duyduğu şekilde ve farklı dünya bölgelerinde kullanıma uyum sağlayacak düzeyde tasarlanmıştır. Literatüre bakıldığında çoklu bant tasarımlarının sayısı oldukça azdır ve var olan çalışmalarda da üç rezonans frekansı eğilimi görülmektedir (Gani ve Yoo 2016, Yousaf vd. 2020). Bu çalışmada ise biri üç diğeri dört rezonans frekansına sahip iki adet implant edilebilir anten önerilmiştir.

Anten tasarımında kullanılan yöntemler ve yaklaşımlar literatürden beslenmiş tekniklerle desteklenmiş ve farklı çalışmalardan edinilen bilgilere yer verilmiştir. Tasarlanan antenlerin ihtiyaç duyduğu besleme teknikleri, toprak düzlem yapısı ve ışıma elemanı konfigürasyonu üzerinde çalışılarak optimum tasarımlar elde edilmiştir. Böylece, tamamen özgün tasarım hikayesine sahip implant antenler çalışmaları ortaya çıkmıştır. Bu kapsamda elde edilen nihai tasarımlar, farklı anten çalışmaları için kullanılmış ancak implant antenlerde örneklerine sık rastlanılmayan meta-malzeme yapıları ile iyileştirme çalışmaları da yapılmıştır. Buradaki periyodik yapı çalışmaları da tamamen tez kapsamında kendi özgünlüğüne sahiptir.

2.2. Anten Kazancı İçin Meta-malzeme Tabanlı Periyodik Yapılar

İmplant edilebilir mikroşerit antenler hem bulundukları kayıplı ortam gereği hem de boyutları gereği çok düşük kazançlara sahiptir. Mikroşerit anten tasarımlarında yüzey akımlarını bastırmak, empedans uyumunu sağlamak, anten ışıma örüntüsünü iyileştirmek, SAR değerini iyileştirmek vb. katkılar için metamalzeme yapılarının kullanıldığı mevcuttur. Bu meta-malzeme yapılarına periyodik yapılar da denebilmektedir. Farklı isimler alabilen periyodik yapılar sayesinde anten kazancında kayda değer katkılar olduğu literatüre kazandırılmış bir bilgidir. Ancak periyodik yapıların kullanıldığı anten tasarımlarına implant edilebilir sistemler için rastlamak oldukça zordur. Periyodik yapılarının, örneğin EBG yapıları, implant edilebilir antenlerde kullanılabileceği ilk olarak 2017 yılında bahsedilmiştir (Fan vd. 2018).

Kablosuz haberleşmedeki güncel gelişmeler daha gelişmiş ya da daha özel tip elektromanyetik malzemeleri yüksek performans uygulamaları için talep eder ve bu, elektromanyetik alanlar konusuna yeni bir boyut getirmektedir. Meta-malzemeler optikten Nano bilime, malzeme biliminden anten mühendisliğine kadar oldukça geniş bir bilim uzayını kapsamaktadır. Meta-malzemeler doğada kolayca bulunamayan sıra dışı özellikli yapay etkili homojen elektromanyetik yapılar olarak tanımlanabilir. Yani doğada bulunmayan özellikler gösteren malzemeler olarak da tanımlanır. Diğer bir tanıma göre ise elektromanyetik dalgalar ile etkileşen ve kontrol edilebilen yapay olarak oluşturulmuş malzemelerdir. Yapay malzeme ilk olarak 1898'de JB tarafından uygulandı ve şimdi yapay kiral elementler olarak bilinen bükülmüş yapılar üzerinde ilk mikrodalga deneysel çalışmaları gerçekleştirdi. Sergiledikleri elektromanyetik özelliklere göre meta-malzemeler literatürde birçok farklı isme sahiptir. Bu isimlerden bazıları çift negatif malzemeler (DNM), sol el malzemeler (LH), negatif yansıma indeksi (NRI) malzemeleri, manyeto malzemeler, sert ve yumuşak yüzeyler, yüksek

empedanslı yüzeyler, yapay manyetik iletkenler (AMC), (EBG), (SRR), (PBG) ve meta-malzeme soğurucular (Alam vd. 2013; Dewan vd. 2017).

Meta-malzemeler, elektromanyetik özellik sergilemelerini bağlı olarak literatürde farklı isimlerle anılırlar. Bunlardan bazıları; çift negatif malzemeler, sol el malzemeler, manyetik malzemeler, yumuşak ve sert yüzeyler, elektrik bant boşluklu yapılar, yüksek yüzey empedanslı malzemeler ve yapay manyetik iletkenler. Meta-malzemeler bütünü birbirinden ayrı değildir. Aynı özellik gösteren yapılar olduğu gibi farklı frekanslarda farklı malzemeymiş gibi davranan yapılar da vardır. Örneğin, bir periyodik bileşimli iletim hattı yapısı bir frekans bandında sol el malzeme gibi davranırken başka bir frekansta bant boşluklu yapı gibi davranabilir.

Meta-malzeme yapılarının tek bant antenlerde kullanımı çift ve çoklu bantlara göre daha kolaydır. Ancak çift bant tasarımlarda her iki bant için ayrı birim hücre yapısı tasarlamak gerekebileceği gibi (Salar-Rahimi vd. 2012) çoklu bant yapıları için ise bu durum daha da karmaşık hale gelebilmektedir. Mikroşerit antenler için tasarlanan periyodik yapılar genellikle ilgili antenin üst yüzeyine ya da alt yüzeyine yerleştirilmektedir (Ashyap vd. 2017; Kurra vd. 2016; Prakash vd. 2013; Zada vd. 2020). Ancak bazı tasarımlarda mikroşerit antenin yaması ve hatta toprak düzlemi eş yüzeyde de olabilmektedir (Fan vd. 2018; Salar-Rahimi vd. 2012).

2.3. Sayısal Analiz ve Doku Modeli

Mikroşerit anten tasarım aşamasında bilgisayar tabanlı sayısal analiz yapan simülasyon programları kullanılmaktadır. Bu programlar gerçek ölçülere oldukça yakın sonuçlar vermeleri ile literatürde oldukça sık kullanılır. İnsan vücudu ile implant antenler arasındaki etkileşimi tahmin etmek için çok sayıda doku model mevcuttur. Guy 1971 gibi ilk çalışmalar elektromanyetik ısıma ve biyolojik dokular arasındaki etkileşime odaklandığından, son derece geniş bir vücut fantomu seçimi önerilmiş ve araştırılmıştır. Vücut fantomları, insan vücudunu geometrik şekil ve doku sayısı açısından farklı doğruluklarla tanımlar. İnsan vücudunun, RF yayılımı durumunda oldukça kayıplı malzemelerden oluştuğuna özellikle dikkat edilir. Bu yüzden, vücut fantomunun seçimi implant edilmiş antenlerin hem tasarımını hem de performanslarını etkiler. Aslında, giyilebilir uygulama araştırmalarında rapor edildiği üzere, vücuttan dışarı yayılan elektromanyetik alan vücut modeliyle güçlü bir şekilde ilişkilidir (Alomainy vd. 2007, Hall vd. 2007). Sayısal analizde kullanmak üzere, literatürde mevcut olan insan vücudu modelleri arasındaki farklılıkları daha iyi kavrayabilmek için, bunları geometrik şekillerine, kompozisyonlarına (içerdikleri malzemelerine) ve boyutlarına göre sınıflandırmak gerekmektedir ancak, bu üç sınıfın her biri birkaç varyasyonu içermektedir ki sonuç olarak, bu kadar farklı çevre ortamları hesaba katmak, implant edilebilir ısıma elemanlarının elektromanyetik performanslarını değerlendirmek oldukça zordur ve hatta bazen anlamsızdır (Merli 2011).

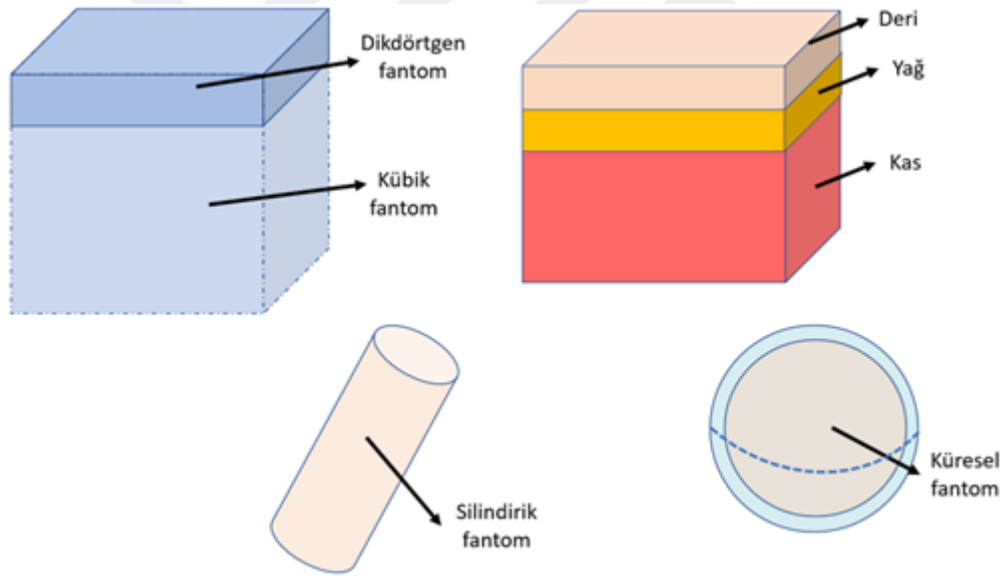
Sayısal analizde, implant edilebilir antenler homojen olmayan kayıplı biyolojik doku içerisinde analiz edilirler. Biyolojik dokular kendi dielektrik sabitlerine, iletkenliklerine ve kütle yoğunluklarına sahiptirler, üstelik bu değerler frekans ve ısı bir fonksiyonu olarak tanımlanmalıdır (Kiourti ve Nikita 2012). İmplant edilebilir mikroşerit anten tasarımında deri, kas ya da yağ gibi doku ortamları simülasyon için mutlaka tanımlanmalıdır. Bu tanımlar ise tek bir yaklaşımla yapılmamaktadır. Doku modeli tanımlanırken günümüz açık literatüründe çok sık karşılaşılan geometrik şekil

mevcuttur. İmplant antenler tasarlanırken genellikle kanonik şekillerde modeller kullanılır (Kiourti ve Nikita 2012; Merli 2011). Bu modeller bazen tek katmanlı olur bazen çok katmanlı olabilir. Daha doğru sonuçlar elde edebilmek için bilgisayar tabanlı gerçekçi insan modelleri de literatürde kullanılır. Örneğin; dikdörtgen kutu (bazen kübik) fantomlar (Faisal vd. 2019; Faisal ve Yoo 2019; Ung ve Karaçolak 2012; Xiao vd. 2016; Yamaç ve Başaran 2016; Zada ve Yoo 2018; Li vd. 2019; Hayat vd. 2020; Xu vd. 2020; Valanarasi ve Dhanasekaran 2020; Yousaf vd. 2020), deri-yağ-kas olarak üç katmanlı fantom modelleri (Liu X vd. 2016, Kumar ve Badhai 2017, Ahmad vd. 2018, Fan vd. 2018, Abdi ve Aliakbarian 2019, Abdi vd. 2020, Ganeshwaran vd. 2020, Wang vd. 2020) ve silindirik modeller (Koyanagi vd. 2003, Dissanayake vd. 2009, Lesnik vd. 2018, Wang vd. 2018; Bakogianni ve Koulouridis 2019) literatüre rapor edilmiştir. Bu şekillerin yanında küresel fantom modellerine de yer verilmiştir (Kim ve Rahmat-Samii 2004). Bu tür basitleştirilmiş geometrilerin kullanımı, simülasyon süresinin azaltılmasına, tasarım imkanlarını kolaylaştırma ve analitik formüllerin kullanılmasına izin verdikleri için çok yaygındır (Kiourti ve Nikita 2012; Merli 2011,). Ayrıca, anten ölçümleri için standart ve gerçekleştirilmesi kolay koşullar sağlarlar. Her kanonik geometri için bir tane olmak üzere dört örnek Şekil 2.1'de verilmiştir. Bilgisayar tabanlı simülatörlerde daha gelişmiş fantom modelleri de vardır. Bu modeller genellikle kol, baş, göğüs gibi belirli uzuvları kullanma imkânı sağlamakla beraber tüm vücudun modellendiği fantom yapıları da kullanılır. Bu modellerin kullanıldığı birçok çalışma literatürde rapor edilmiştir (Alrawashdeh vd. 2015, Kumar ve Badhai 2017, Wang vd. 2018, Zada ve Yoo 2018, Bakogianni ve Koulouridis 2019, Faisal vd. 2019, Manoufali vd. 2019, Hayat vd. 2020). Bu fantom modellerinin yanında çoğunlukla Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging: MRI) sistemlerinin analizinde kullanılan ve insan üst gövdesini modelleyen ASTM fantom modeli yaygın olarak kullanılmaktadır (Kozlov vd. 2017a, 2017b; 101) ama implant antenler için kullanılan çalışma da mevcuttur (Das ve Yoo 2017). ASTM fantomuna ait standart boyutlar Gou vd. (2017)'de rapor edilmiş ve Şekil 2.2'de görüldüğü gibidir.

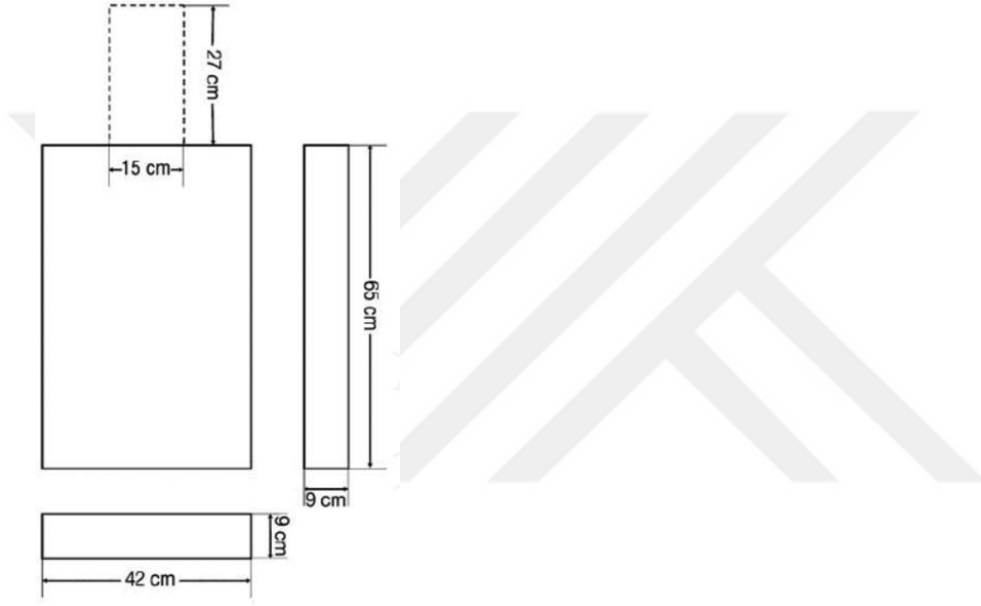
Açık literatüre bakıldığında tek katmanlı doku ortamlarının uygulamasında çeşitlilik olduğu görülür. Çalışmalarda dikdörtgen kutu (Liu vd. 2012a; Yang vd. 2017; Zhang vd. 2018) halinde kullanım olduğu gibi kübik biçimde (Li ve Xiao 2014, Xu vd. 2014; Gani ve Yoo 2016; Shah vd. 2019) tanımlı doku fantomu kullanılmıştır. Ancak, bu ve daha başka çalışmalarda fantom boyutları ve implant antenin fantom içerisindeki derinliği oldukça çok farklılık göstermektedir. Örneğin; Liu vd. (2012a,b); Yang vd. (2017); Zhang vd. (2018) gibi çalışmalar -Şekil 2.1 (a) daki gibi- birbirine benzer dikdörtgen formu kullanırken, Liu vd. (2012a,b) 3mm derinlik Yang vd. (2017); Zhang vd. (2018) ise 4mm derinlik kullanmıştır. Ayrıca yine Zhang vd. (2018) çalışmasında 2mm derinlik sonuçları da rapor edilmiştir. Li ve Xiao (2014), Liu vd. (2014), Xu vd. (2014), Shah vd. (2019), Gani ve Yoo (2016), Zada ve Yoo (2018), Zada vd. (2020) çalışmalarında da -Şekil 2.1 (b) daki gibi- benzer fantom kullanılmasına rağmen Li ve Xiao (2014), Xu vd. (2014), Gani ve Yoo (2016), Shah vd. (2019) çalışmalarında 3mm; Liu vd. (2014), Zada vd. (2020) çalışmalarında 4mm ve Zada ve Yoo (2018) çalışmasında da 4.5mm derinlik kullanılmıştır. Liu vd. (2012b) çalışmasında anten derinliği ve fantom boyutuna göre gözlemlenen değişimler rapor edilmiştir. Sonuçlar Çizelge 1'de görüldüğü gibidir.

Çizelge 1. Doku fantom boyutunun analiz sonuçlarına etkisi

	$g3 \times g4 = 40\text{mm} \times 40\text{mm}$		$g3 \times g4 = 100\text{mm} \times 100\text{mm}$	
$g1 \times g2$ (mm×mm)	Bant Genişliği (MHz)	Tepe Kazancı (dBi)	Bant Genişliği (MHz)	Tepe Kazancı (dBi)
3×3	350-445	-30.5	343-442	-26.0
4×4	338-443	-30.8	330-436	-25.6
4×20	313-395	-31.0	313-395	-29.1
4×100	325-421	-31.1	323-418	-31.3
4×200	325-417	-28.9	325-416	-32.7

**Şekil 2.1.** Literatürde kullanılan fantomların kanonik şekilleri

Literatürde kullanılan elektromanyetik analiz programları genellikle sonlu elemanlar yöntemi (Finite Element Method: FEM) tabanlıdır (Ansys HFSS gibi). Bunun yanında zamanda sonlu farklar (Finite Difference Time Domain: FDTD) yöntemini kullanan yazılımlar da mevcuttur. Çünkü homojen olmayan ortam analizlerini ve doku-EM etkileşimini basit ve etkin bir şekilde uygulayabilir (CST Microwave Studio ve Remcom XFDTD gibi). Ancak her durumda hesaplama maliyeti çoğunlukla anten ve doku modeline bağlıdır (Kiourti ve Nikita 2012).



Şekil 2.2. ASTM fantom modeline ait standart boyutlar (Gou vd. 2017)

3. MATERYAL VE METOT

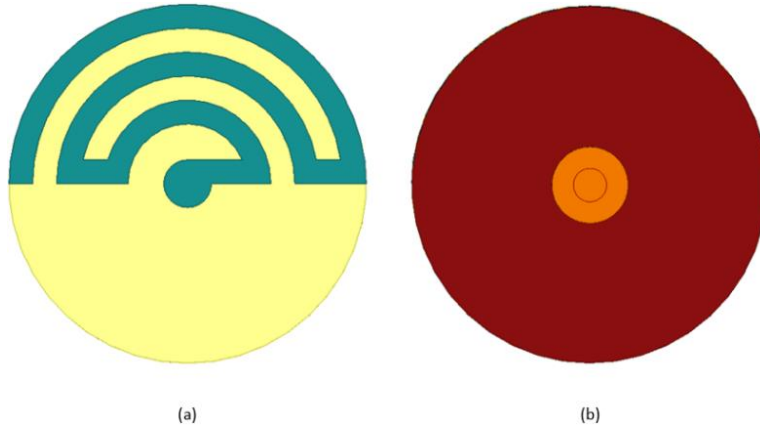
Tez kapsamında yapılan anten tasarımları iki adet olup fiziksel özelliklerine, besleme tekniklerine ve elektromanyetik karakteristiklerine göre isimlendirilmiştir. Bu antenler, Prop Beslemeli Çok Bantlı Yarı Dairesel İmplant Mikroşerit Anten (PÇYD-İMA) ve Mikroşerit Beslemeli Çok Bantlı Kare İmplant Mikroşerit Anten (MÇK-İMA) olarak isimlendirilmiştir.

Anten tasarımında kullanılan sayısal çözümler Ansys HFSS simülatör programı ile gerçekleştirilmiştir. Burada, implant uygulamaların simülasyon ortamını sağlamak için, frekansın bir fonksiyonu olan deri dokusu özellikleri simülatörde tanımlanarak doku analizleri yapılmıştır. Anten alt ve üst düzleminden 3'er mm ve anten kenarlarından da en az 40'ar mm mesafe bırakılmıştır. Doku içerisine yerleştirilen anten için üst malzeme kullanarak, ışıma elemanı yüzeyinde oluşabilecek kısa devre durumları, dolayısıyla anten karakteristiğindeki bozulmaların önüne geçilmiştir.

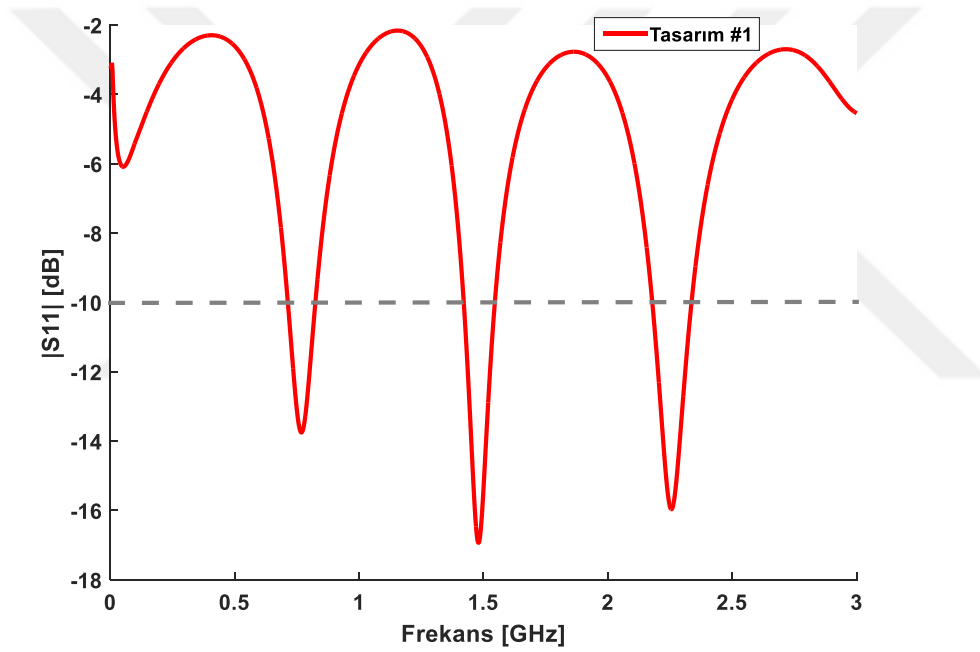
İmplant anten tasarımı için elektriksel geçirgenliği 10.2 olan Rogers 3010 dielektrik malzemesi taban ve üst malzeme olarak kullanılmıştır. Ayrıca üretim aşamasında da aynı malzemeye yer verilmiştir.

3.1. PÇYD-İMA Tasarımı

Biyotelemetri uygulamaları için tasarımı yapılan antende öncelikle bazı hedef ve sınırlamalar belirlenmiştir. Bu hedef ve sınırlamalar telemetri sistemi için gerekli ihtiyaçları karşılayacak standartlara da uygun olarak seçilmiştir. Öncelikle, implant anten tasarımı için, en fazla $15 \times 15 \text{ mm}^2$ boyutunda bir tasarım hedeflenmiştir. Bu doğrultuda, *MedRadyo* bandını kapsayan ve çapı 15 mm olan dairesel yapıda bir anten temel alınmıştır. Bu antende yama yapıları yarım halka biçiminde iç içe konumlandırılmıştır. Anten arka düzlemi tamamen toprak olup beslemesi ise düşey eş eksenel besleme olarak antenin tam orta noktasına konumlandırılmıştır. Anten yapısı Şekil 3.1'de görüldüğü gibidir. Burada yarım halka geometrisi geniş bant yakalayabilmek için kullanılmışken, iç içe yama yapıları ise yarık halka rezonatörleri taklit ederek düşük rezonans frekansı yakalamak için kullanılmıştır. Ancak ilgili antene ait Şekil 3.2'deki S11 grafiğine bakılınca 0 - 3 GHz skalasında üç adet rezonans bölgesi görülmektedir ve implant anten için hedeflenen *MedRadio* bandı henüz yakalanamamıştır. Bunun için antenin yama yapısı bir hat ile uzatılarak aynı besleme tekniğinin farklı bir bölgeden uygulanmasıyla yama yapısı türevlenmiştir.

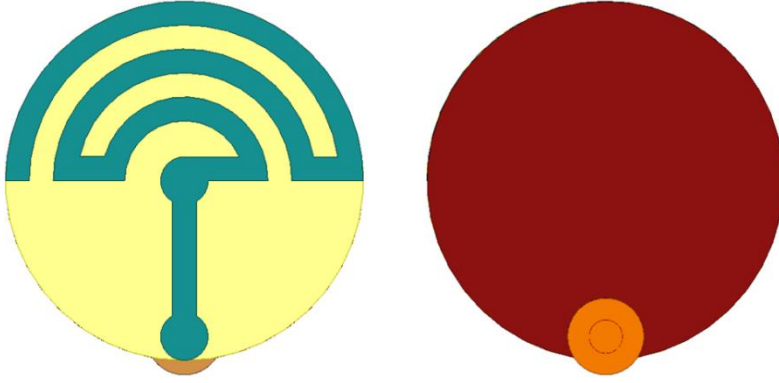


Şekil 3.1. Tasarım #1 **a)** yama düzlemi, **b)** toprak düzlemi ve besleme konumu

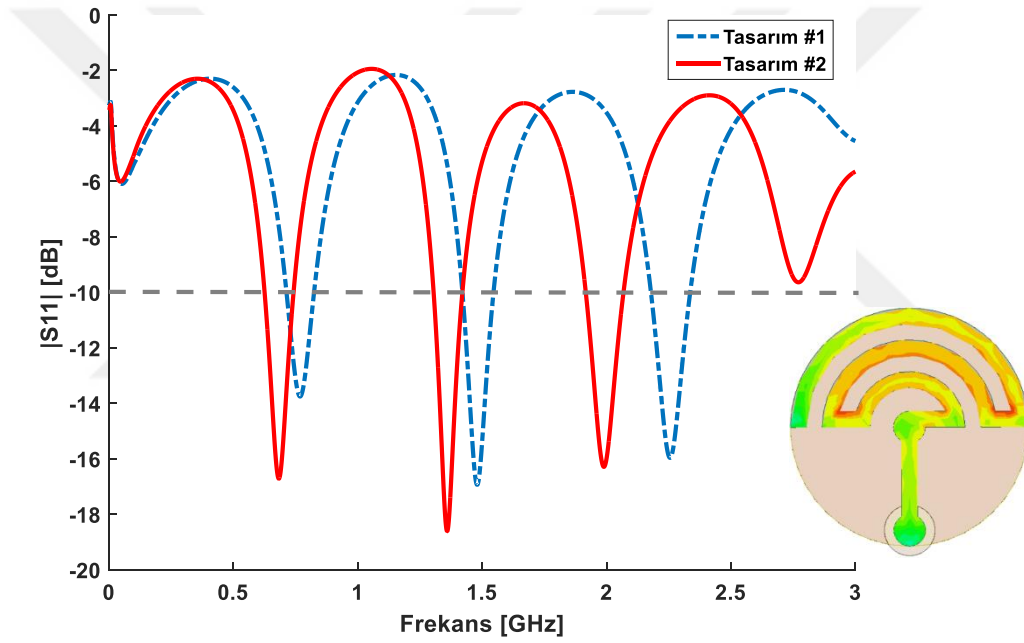


Şekil 3.2. Tasarım #1'e ait S11 grafiği

Şekil 3.3'te görüldüğü gibi ikinci anten tasarımı analizi yapılmış ve Şekil 3.4'te Tasarım #1 ve Tasarım #2'ye ait S11 grafikleri karşılaştırılmıştır. Şekil 3.4'ten anlaşılıyor ki, rezonans frekansları aşağı çekilmiş ve hatta rezonans frekansları daha düşük dB seviyelerine düşmüştür.



Şekil 3.3. Tasarım #2



Şekil 3.4. Tasarım #2'ye ait S11 ve 683 MHz akım dağılım grafiği

Tasarım #2'nin en düşük rezonans frekansı 683 MHz'dedir. Bu frekansta Tasarım #2'nin Şekil 3.4'te görülen yama düzlemindeki akım dağılımına bakıldığında, akım yoğunluğunun yarım halka yapılarında yoğunlaştığı ve buralara müdahale edilmesi gerektiği açıktır.

Akım yolunu uzatmak rezonans frekansını düşürmek için yapılabilecek etkili bir yaklaşımdır. Şöyle ki; bir iletkenin yüksek frekans altında göstereceği bobin etkisine ait indüktans değeri,

$$L = \frac{\mu \cdot l}{8\pi} \cdot \delta \quad (3.1)$$

şeklinde ifade edilebilir. Burada l iletkenin uzunluğu ve δ deri kalınlığı olup,

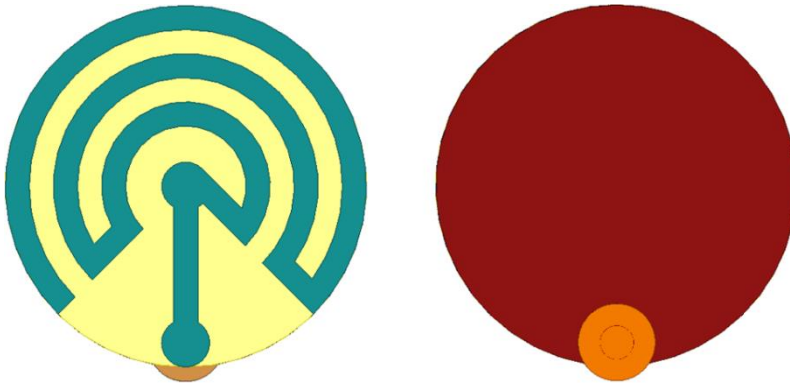
$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\pi \cdot f \cdot \sigma \cdot \mu}} \quad (3.2)$$

şeklinde ifade edilir. Eğer bobinin empedans ifadesinde (3.1) ve (3.2)'deki ifadeler L yerine yazılırsa,

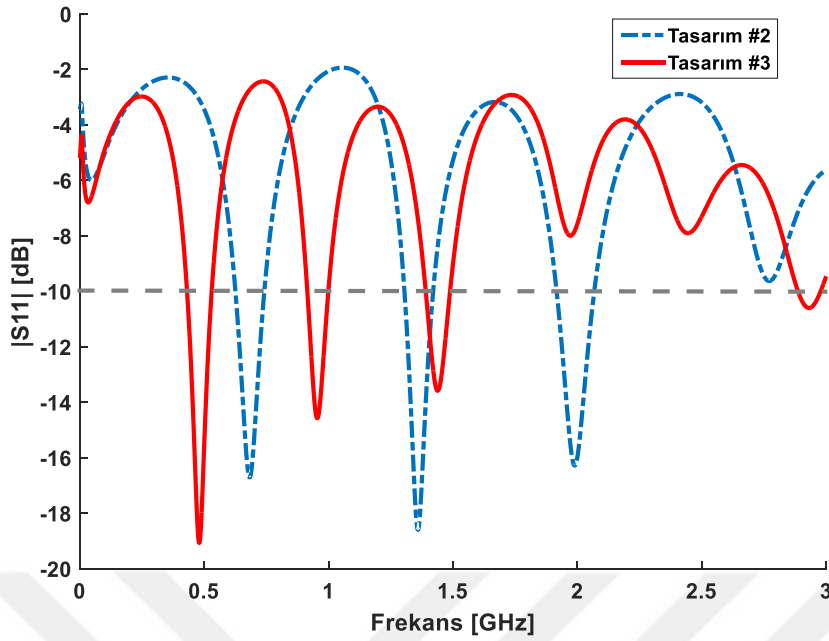
$$X_L = 2\pi \cdot f \cdot L \quad (3.3)$$

$$X_L = l \cdot \sqrt{\frac{f \cdot \mu}{16\pi \cdot \sigma}} \quad (3.4)$$

olarak bulunabilir. (3.4) ifadesinden anlaşılaçağı üzere, empedans değerinin sabit olması durumunda uzunluk ve frekansın kökü ters orantılı olmaktadır. Bu bağlamda Şekil 3.5'te olduğı gibi yama yapısı uzatılmıştır. Tasarım #3 olarak isimlendirilen bu tasarıma ait S11 grafiğı Tasarım #2 ile karşılaştırılarak Şekil 3.6'da verilmiştir. Bu grafikteki çıktıya göre rezonans frekansı 683 MHz'den 440 MHz'e düşmüştür.

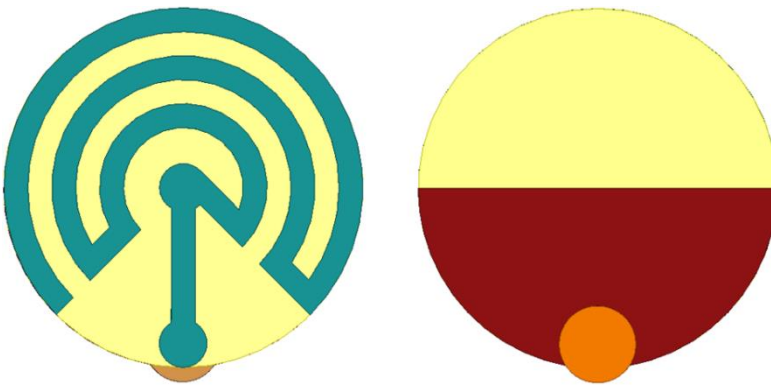


Şekil 3.5. Tasarım #3

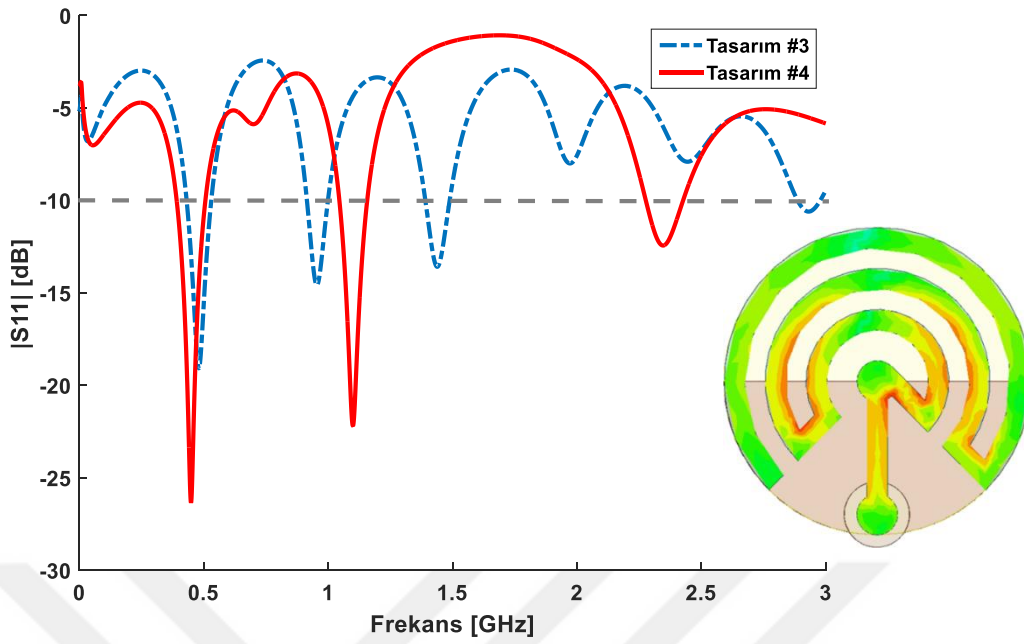


Şekil 3.6. Tasarım #3'e ait S11 grafiği

Şekil 3.6'a bakıldığında 0 – 3 GHz skalasında birçok rezonans frekansı olduğu görülmektedir. Tasarım hedefinde öncelikli olarak MedRadio ve ISM-2.4 GHz bantları elde edilmek istenmektedir. Bunun için antene ait farklı bir toprak düzlem uygulanmıştır. Yapılan çalışmalar neticesinde anten toprak düzlemi yarıya indirilmiş ve analizi yapılmıştır. Tasarım #4 olarak isimlendirilen bu konfigürasyona ait tasarım Şekil 3.7'de, S11 sonuçları ise Şekil 3.8'de verilmiştir.

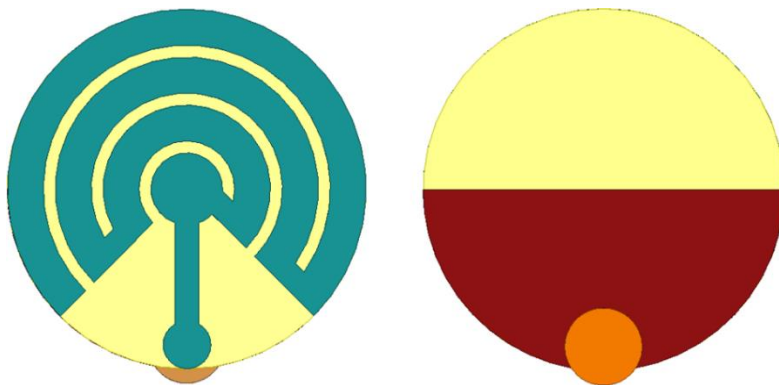


Şekil 3.7. Tasarım #4

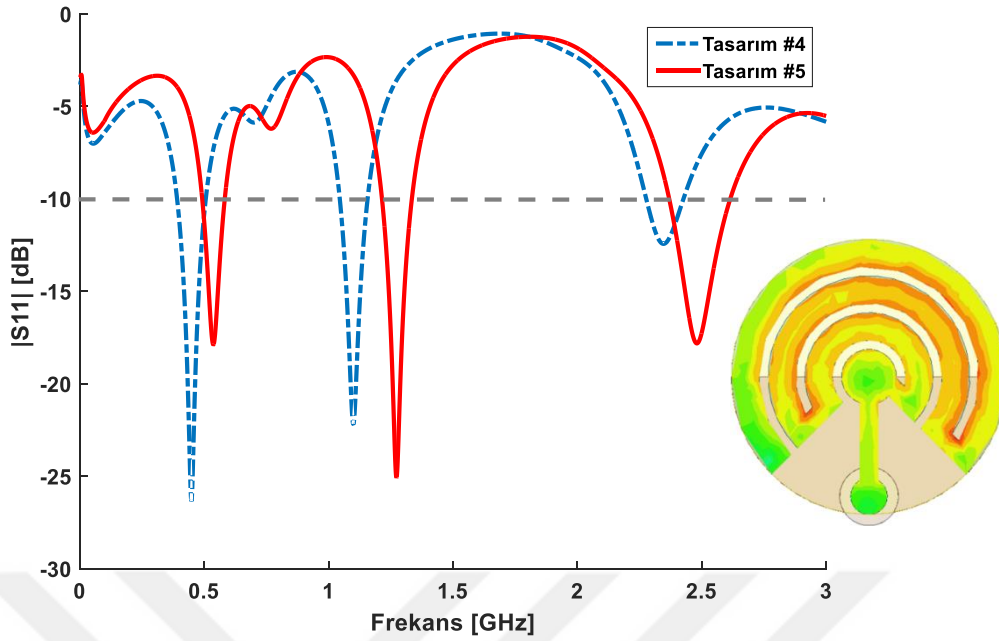


Şekil 3.8. Tasarım #4'e ait S11 ve 2.4 GHz akım dağılım grafiği

Şekil 3.8'deki sonuçta 2.35 GHz'de rezonans frekansı yakalanmış oldu. Bu frekansı, çeşitli yaklaşımlarla ISM-2.4 GHz'e çekmek mümkündür. Ayrıca düşük frekans bandında MedRadio'ya daha da yaklaşarak rezonans seviyesini artırmıştır. Tasarım #4'ün akım dağılımı 2.4 GHz için incelendiğinde, Şekil 3.8'de görüldüğü gibi, halka yapılarının farklı bölgelerinde yoğunluk olduğu görülmektedir. Bu sebepten halka yapılarının kalınlıkları ile ilgili bir yaklaşımda bulunulmuştur. Tasarım #5 ismiyle düzenlenen yeni yama yapısı Şekil 3.9'da verilmiştir. Ayrıca Tasarım #5 ve Tasarım #4'ün S11 grafik karşılaştırılması da Şekil 3.10'da verilmiştir.

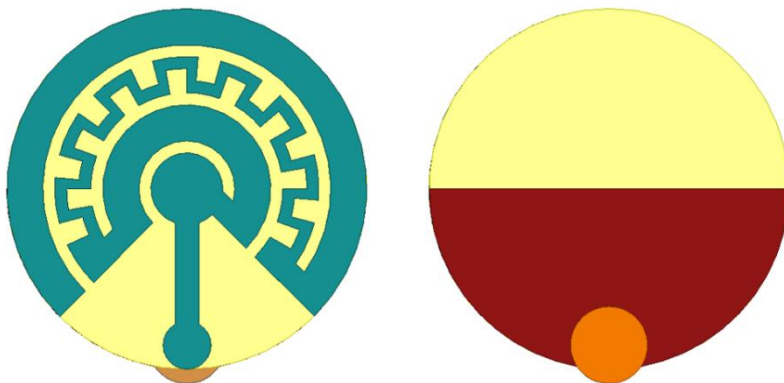


Şekil 3.9. Tasarım #5

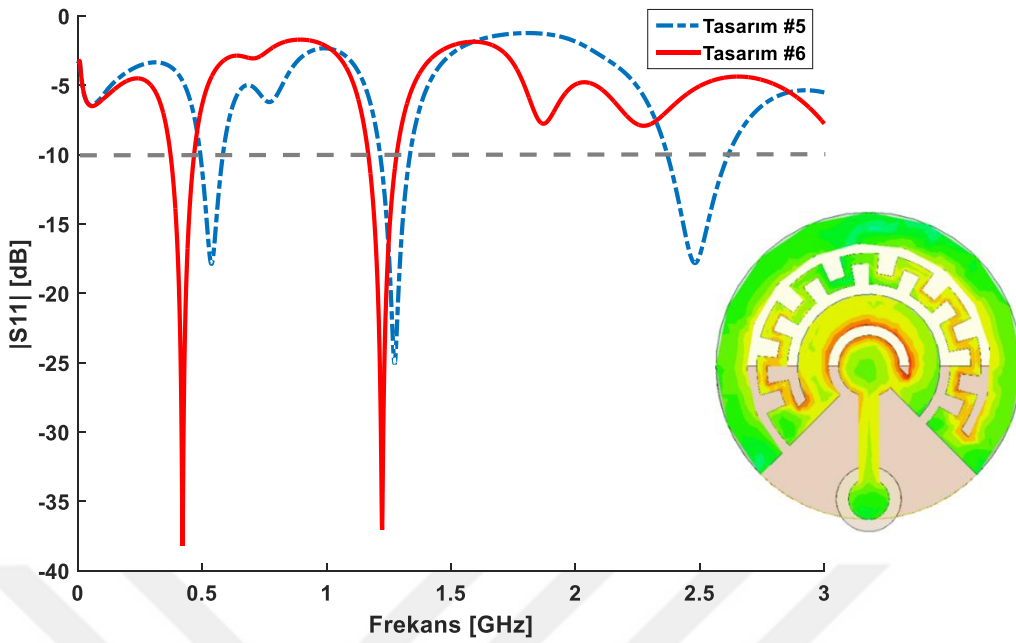


Şekil 3.10. Tasarım #5'e ait S11 ve 537 MHz akım dağılım grafiği

Şekil 3.10'da yüksek frekans bandında 2.48 GHz rezonans frekansı elde edilmiştir. Böylece o frekans skalasındaki ISM bandı sağlanmış oldu. Ancak düşük frekans bandında ise istenmeyen yönde kayma meydana gelmiştir. Rezonans frekansı 537 MHz olan bant MedRadio bandından uzaklaşmıştır. MedRadio bandını sağlayabilmek için Tasarım #5'in 537 MHz frekansındaki akım dağılımı incelendiğinde, Şekil 3.10'da görüldüğü gibi, orta halka yapısına müdahale edilmesi gerektiği anlaşılmaktadır. Burada frekansı düşürebilmek için akım yolunun uzatılması gerekmektedir. Bu yüzden literatürde minyatürizasyon için çok sık kullanılan kıvrımlı-hat yapıları kullanılmıştır. Bu yaklaşımla Tasarım #6 elde edilmiş ve anten şekli Şekil 3.11'de gösterilmiştir. Tasarıma ait S11 grafiği Şekil 3.12'de verilmiştir.



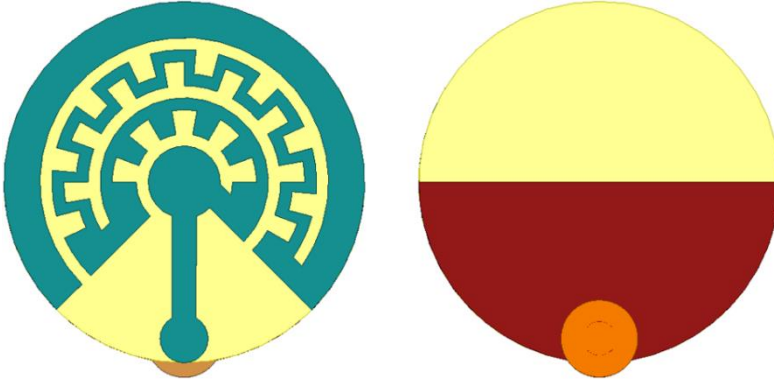
Şekil 3.11. Tasarım #6



Şekil 3.12. Tasarım #6'ya ait S11 ve 1.22 GHz akım dağılım grafiği

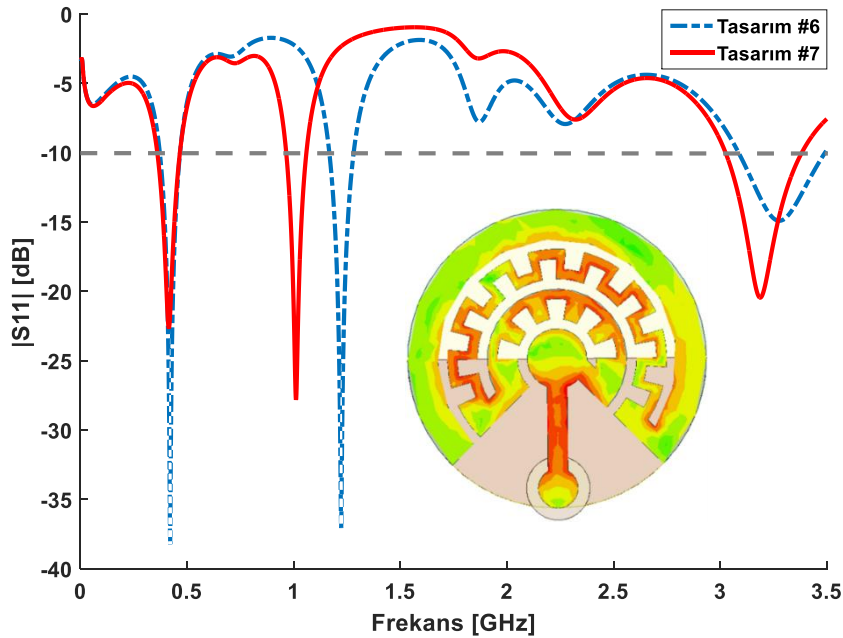
Bu grafikte rezonans frekansı 421 MHz olan, MedRadio ve ISM – 433 MHz bantlarını kapsayan bir bant elde edilmiştir. Ancak ISM – 2.4 GHz bandı ise rezonansını kaybetmiştir. Bunun sebebi, Tasarım #6 aşamasında, Şekil 3.10 ve Şekil 3.12'den anlaşılabileceği gibi MedRadio ve ISM – 2.4 GHz frekanslarına ait akım dağılımlarının ortak olduğu noktaya müdahale edilmesidir. Böyle bir durumda her iki bandın etkilenmesi muhtemeldir ve bu durum gözlemlenmiştir.

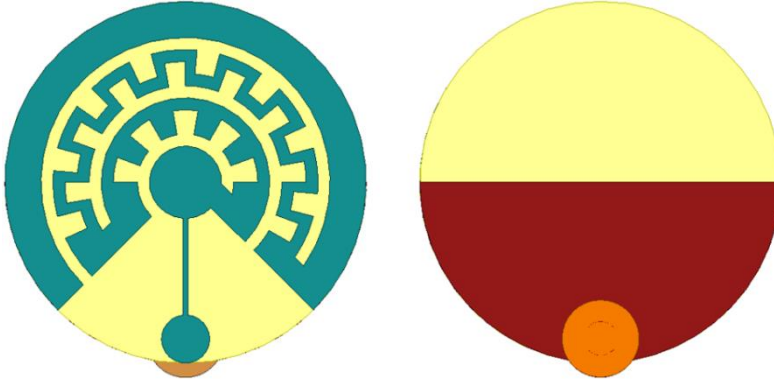
Tasarım #6'da ISM – 915 MHz bandının elde edebilmek için Tasarım #6'nın 1.22 GHz rezonansındaki akım dağılımı incelenmiştir. Şekil 3.12'de görüldüğü üzere, orta ve iç kısımdaki halkalarda akım yoğunluğunun daha çok olduğu görülmektedir. Ancak orta halkaya müdahale etmek MedRadio bandını da etkileyeceğinden burada yalnızca iç halkaya müdahale edilmiştir. İç halkada akım yolu için süreksizlik bölgeleri oluşturulmuş ve Şekil 3.13'teki Tasarım #7 tasarımı elde edilmiştir. Bu tasarıma ait S11 grafiği ise Şekil 3.14'te verilmiştir. Buradaki sonuca göre 1.22 GHz olan rezonans frekansı 978 MHz'e kadar indirilmiştir.



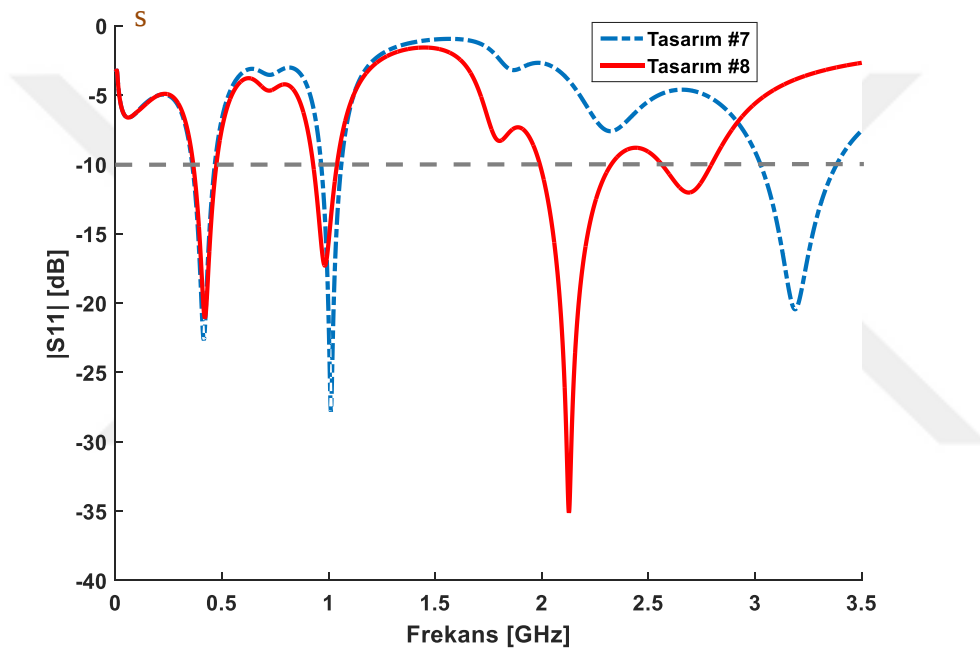
Şekil 3.13. Tasarım #7

Tasarım #6'da kaybolan *ISM – 2.4 GHz* bandını tekrar elde edebilmek için Tasarım #7'nin Şekil 3.14'teki *S11* sonuçlarında görülen, yaklaşık *3.2 GHz*'deki rezonans frekansına ait akım dağılımı incelenmiş ve bu frekans aşağı çekilmek istenmiştir. Şekil 3.14'teki akım dağılımına göre besleme hattında kuvvetli bir akım yoğunluğu görülmektedir. Diğer frekans bantlarının etkilenmemesi için sadece buraya müdahale yapılmıştır. Yama yapılarında akım yolunu kalınlaştırmak frekansı yukarı kaydırır. Benzer şekilde akım yolunu inceltmek de rezonans frekansının aşağı çekecektir. Bu yaklaşımla besleme hattı inceltilerek, Şekil 3.15'teki Tasarım #8 elde edilmiştir. Bu tasarıma ilişkin *S11* grafiği ise Şekil 3.16'da görüldüğü gibidir.

Şekil 3.14. Tasarım #7'ye ait *S11* ve *3.2 GHz* akım dağılım grafiği

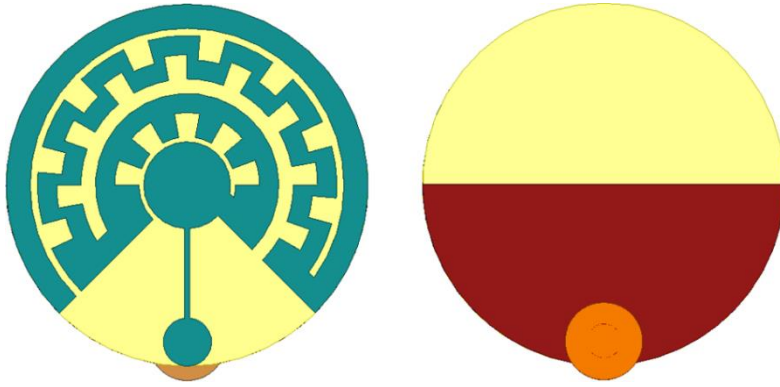


Şekil 3.15. Tasarım #8

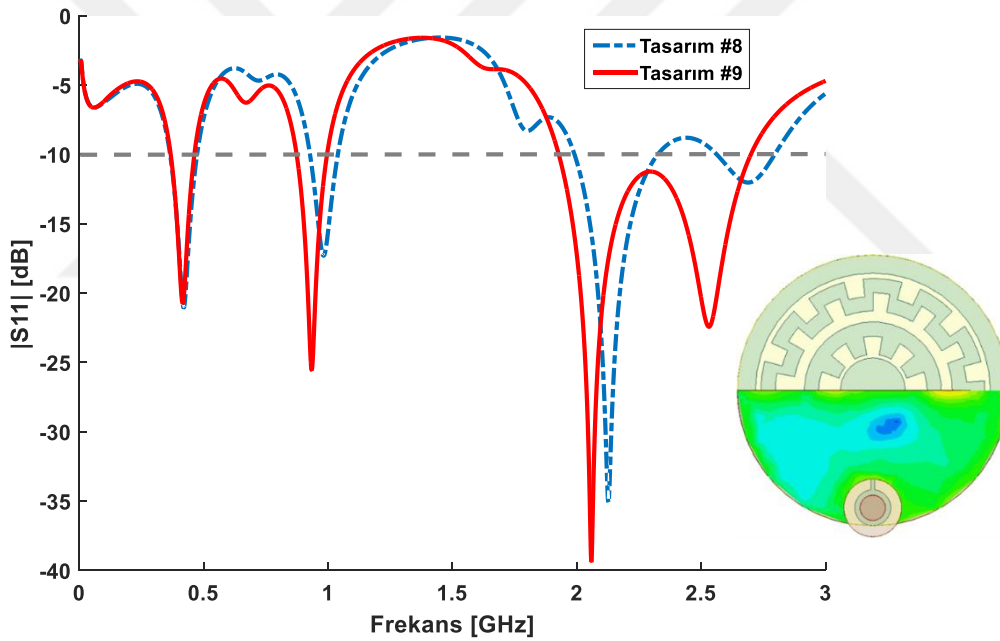


Şekil 3.16. Tasarım #8'e ait S11 grafiği

Şekil 3.16'da verilen grafikte rezonans frekansının 3.2 GHz'den 2.13 GHz'e kadar indiği görülmektedir. Ancak *ISM – 2.4 GHz* bandını kapsayan bir karakteristik elde edilememiştir. Bununla birlikte orta frekans bandına en yakın *ISM – 915 MHz* bandını da elde edilmelidir. Bunun için farklı yama kalınlıkları test edilerek optimum sonuç elde edilmiştir. Genel olarak anten tasarımı aynı kalsa da belirli yama kalınlıklarının değiştirilmesiyle Tasarım #9 elde edilmiş ve anten tasarımı Şekil 3.17'de verilmiştir. Bu aşamada elde edilen S11 grafiği, Tasarım #8 ile karşılaştırılarak Şekil 3.18'de gösterilmiştir.

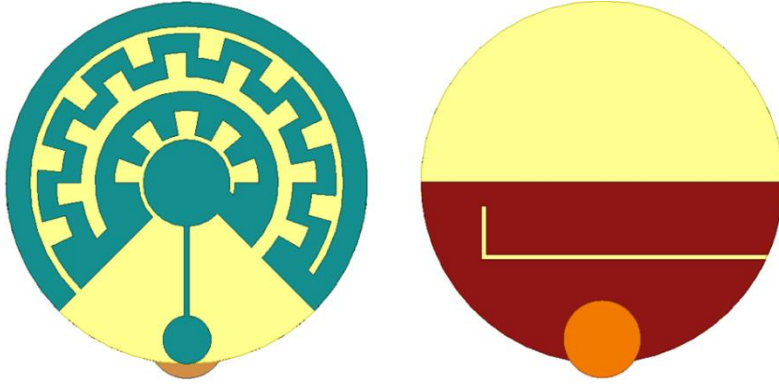


Şekil 3.17. Tasarım #9

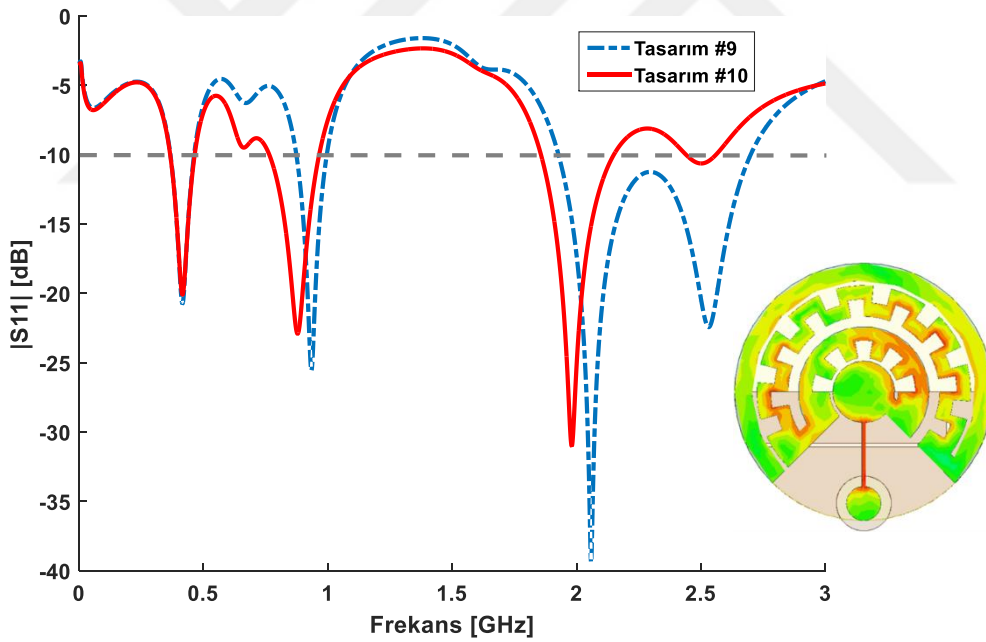
Şekil 3.18. Tasarım #9'a ait S_{11} ve toprak düzlemindeki 935 MHz akım dağılım grafiği

Şekil 3.18'deki S_{11} sonucuna bakıldığında, $ISM - 2.4 GHz$ bandının üst frekans bandında kapsandığı görülmektedir. Üstelik orta frekans bandında da $ISM - 915 MHz$ bandı kapsanarak toplamda dört bant (*MedRadyo*, $ISM - 433 MHz$, $ISM - 915 MHz$ ve $ISM - 2.4 GHz$) performans gösteren anten elde edilmiştir. Ancak, anten başarımına katkı sağlamak için $ISM - 868 MHz$ bandını da eklemek hedeflenmiştir. Bunun içinse anten toprak düzleminde yarıklar açılarak orta frekans bandı için hassas ayarlama yaklaşımında bulunulmuştur. Orta bandın rezonans frekansında, yani 935 MHz frekansında toprak düzlemindeki akım dağılımı incelendiğinde Şekil 3.18'de görülen, akım dağılımlarının en az olduğu bölgelere yarıklar açılmıştır. Böylelikle Tasarım #10'a ait, Şekil 3.10'daki toprak düzlem yapısı oluşturulmuştur. Burada, yarık boyutlarında ve

konumlarına dair optimum ölçüler parametrik çözümleme analiz edilmiş ve Tasarım #10'un S_{11} grafiği Şekil 3.20'de elde edilmiştir.



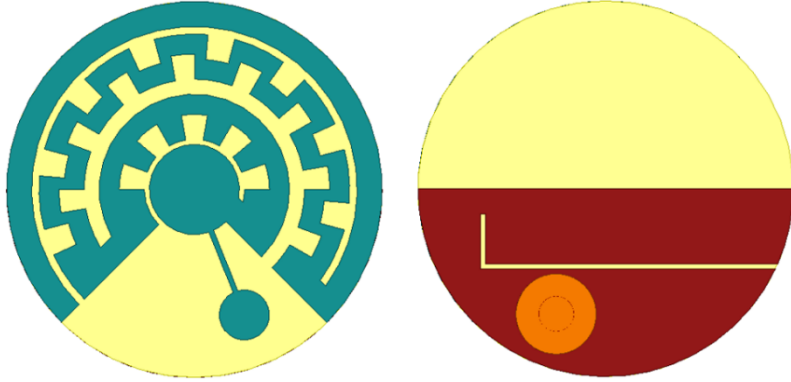
Şekil 3.19. Tasarım #10



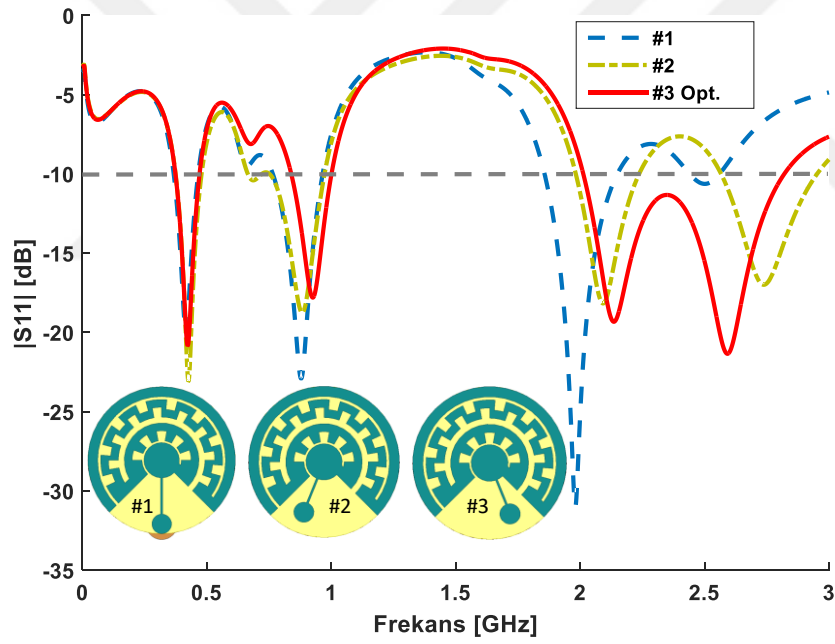
Şekil 3.20. Tasarım #10'a ait S_{11} ve 2.4 GHz akım dağılım grafiği

Şekil 3.20'deki S_{11} grafiğine bakıldığında orta frekans bandının genişlediği ve $ISM - 915 MHz$ ile $ISM - 868 MHz$ bantlarını kapsadığı görülmektedir. Ancak $ISM - 2.4 GHz$ bandı kaybolmuştur. $ISM - 2.4 GHz$ bandını tekrar edinebilmek için Tasarım #10'a ait 2.4 GHz'deki akım dağılımı yama düzlemi için incelenmiştir. Şekil 3.20'de verilen akım dağılımında yoğunluğun en çok olduğu besleme hattının uzunluğu ve konumunda değişiklik yapılarak Şekil 3.21'deki Tasarım #11 elde edilmiştir. Optimum besleme konumu parametrik çözümleme ile tespit edilmiştir. Farklı besleme

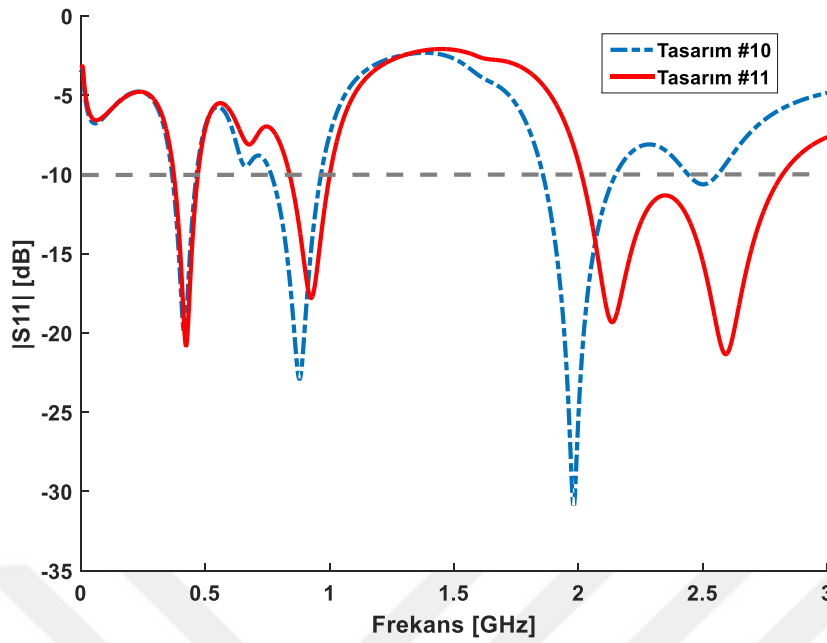
konumuna dair S_{11} değişimi Şekil 3.22’de verilmiştir. Buradan elde edilen sonuca göre Tasarım #10 ve #11’in S_{11} grafiği karşılaştırılarak Şekil 3.23’te verilmiştir.



Şekil 3.21. Tasarım #11



Şekil 3.22. Besleme konumu parametrik analizi



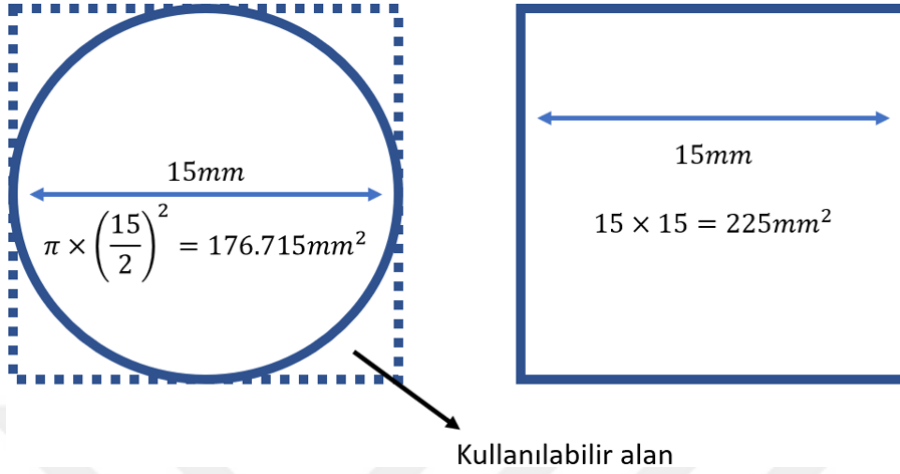
Şekil 3.23. Tasarım #11'e ait S_{11} grafiği

Şekil 3.23'teki S_{11} sonucunda $ISM - 2.4 GHz$ bandının sağlandığı görülmektedir. Bununla birlikte, orta bantta bir daralma gözlemlenmekte olup $ISM - 868 MHz$ ve $ISM - 915 MHz$ bandını olumsuz yönden etkilememiştir. Böylece Tasarım #11 ile *MedRadyo*, $ISM - 433 MHz$, $ISM - 868 MHz$, $ISM - 915 MHz$, $ISM - 2.4 GHz$ bantları sağlanmıştır ve beş adet frekans bandını kapsayan S_{11} karakteristiği elde edilmiştir. Bununla beraber dünyanın farklı bölgelerindeki kullanım koşullarının hesaba katılması durumunda, özellikle de Japon standartlarında, $WMTS - (420 - 429 MHz)$ ve $(440 - 449 MHz)$ bantlarının da sağlandığını ve bu durumda da toplamda yedi adet frekans bandının kapsandığını rapor etmek mümkün olmuştur.

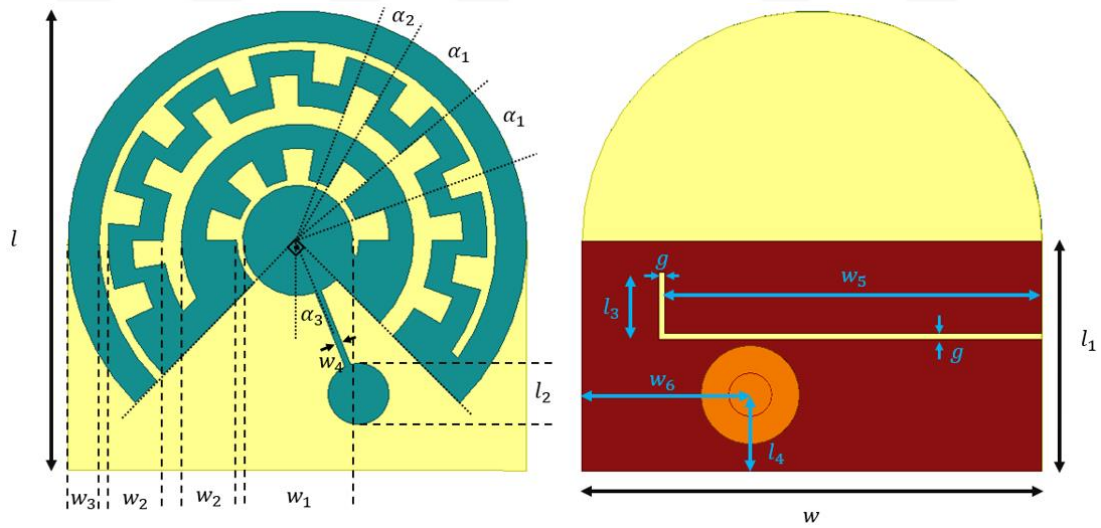
Tasarım #11'e ait kazanç değerleri ve ışıma karakteristiği, her bandın dip yaptığı rezonans frekanslarında olmak üzere rapor edilmiştir. Anten gerçek kazançlarının tepe değerleri $423 MHz$, $926 MHz$ ve $2.4 GHz$ frekansları için, sırasıyla, $-36.96 dB$, $-18.64 dB$ ve $-19.84 dB$ olarak hesaplanmıştır.

Tasarımın bundan sonraki aşamasında anten kazancına yönelik iyileştirme adımları atılmıştır. Bir antenin kazancını doğrudan etkilen en önemli unsur anten boyu olmaktadır. Tasarımlarda kullanılan anten şekli dairesel olup çapı $15mm$ 'dir. Tasarımın ilk aşamasında belirlenen $15 \times 15 mm^2$ 'lik büyüklüğe sadık kalarak anten boyutuna katkı sağlamak hedeflenmiştir. Bu ise Şekil 3.24'de gösterilen anten boyutu kıyaslamasıyla yapılmıştır. Dairesel anten ile aynı genişlik ve uzunluk ölçülerine sahip bir kare anten karşılaştırıldığında dairesel antende kullanılmayan köşeler ile anten boyutuna katkı sağlamak hedeflenmiştir. Bu yaklaşım sonucunda yapılan analizlerde, Tasarım #11'in S_{11} karakteristiğindeki bantlardan kayıp vermeksizin, tasarımın on ikinci adımı elde edilmiş ve tezin ilk anten tasarımının son hali oluşturulmuştur. PÇYD-

İMA'ya ait tasarım şekli Şekil 3.25'te, tasarım parametre ölçüleri Çizelge 3.1'de, S11 sonucu Şekil 3.26'da verilmiştir.



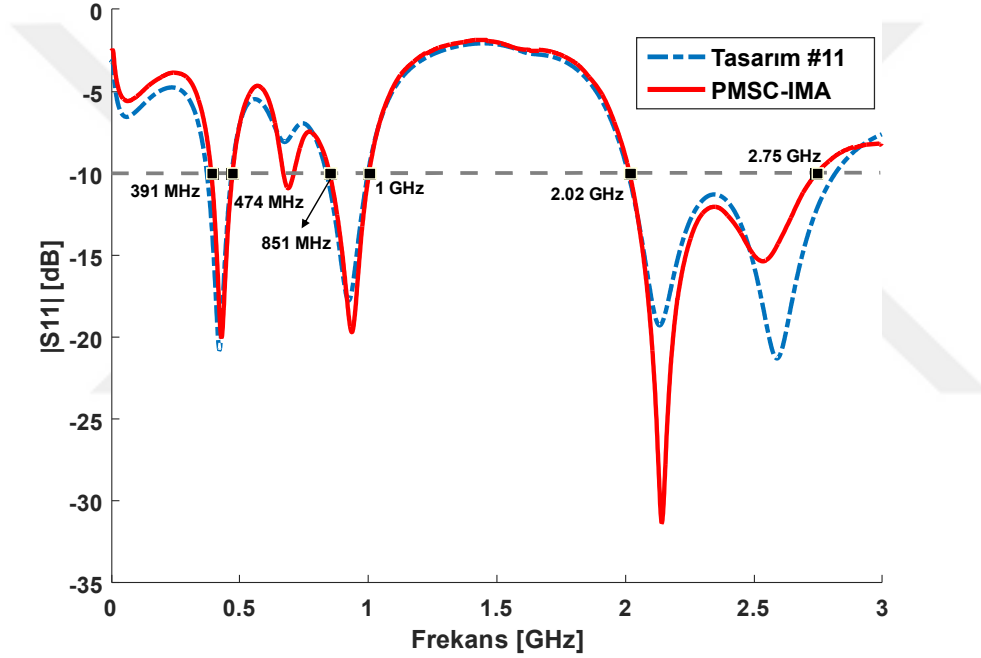
Şekil 3.24. Dairesel ve kare anten boyut kıyaslaması



Şekil 3.25. PÇYD-İMA tasarımı

Çizelge 3.1. PÇYD-İMA'nın tasarım parametre değerleri

Parametre	Değer	Parametre	Değer
w	15 mm	l_1	7.5 mm
w_1	3.6 mm	l_2	2 mm
w_2	1.8 mm	l_3	2.2 mm
w_3	1 mm	l_4	2.5 mm
w_4	0.2 mm	α_1	20°
w_5	12.3 mm	α_2	10°
w_6	5.5 mm	α_3	22°
l	15 mm	g	0.2 mm



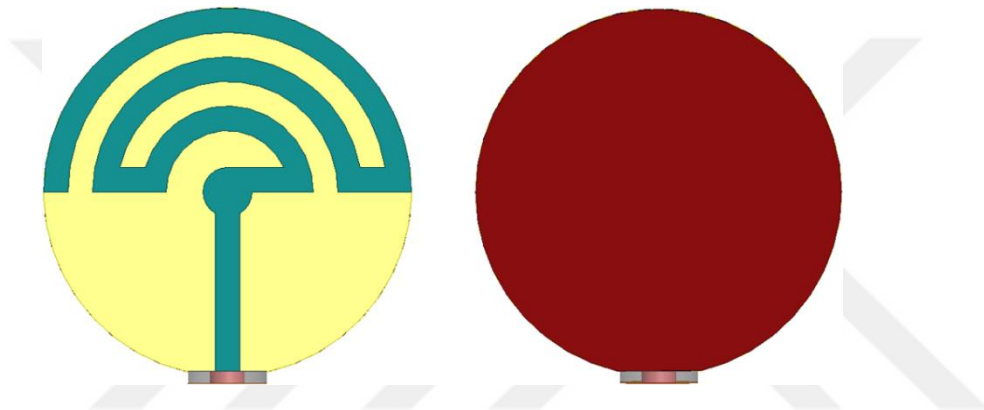
Şekil 3.26. PÇYD-İMA'ya ait S11 grafiği

PÇYD-İMA ile yapılan antendeki değişim sayesinde ışıma tepe kazançları incelenmiş ve PÇYD-İMA'da Tasarım #11'e göre düşük, orta ve yüksek frekans bantlarında, sırasıyla 2.64 dB, 1.67 dB ve -1.07 dB fark gözlemlenmektedir. Üst frekans bandında kayıp yaşanmışken orta ve düşük frekans bantlarında artış dikkat çekmektedir. Bu tasarım aşamasında kazanç değerlerinin getirisi daha fazla olduğundan nihai tasarım PÇYD-İMA olarak sonuçlanmıştır.

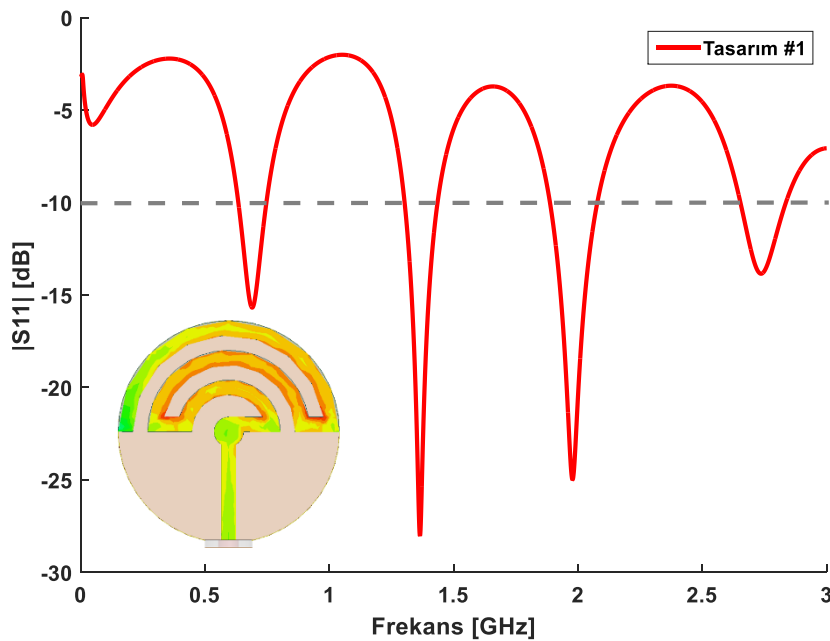
3.2. MÇK-İMA Tasarımı

Bölüm 3.1’de anlatılan PÇYD-İMA tasarım aşamasının ikinci adımda beslemenin yeri değiştirildiği ifade edilmiştir. Tezde önerilen ikinci antende bu aşamada farklılık göstermektedir. Burada anten mikroşerit hat besleme tekniği ile beslenerek önceki tasarımdan farklılaşmaya başlamıştır. Anten tasarımı için belirlenen sınırlama ve hedefler değişmeksizin anten tasarımı yürütülmüş ve özgün bir MÇK-İMA elde edilmiştir.

MÇK-İMA’nın ilk adımı olan Tasarım #1, Şekil 3.27’teki mikroşerit besleme tekniği ve konumuyla analiz edilmiştir. İlgili tasarıma ait S11 grafiği ise Şekil 3.28’te verilmiştir. S11 grafiğinde çok bantlı bir karakteristiğe sahip olduğu görülen tasarımın en düşük rezonans frekansı olan 690 MHz’de, Şekil 3.28’te verilen akım dağılımına bakıldığında yarım halka yama yapılarında bir yoğunluk olduğu görülmektedir.

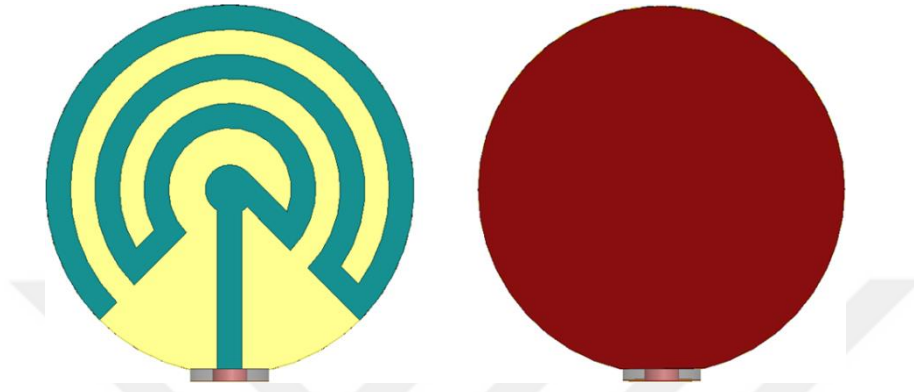


Şekil 3.27. Tasarım #1 yama düzlemi ve toprak düzlemi ile besleme konumu

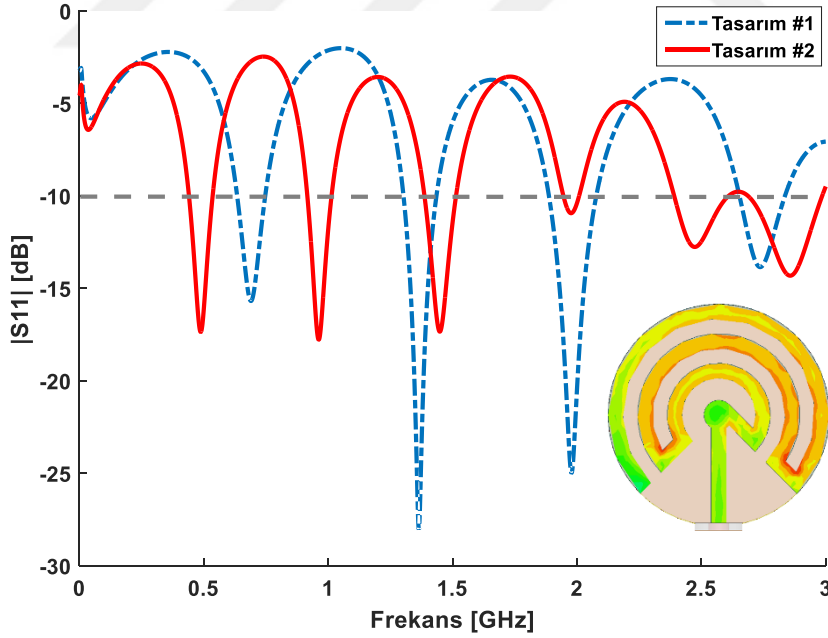


Şekil 3.28. Tasarım #1’e ait S11 grafiği ve 690 MHz’deki akım dağılımı

Bu yama yapılarının, önceki tasarımda olduğu gibi uzatılarak rezonans frekansını aşağı çekmek ve böylelikle *MedRadyo* bandına yaklaşmak hedeflenmiştir. Böylece Şekil 3.29'da verilen Tasarım #2 kullanılarak S_{11} analizi yapılmış ve Şekil 3.30'da verilmiştir.

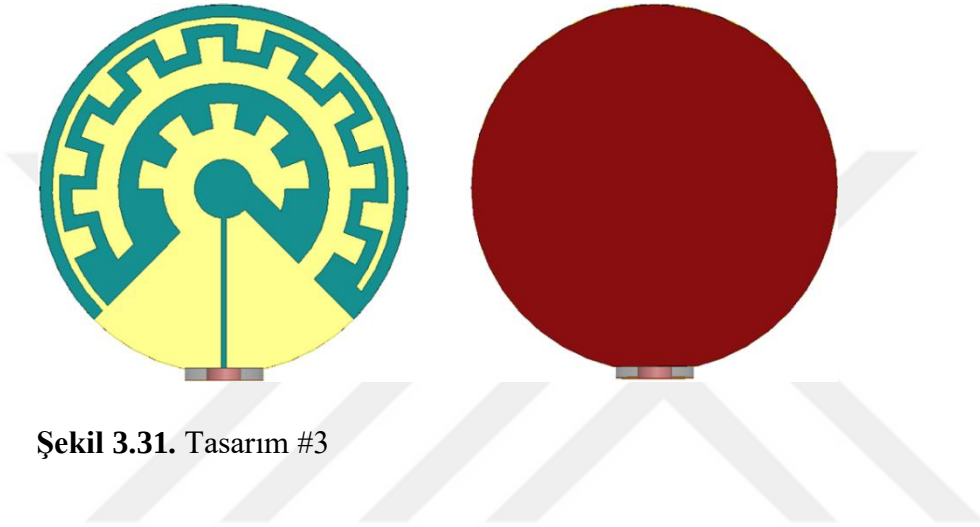


Şekil 3.29. Tasarım #2

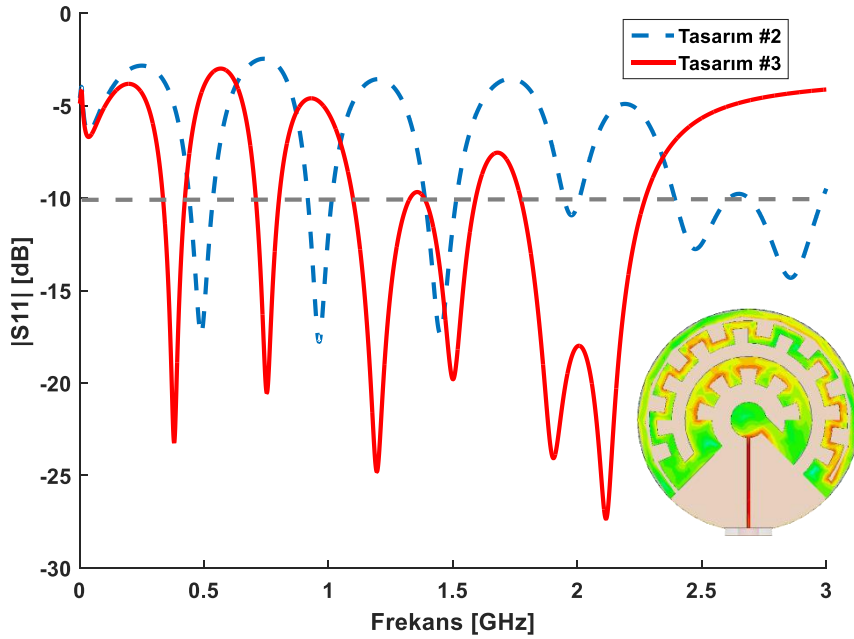


Şekil 3.30. Tasarım #2'ye ait S_{11} grafiği ve 488 MHz'deki akım dağılımı

Şekil 3.30’de verilen S_{11} sonucunda Tasarım #1’e göre rezonans frekanslarının daha düşük frekanslara kaydığı ve 690 MHz rezonansının 488 MHz ’e düştüğü görülmektedir. Şekil 3.30’deki 488 MHz ’de Tasarım #2’ye ait akım dağılımı incelendiğinde, iç halka yapılarına müdahale edilerek *MedRadyo* bandının yakalanacağı öngörülmüş, bu sebepten de iç halkaların kalınlıkları değiştirilerek kıvrımlı hat yapılarıyla birlikte çıkıntılı yapılar kullanılmış, akım dağılımı için süreksizlik bölgeleri oluşturulmuştur. Ayrıca, önceki tasarımda olduğu gibi besleme hattında ince yama kullanılmıştır. Uzun bir optimizasyon süreci ile elde edilen Tasarım #3 ise Şekil 3.31’de, tasarıma ait S_{11} grafiği ise Şekil 3.32’de verilmiştir.



Şekil 3.31. Tasarım #3

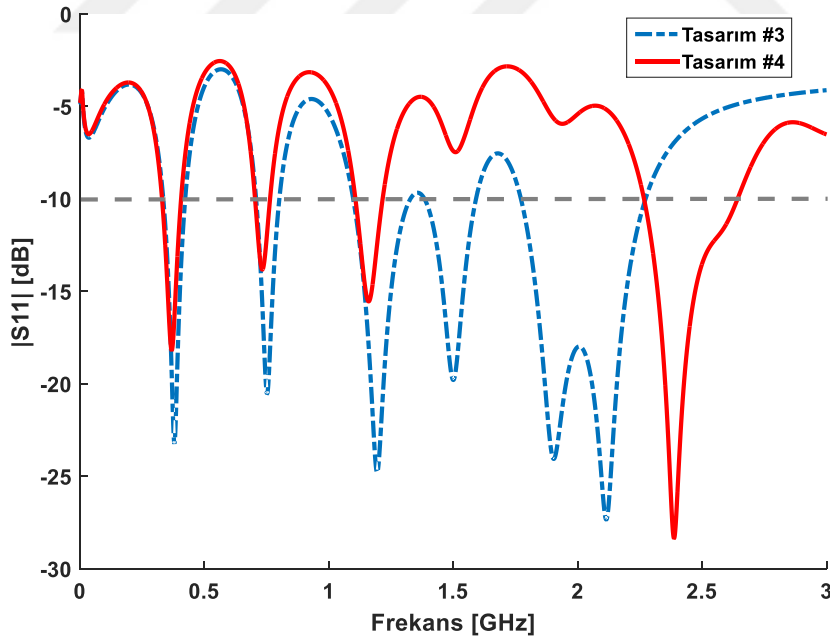


Şekil 3.32. Tasarım #3’e ait S_{11} grafiği ve 2.11 GHz ’deki akım dağılımı

Tasarım #3'ün S_{11} sonucunda *MedRadyo* bandının sağlandığı görülmektedir. *ISM – 2.4 GHz* bandını sağlayabilmek için en yakın rezonans frekansı olan 2.11 GHz 'de, Şekil 3.32'deki akım dağılımına bakılmıştır. Besleme hattındaki yoğunluktan yola çıkarak, hat kalınlığını uzunluğuna göre artırıp akım yolunu görece kısaltmak ve rezonans frekansını yukarı kaydırmak hedeflenmiştir. Bu yaklaşımla Şekil 3.33'teki Tasarım #4 elde edilmiş ve S_{11} sonucu Şekil 3.34'te verilmiştir.

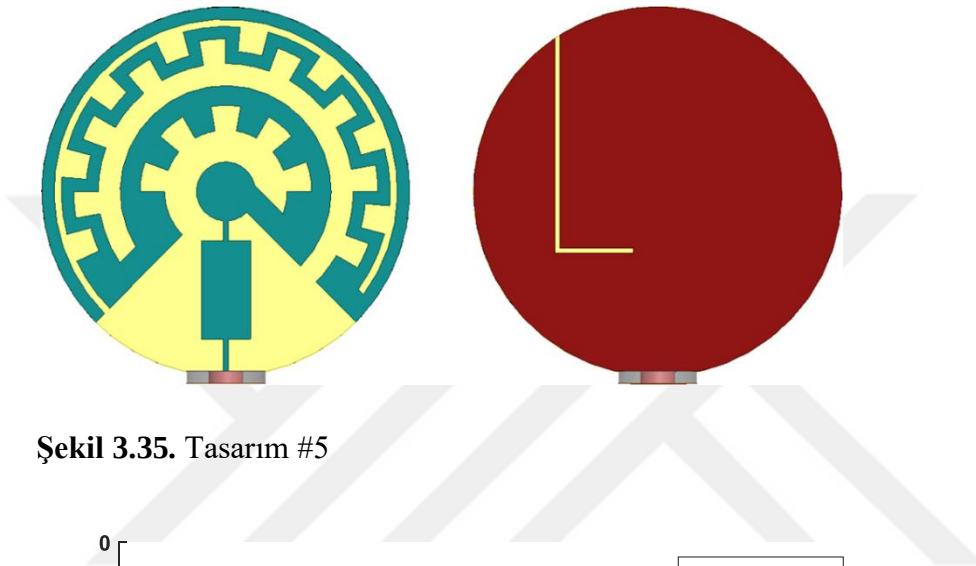


Şekil 3.33. Tasarım #4

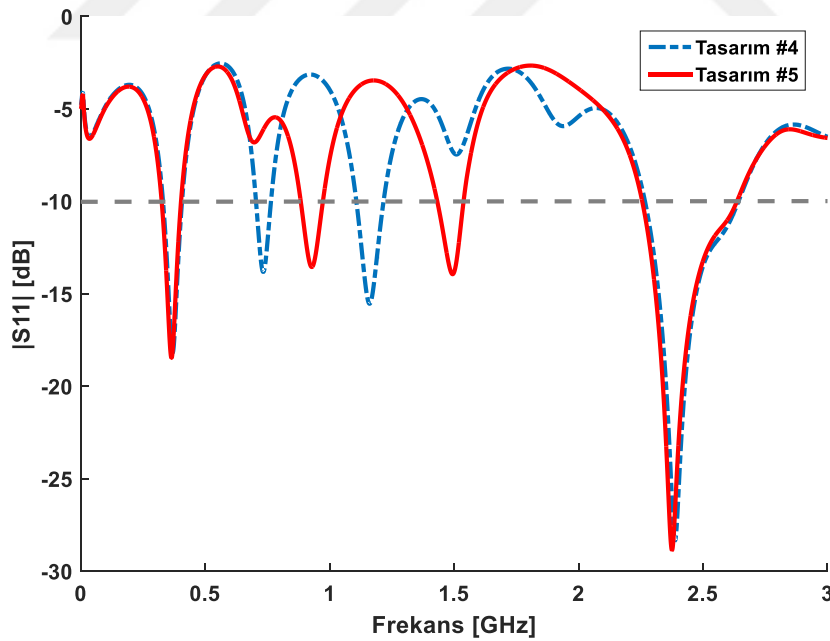


Şekil 3.34. Tasarım #4'e ait S_{11} grafiği

Şekil 3.34'teki S_{11} sonucunda $ISM - 2.4\text{ GHz}$ bandının sağlandığı görülmektedir. Dört adet frekans bandına sahip bu tasarımda orta iki bandı anlamlı bölgelere taşıyabilmek için toprak düzleminde L-tipi yarık oluşturulmuştur. Bu yarıklar; konumları, uzunlukları ve kalınlıkları bakımından, parametrik çözümleme sürecinden sonra Şekil 3.35'teki Tasarım #5'te verildiği haliyle oluşturulmuştur. Tasarım #5'e ait S_{11} grafiği ise Şekil 3.36'te verilmiştir. Şekil 3.36'teki S_{11} grafiğinde, *MedRadyo* ve $ISM - 2.4\text{GHz}$ bandı neredeyse hiç etkilenmeyerek orta frekans bantlarının $ISM - 915\text{ MHz}$ ve $WMTS$ bandına çok yaklaştığı görülmektedir.



Şekil 3.35. Tasarım #5

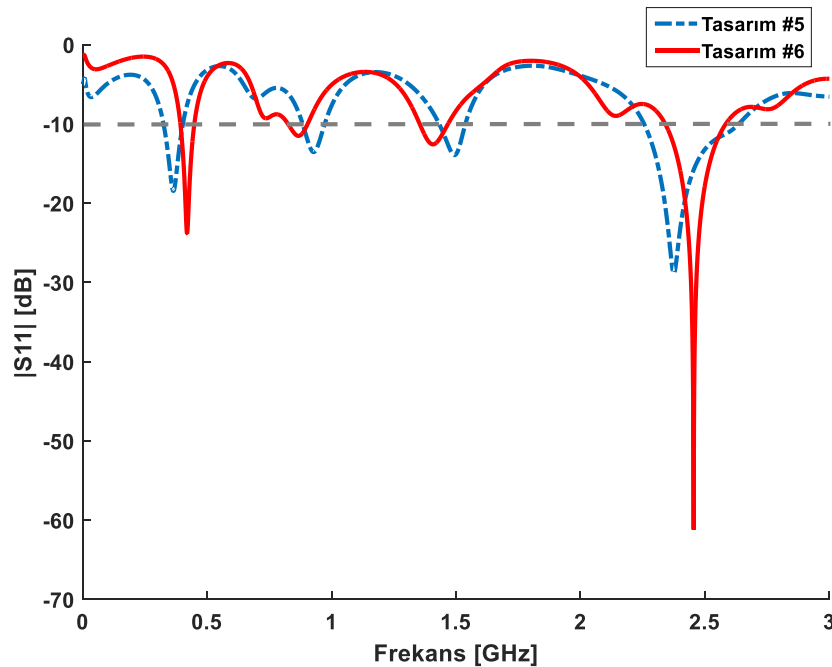


Şekil 3.36. Tasarım #5'e ait S_{11} grafiği

Tasarımın bu aşamasında bantlar için hassas ayarlamalar yapılarak, Anten #2 tasarımında kullanılan kare anten yapısı yaklaşımı uygulanmıştır. Bu yaklaşımla anten kazanç performansının iyileştirilmesi hedeflenmiştir. Bunun için Şekil 3.37'deki Tasarım #6 oluşturulmuş ve S_{11} grafiği Tasarım #5 ile karşılaştırılarak Şekil 3.38'de verilmiştir. S_{11} grafiğinde orta frekans bantları oldukça olumsuz etkilendiği görülmektedir. Ancak $ISM - 2.4\text{ GHz}$ bandında empedans uyumu artmış ve bu durum kazançta yansımıştır. Tasarım #5'te -16.28 dB olan gerçek tepe kazancı, Tasarım #6'da -14.64 dB olmuştur.

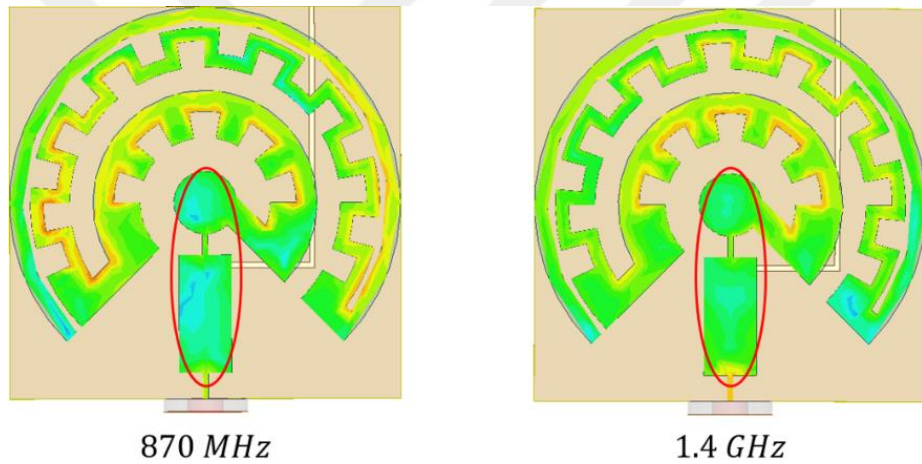


Şekil 3.37. Tasarım #6

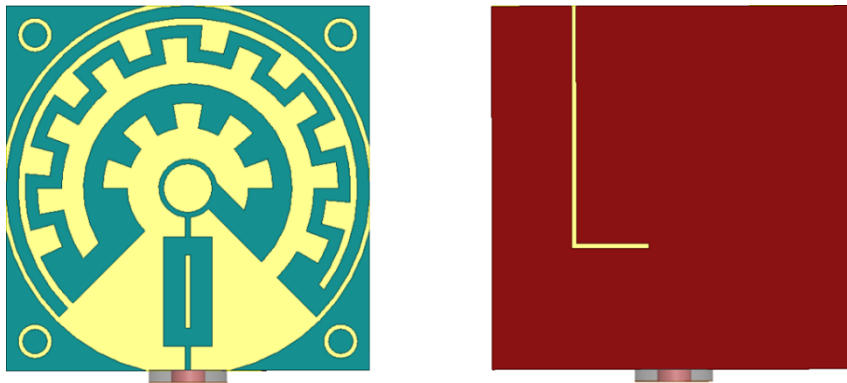


Şekil 3.38. Tasarım #6'ya ait S_{11} grafiği

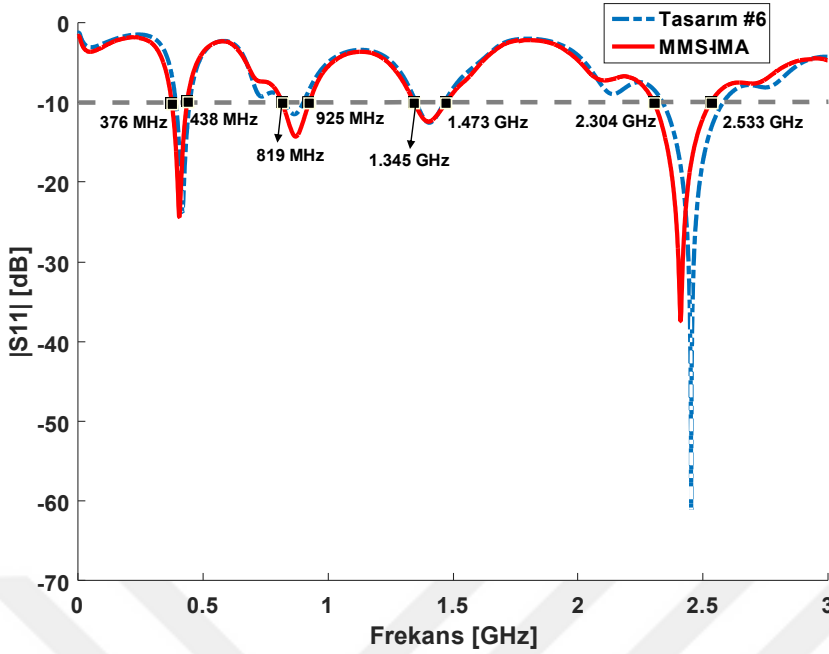
Sıradaki aşamada ise rezonans frekanslarındaki empedans uyumunu artırmak ve orta frekansları anlamlı bantlara taşıyabilmek adına anten köşelerine yarık-halka rezonatörleri konulmuştur. Yarık-halka yapılarının gösterdiği meta-malzeme etkileri ile anten performansında iyileşme olması hedeflenmiştir. Bu yönüyle kullanılan meta-malzeme yapısı, ışıma elemanı ile eş yüzeyde bulunmaktadır. Bununla birlikte Şekil 3.39'da gösterilen akım dağılımları 870 MHz ve 1.4GHz frekansları için incelenmiş, bunun neticesinde yama düzleminde de yarıklar oluşturulmuştur ve böylelikle kaybolan orta frekans bantları elde edilmek istenmiştir. Yarıkların konumu akım dağılımının en az olduğu yerlerde seçilmiştir. Böylelikle, orta frekans bantlarında az yoğunluklu akım dağılımı elenerek akım yoğunluğu artırılmış ve anlamlı rezonanslar yakalanmıştır. Bu bağlamda yapılan yaklaşımlarla Şekil 3.40'de verilen MÇK-İMA tasarımı elde edilerek tasarım tamamlanmıştır. S11 sonucu ise Şekil 3.41'de görüldüğü gibidir. MÇK-İMA'ya ait gerçek ışıma tepe değerleri -14.49 dB , -17.67 dB , -18.46 dB , -46.7 dB olarak, sırasıyla, *ISM - 2.4 GHz*, *WMTS - 1.4 GHz*, *ISM - 915 MHz* ve *MedRadyo* bantları için elde edilmiştir.



Şekil 3.39. Tasarım #6'ya ait akım dağılımları



Şekil 3.40. MÇK-İMA

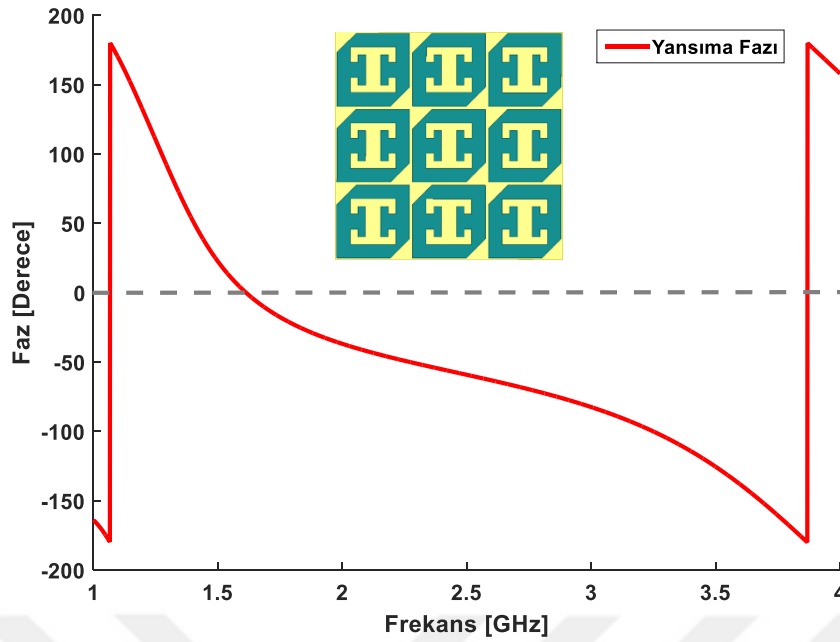


Şekil 3.41. MÇK-İMA'ya ait S11 grafiği

MÇK-İMA tasarımında kazanç değerlerini iyileştirmek için periyodik yapı kullanılmıştır. Kullanılan periyodik yapı 3×3 diziye sahip olup, Şekil 3.42'de gösterildiği gibi, anten ışıma elemanının üst düzlemine yerleştirilmiştir. Meta-malzeme yapılarını çoklu bant uygulamalarında kullanmak, bazı bantları iyileştirirken diğer bantları olumsuz etkileyebilmektedir. Bu yüzden periyodik yapı tasarımında mümkün olduğunca her bantta iyileştirme görebilmek için ortalama bir frekans değerinde iletim fazı sıfır olan meta-malzeme tasarlanmıştır. Bu tasarımın görünümü ve iletim faz grafiği Şekil 3.43'te verilmiştir.

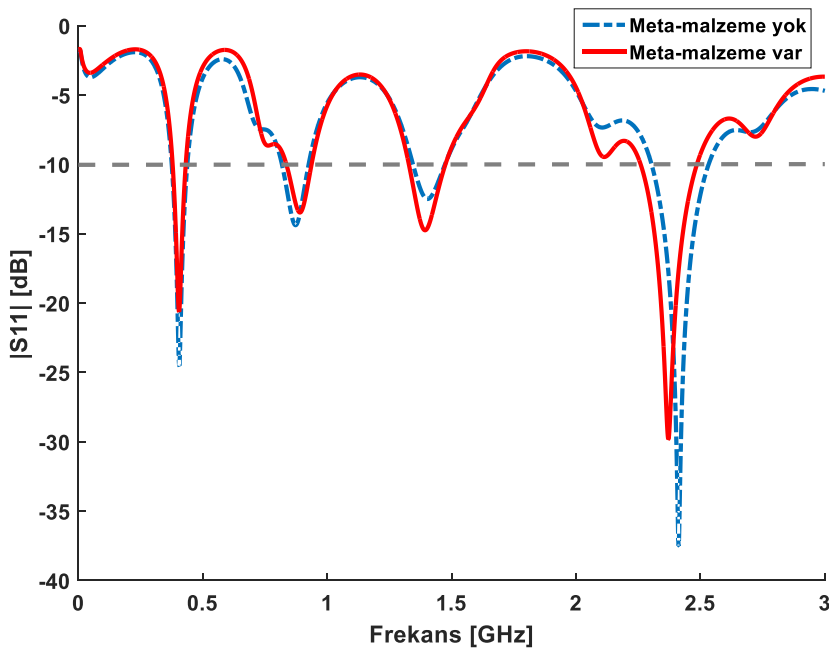


Şekil 3.42. Periyodik yapı ve anten konumu



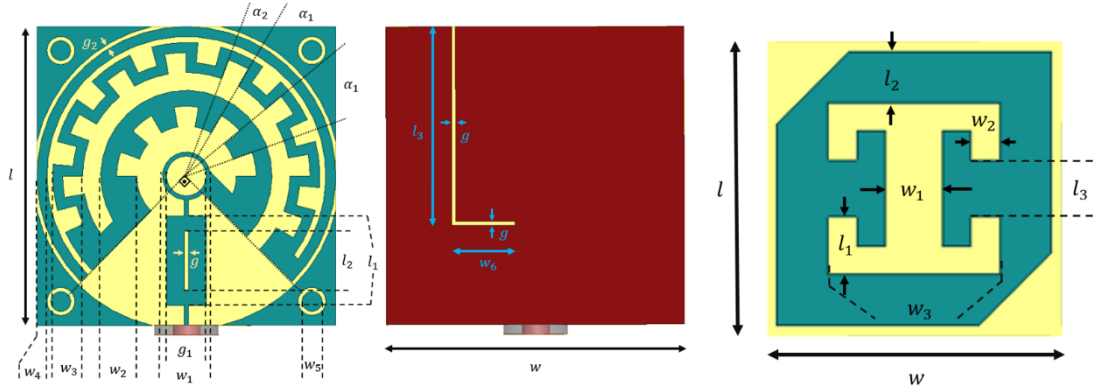
Şekil 3.43. Periyodik yapı ve iletim faz grafiği

MÇK-İMA anteni ile meta-malzeme birlikte analiz edilmiş ve S11 grafiği sonucu Şekil 3.44'te verilmiştir. Şekilden anlaşılacağı üzere, S11 grafiğinde ufak farklılar meydana gelmiştir. Literatüre kıyasla kabul edilebilir olan bu farklılıklar, anten ve meta-malzeme ilişkisinde beklenen uyumu sağlamaktadır. MÇK-İMA tasarımının periyodik yapı ile kullanımı sonucu anten kazancında iyileşmeler gözlemlenmiştir. 2.64 dB kazanç artışı ISM-2.4 GHz için gözlemlenirken, MedRadio bandında -0.83 dB kayıp gözlenmiştir. Bununla birlikte, ISM-915 MHz'de neredeyse değişim gözlemlenmemişken, WMTS-1.4 GHz bandında ise en fazla 2.56 dB artış gözlenmiştir.



Şekil 3.44. Meta-malzemenin S11 grafiğine etkisi

Yapılan tasarım çalışmaları sonucunda elde edilen MÇK-İMA'ya ve periyodik yapıya ait birim hücre parametrik ölçüler Şekil 3.45'de gösterilerek, sırasıyla, Çizelge 3.2'de ve Çizelge 3.3'te değerleri verilmiştir.



Şekil 3.45. MÇK-İMA ve birim hücre tasarım parametreleri

Çizelge 3.2. MÇK-İMA'nın tasarım parametre değerleri

Parametre	Değer	Parametre	Değer
w	15 mm	l_1	4.5 mm
w_1	2.4 mm	l_2	3 mm
w_2	1.8 mm	l_3	10 mm
w_3	1.5 mm	α_1	20°
w_4	0.5 mm	α_2	10°
w_5	1 mm	g	0.2 mm
w_6	3.2 mm	g_1	2 mm
l	15 mm	g_2	0.3 mm

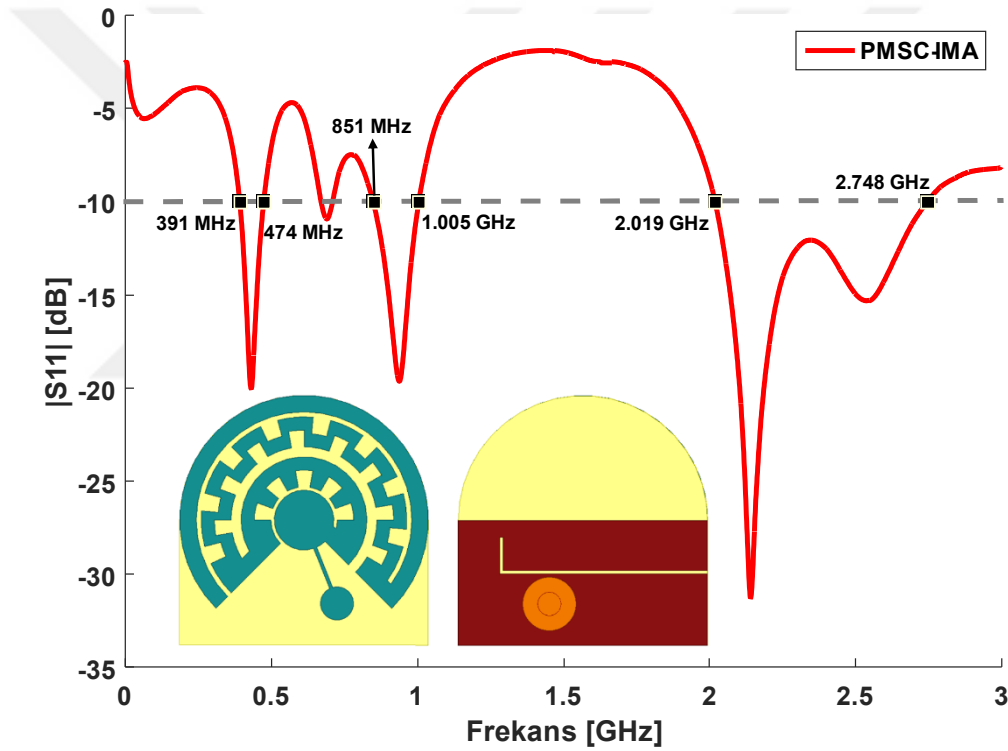
Çizelge 3.3. Birim hücrenin tasarım parametre değerleri

Parametre	Değer	Parametre	Değer
w	5 mm	l	5 mm
w_1	1 mm	l_1	1 mm
w_2	0.5 mm	l_2	0.9 mm
w_3	3 mm	l_3	1 mm

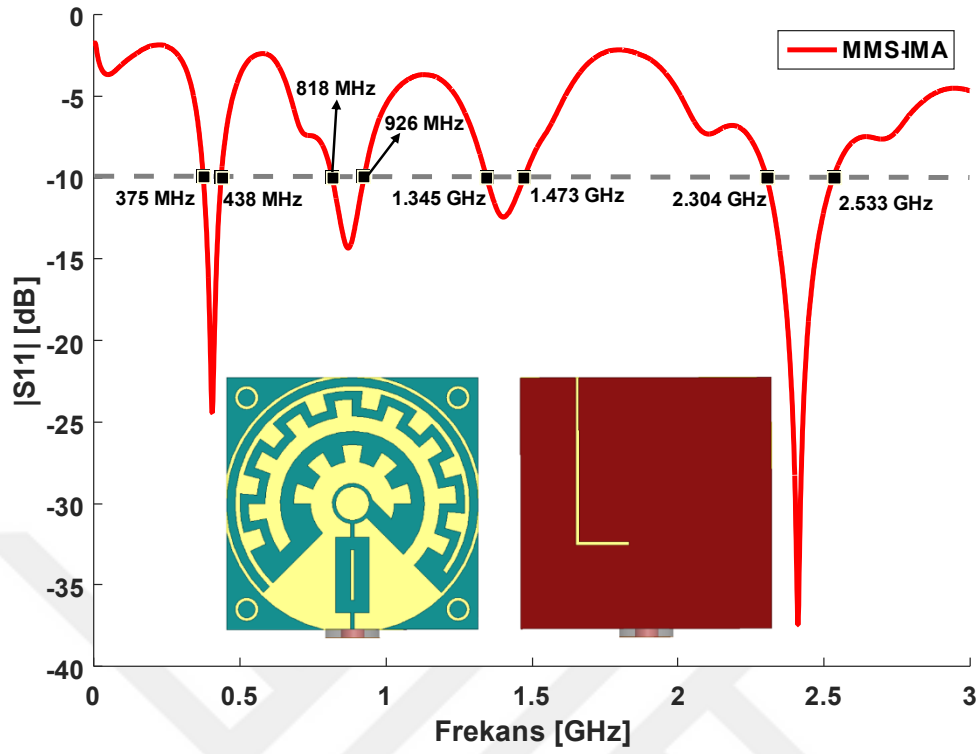
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. Simülasyon Tasarım Sonuçları

Tez kapsamında yapılan çalışmalar neticesinde, PÇYD-İMA ve MÇK-İMA adında iki anten tasarımı elde edildi. Tasarımın ilk adımında hedeflenen ve sınırları belirlenen parametreler doğrultusunda, boyut ve elektriksel özellik bakımından öngörülen hedeflere ulaşılmıştır. $15 \times 15 \text{ mm}^2$ boyutlarında ve çok bantlı karakteristiğe sahip bu antenlerin, biyotelemetri sistemleri için gerekli ihtiyacı karşılayacakları öngörülmektedir. Elde edilen nihai tasarımlara ait şekil ve grafikler Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’de, sırasıyla, PÇYD-İMA ve MÇK-İMA antenleri için verilmiştir.



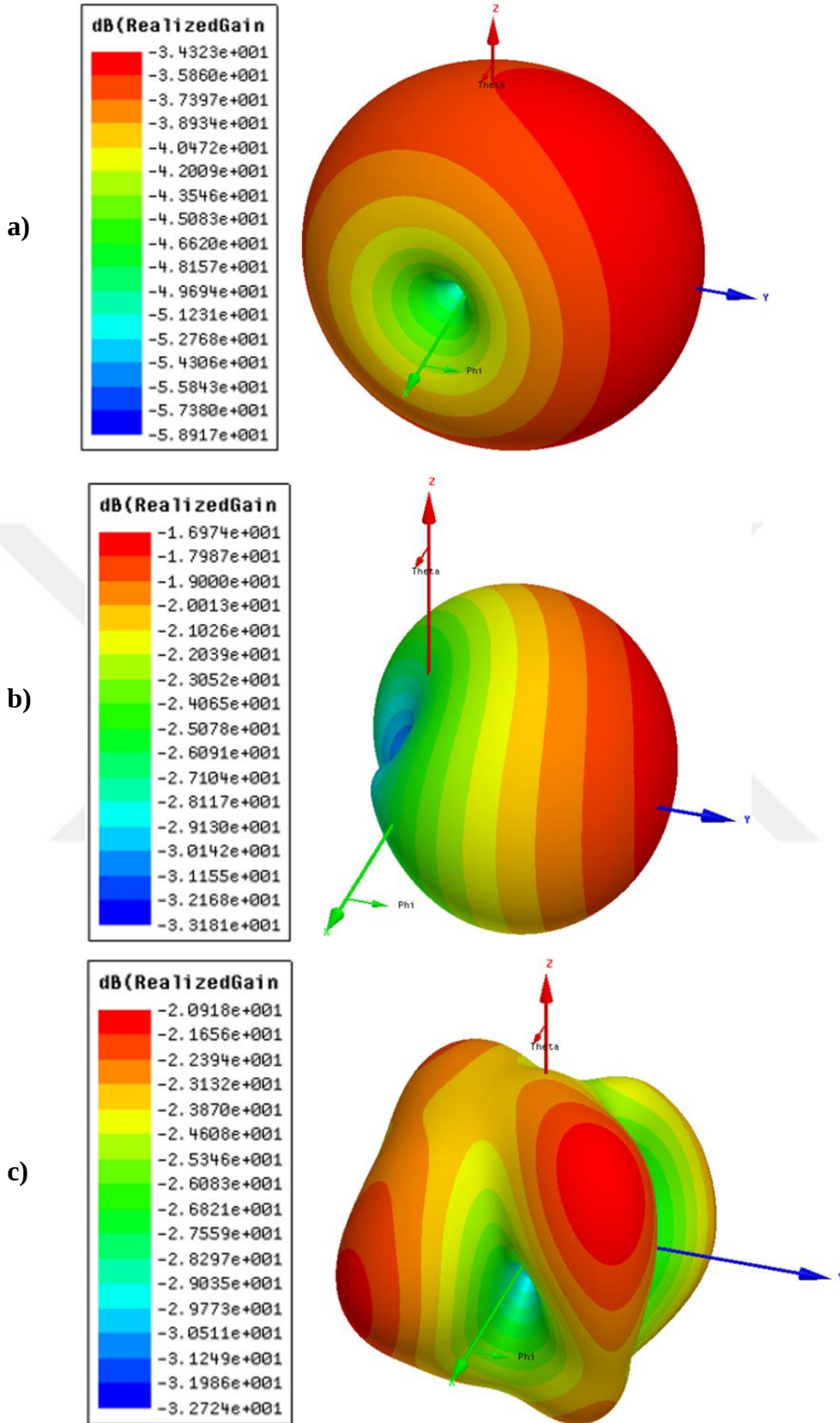
Şekil 4.1. PÇYD-İMA tasarımı ve S11 grafiği



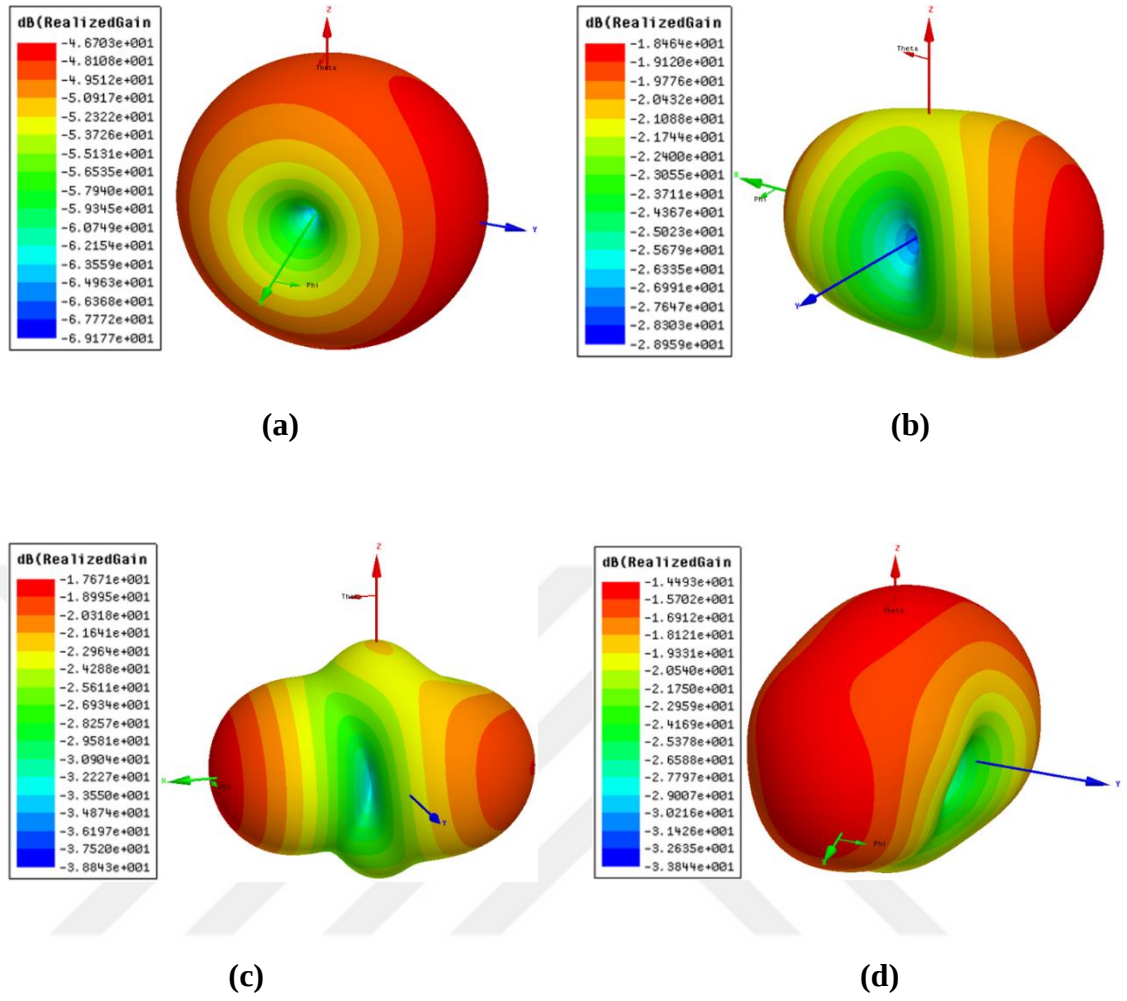
Şekil 4.2. MÇK-İMA tasarımı ve S11 grafiği

İmplant anten tasarımında önemli parametrelerden biri de kazanç değerinin seviyesidir. Burada elde edilen sonuçlara göre PÇYD-İMA tasarımı için gerçek tepe kazancı -34.32 dB, -16.97 dB ve -20.91 dB olarak, sırasıyla, 432 MHz, 938 MHz ve 2.4 GHz rezonans frekansları için gözlemlenmiştir. İlgili frekans ve kazanç değerlerine ilişkin ışıma karakteristikleri Şekil 4.3'te görüldüğü gibidir. Esasında anten S11 grafiğinden de anlaşılacağı üzere üç bant özellik gösterse de kapsadığı bantlar göz önünde bulundurulunca; MedRadio, WMTS-420 MHz (Japonya için), ISM-433MHz, ISM-868 MHz, ISM-915 MHz ve ISM-2.4 GHz olarak toplamda altı adet bantta hizmet verebilecek kapasiteye sahiptir.

MÇK-İMA tasarımı PÇYD-İMA'dan farklı olarak hem bir adet banda daha sahiptir, hem de meta-malzeme kullanmak suretiyle bazı frekans bantlarından kazanç anlamında iyileştirmeler yapılmıştır. Bu tasarım neticesinde elde edilen MÇK-İMA'ya ait ışıma örüntüleri Şekil 4.4'te verilmiştir. Ayrıca, tasarımda meta-malzeme varken ve yokken ki S11 grafiği karşılaştırması Şekil 3.51'de verilmiştir.



Şekil 4.3. a) 432 MHz ışıma örüntüsü, b) 938 MHz ışıma örüntüsü, c) 2.4 GHz ışıma örüntüsü

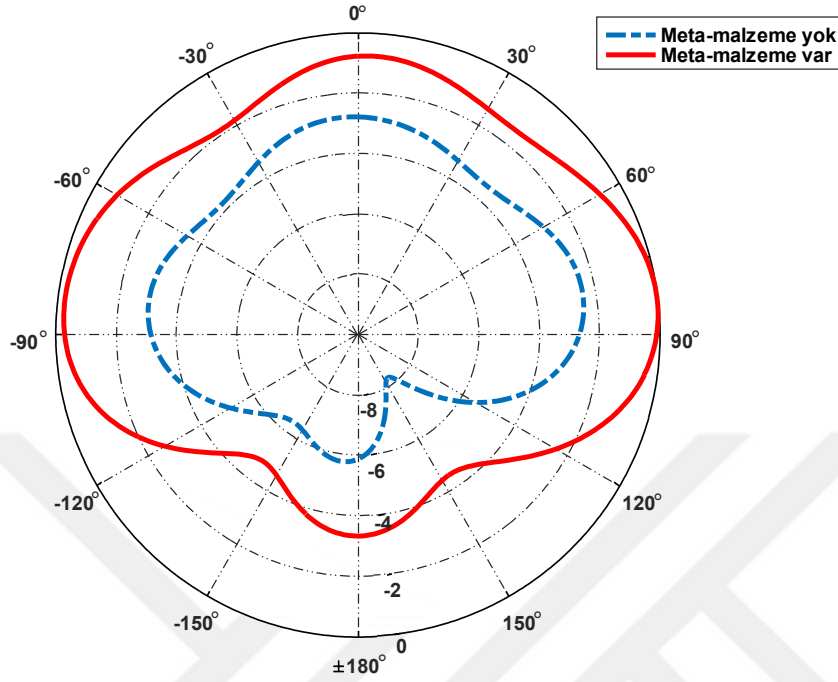


Şekil 4.4. a) 406 MHz ışıma örüntüsü, b) 915 MHz ışıma örüntüsü, c) 1.4 GHz ışıma örüntüsü, d) 2.4 GHz ışıma örüntüsü

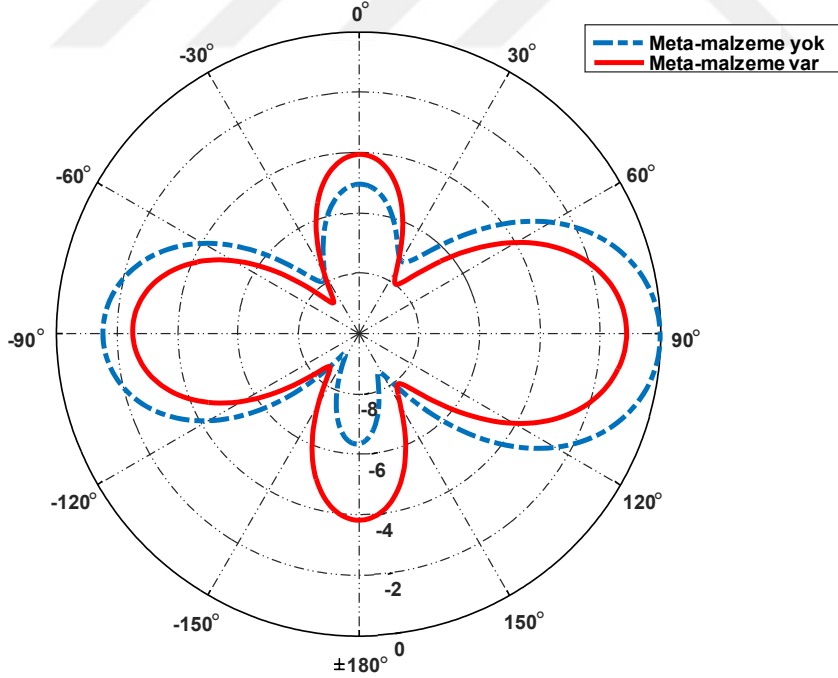
MÇK-İMA tasarımına meta-malzeme ekleme sonucu anten kazancında iyileşmeler gözlemlenmiştir. 2.64 dB kazanç artışı ISM-2.4 GHz için gözlemlenirken, MedRadio bandında -0.83 dB kayıp gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, ISM-915 MHz’de neredeyse değişim gözlemlenmemişken, WMTS-1.4 GHz bandında ise en fazla 2.56 dB artış gözlemlenmiştir.

Periyodik yapıların genel olarak tek bantlı sistemlerde kullanımı yaygın olup çift bant uygulamalarda iki farklı birim hücre yapısı kullanılması gerekebilmektedir. Bu çalışma kapsamındaki antenlerin çok bantlı olmaları göz önünde bulundurulunca, her batta bir kazanç sağlamak neredeyse mümkün olamamaktadır. Yapılan çalışmalarda gözlemlenen sonuca göre; MedRadio bandı için uygun olan bir periyodik yapının diğer bantları ciddi anlamda olumsuz etkilediği görülmüştür. Bu nedenle tasarlanan nihai meta-malzeme yapısında en az iki bantta iyileşme gözlemlenirken, diğer bantlarda olumsuz etki olmaması hedeflenmiş ve bu doğrultuda hedefe ulaşılmıştır. Kullanılan

meta-malzeme yapısı ISM-2.4 GHz ve WMTS-1.4 GHz bantlarında olumlu etki sağlamış ve bu sonuç ise normalize ışıma örüntüleri üzerinden Şekil 4.5'te verilen karşılaştırma ile gözlemlenmiştir.



(a)

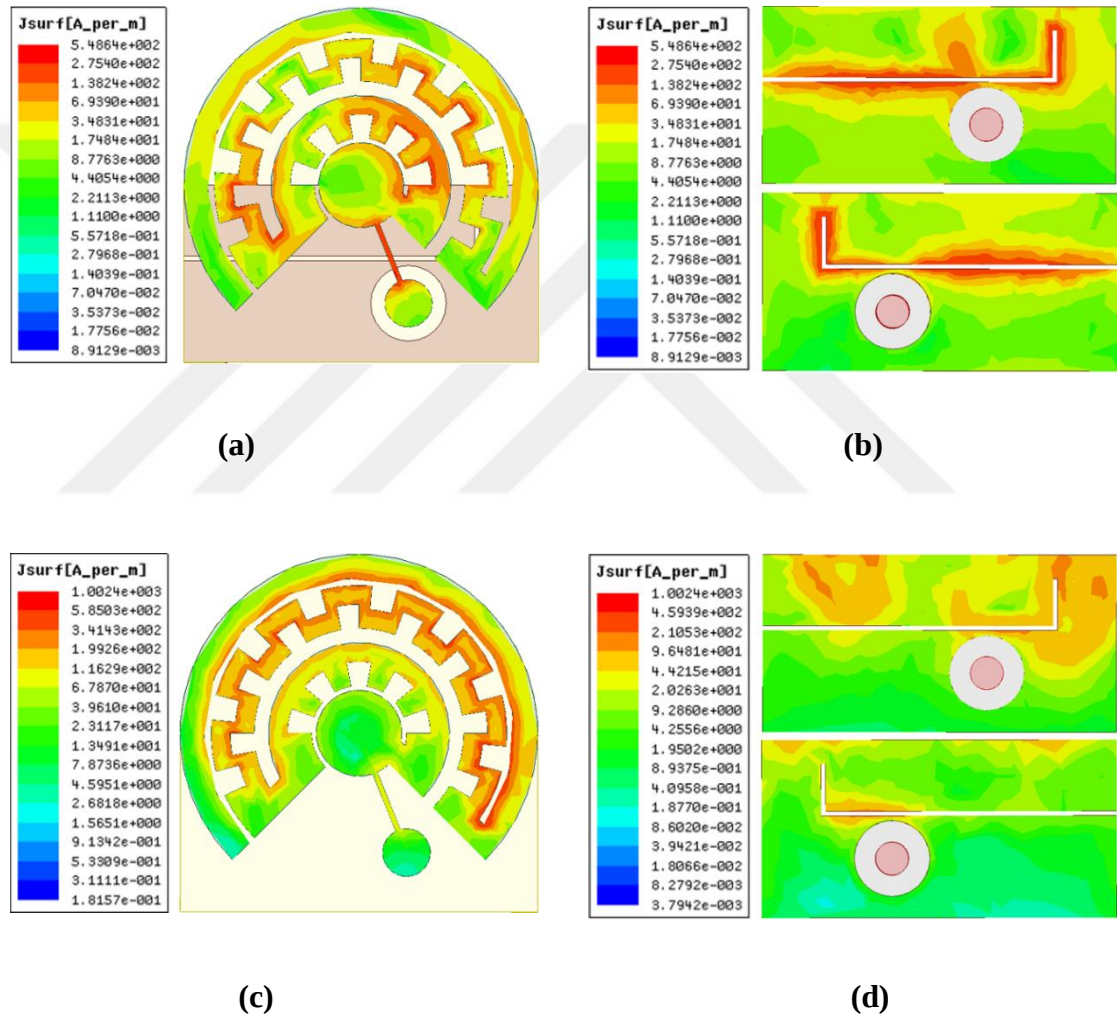


(b)

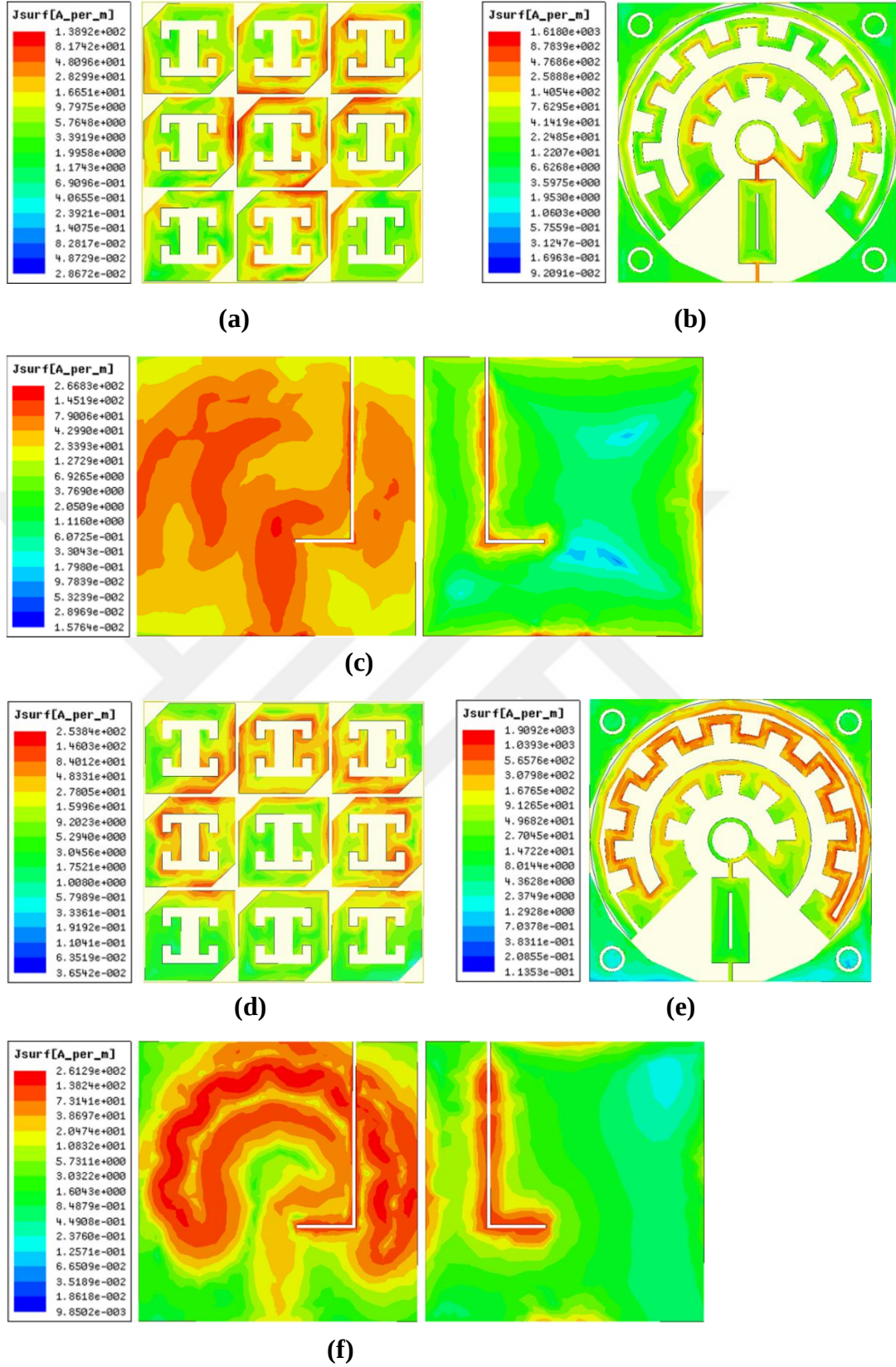
Şekil 4.5. a) 2.4 GHz , b) WMTS-1.4 GHz normalize ışıma örüntüsü

Şekil 4.5'ten de anlaşılacağı üzere, meta-malzemenin konumu gereği anten kazancının 0 ve 180 derece doğrultusunda artması beklenir. Bu bağlamda Şekil 4.5.a'da her yönde artış varken, Şekil 4.5.b'de ± 90 derecede kazanç değerlerinin azalmasını, ancak 0-180 derecede artmasının sebebi bu olmaktadır.

İmplant antenler için önemli parametrelerden olan akım dağılımları ise Şekil 4.6'da PÇYD-İMA için ve Şekil 4.7'de ise MÇK-İMA ve periyodik yapı için verilmiştir.



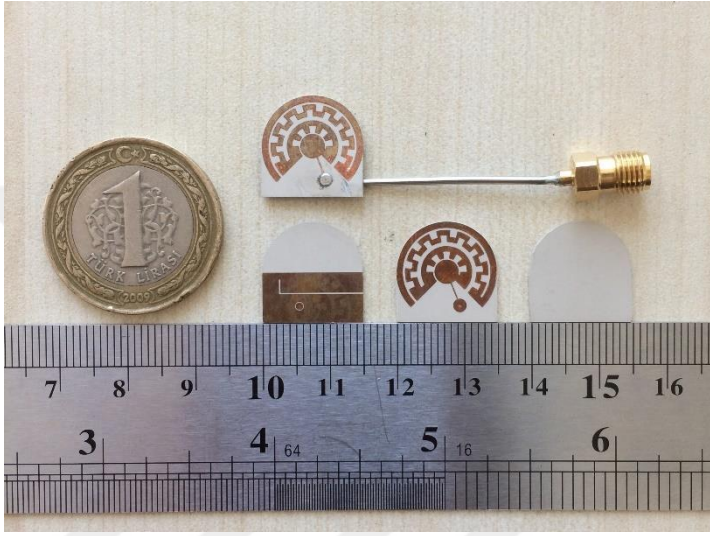
Şekil 4.6. PÇYD-İMA a) 2.4 GHz yama, b) 2.4 GHz ön-arka toprak, c) MedRadio yama, d) MedRadio ön-arka toprak akım dağılımları



Şekil 4.7. MÇK-İMA a) 2.4 GHz meta-malzeme, b) 2.4 GHz yama, c) 2.4 GHz ön-arka toprak, d) MedRadio meta-malzeme, e) MedRadio yama, f) MedRadio ön-arka torak akım dağılımları

4.2. İmplant Anten Üretim ve Ölçüm Aşaması

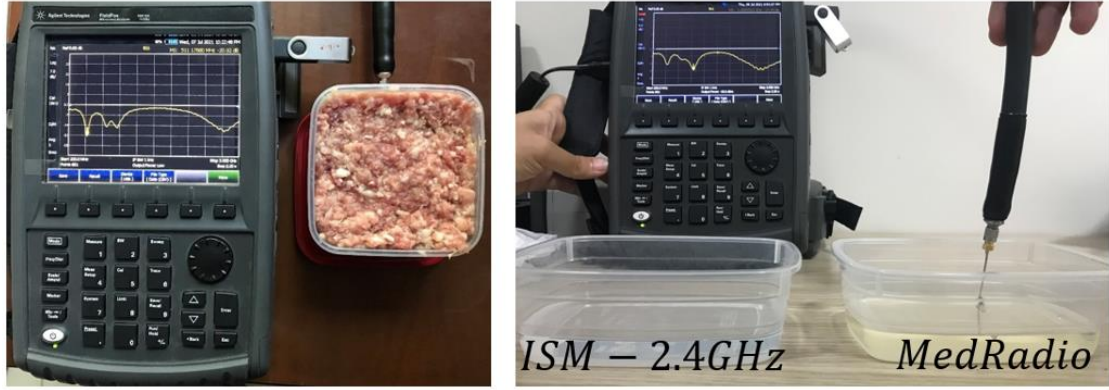
Tasarlanan her iki antenin üretiminde Rogers 3010 taban malzemesi kullanılmıştır. Üretimler, tasarım gereği en hassas şekilde gerçekleşmiş ve profesyonel destek alınarak hassas lehimleme ekipmanları ile SMA konektör montajı yapılmıştır. Elde edilen üretim antenlerinden PÇYD-İMA'ya ait fotoğraf Şekil 4.8'de verilmiştir



Şekil 4.8. PÇYD-İMA fiziksel boyutu ve üretimi

Üretilen antenlerin S11 grafikleri için, domuz kıyasında ve fantom çözeltide olmak üzere, iki adet ölçüm düzeneği oluşturulmuştur. Bu ölçüm esnasında Agilent N9916A FieldFox Microwave Analyzer kullanılmıştır. Ayrıca, ölçüm düzeneklerinde simülasyon aşamasında tanımlanan doku ortam boyutlarına en yakın ölçülere sahip ekipmanlar kullanılmıştır.

Taze domuz eti kullanarak oluşturulan kıyma ölçümü ve fantom ölçümü düzeneği PÇYD-İMA için Şekil 4.9'da verilmiştir.

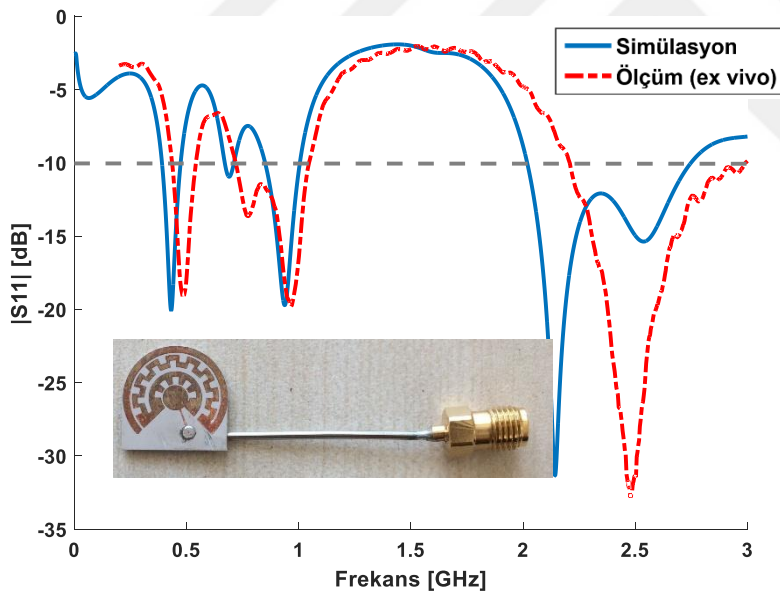


(a)

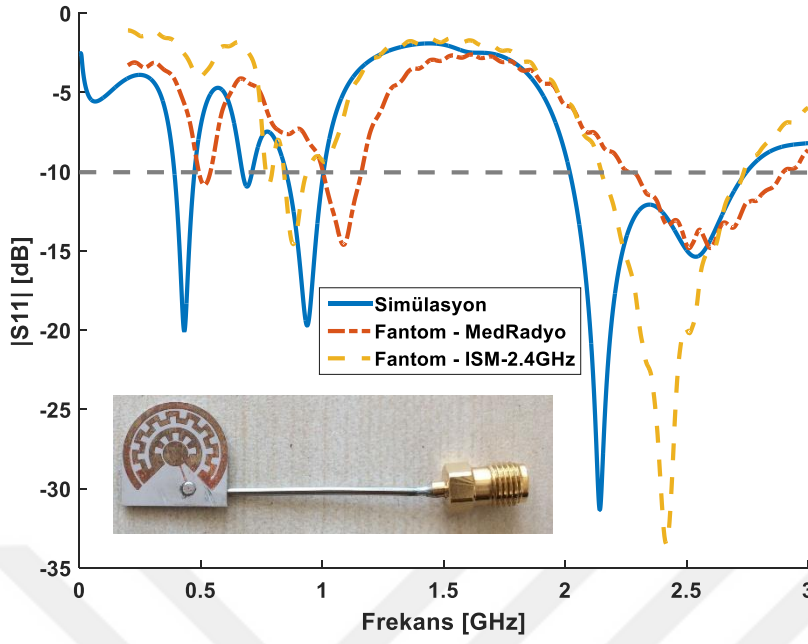
(b)

Şekil 4.9. PÇYD-İMA için **a)** Kıyma içi (ex vivo) ölçüm düzeneği, **b)** Fantom ölüm düzeneği

PÇYD-İMA'ya ait ex vivo ve fantom S11 ölçüm sonuçları Şekil 4.10'da ve Şekil 4.11'de verilmiştir.

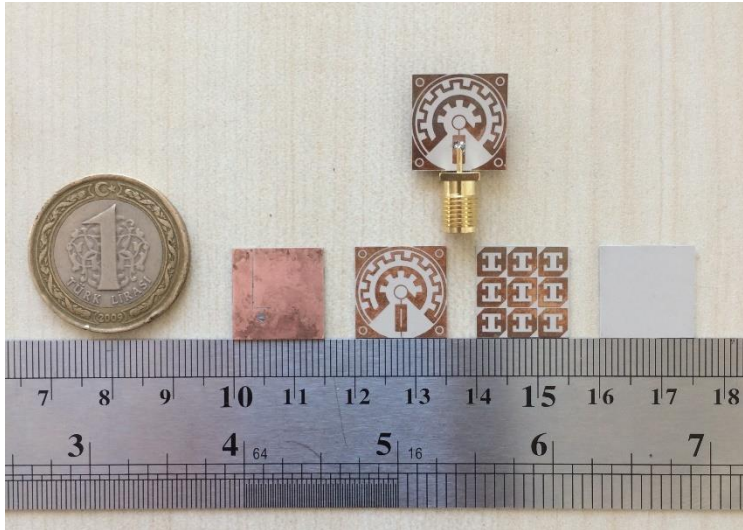


Şekil 4.10. PÇYD-İMA simülasyon ve kıyma içi (ex vivo) ölçüm S11 grafiği



Şekil 4.11. PCYD-İMA simülasyon ve fantom ölçüm S11 grafiği

MÇK-İMA'ya ait üretim fotoğrafı Şekil 4.12'de, ölçüm düzenekleri Şekil 4.13'te ve ölçüm S11 grafikleri ise Şekil 4.14 ile Şekil 4.15'te verilmiştir.

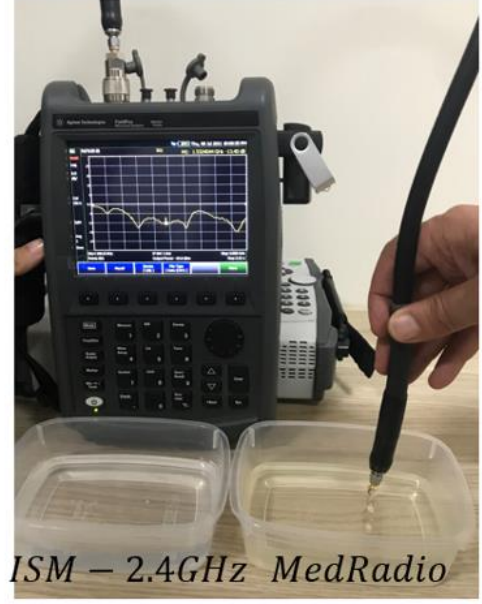


Şekil 4.12. MÇK-İMA ve periyodik yapı fiziksel boyutu ve üretimi

Bu ölçümlerden elde edilen S_{11} sonuçları, PÇYD-İMA için Şekil 4.11’de ve MÇK-İMA için Şekil 4.12’de verilmiştir.

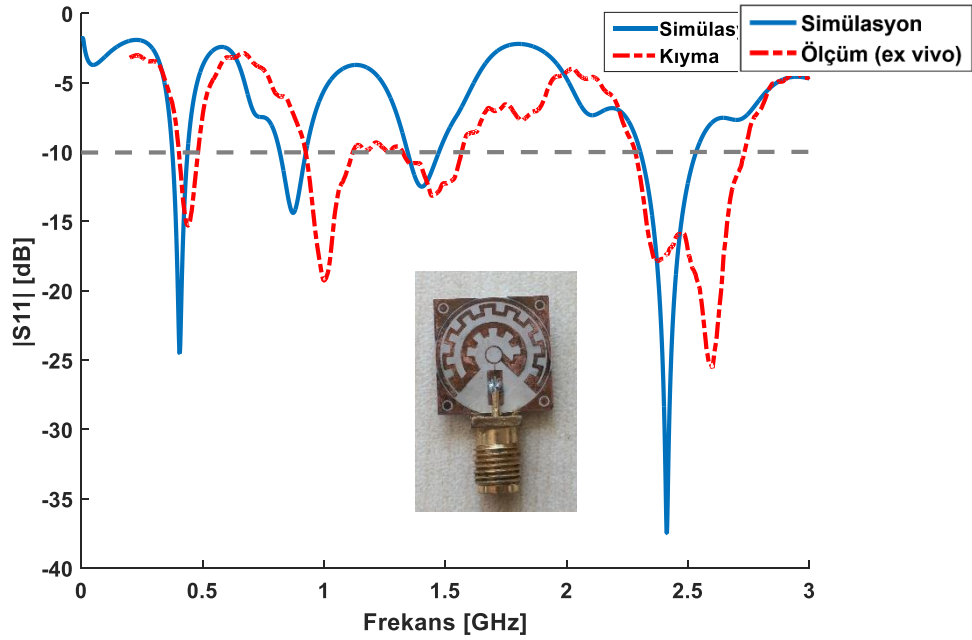


(a)

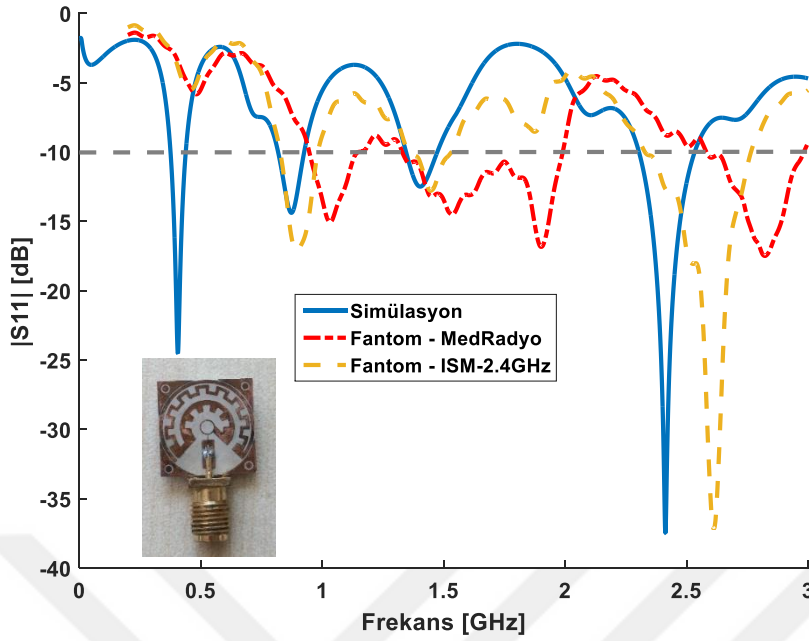


(b)

Şekil 4.13. MÇK-İMA için a) Kıyma içi (ex vivo) ölçüm düzeneği, b) Fantom ölçüm düzeneği



Şekil 4.14. MÇK-İMA simülasyon ve kıyma içi (ex vivo) ölçüm S_{11} grafiği



Şekil 4.15. MÇK-İMA simülasyon ve fantom ölçüm S11 grafiği

Fantom ölçümünde doku ortamını taklit edebilmek için ilgili frekanslara ait ayrı çözeltiler hazırlanmalıdır. Çok bantlı tasarımın ölçüm sürecindeki yükü hafifletmesi adına, MedRadio ve ISM-2.4 GHz bantlarına öncelik verilerek çözeltiler hazırlanmış ve bu bantlarda ölçüm sonuçları elde edilmiştir. Çözeltilerin hazırlanmasında kullanılan karışım oranları literatürde paylaşılan haliyle elde edilmiş ve bu oranlar Çizelge 4.1’de sunulmuştur.

Çizelge 4.1. MICS ve ISM frekans bantlarında doku özelliği gösteren fantom çözeltisi (Karaçolak vd. 2009)

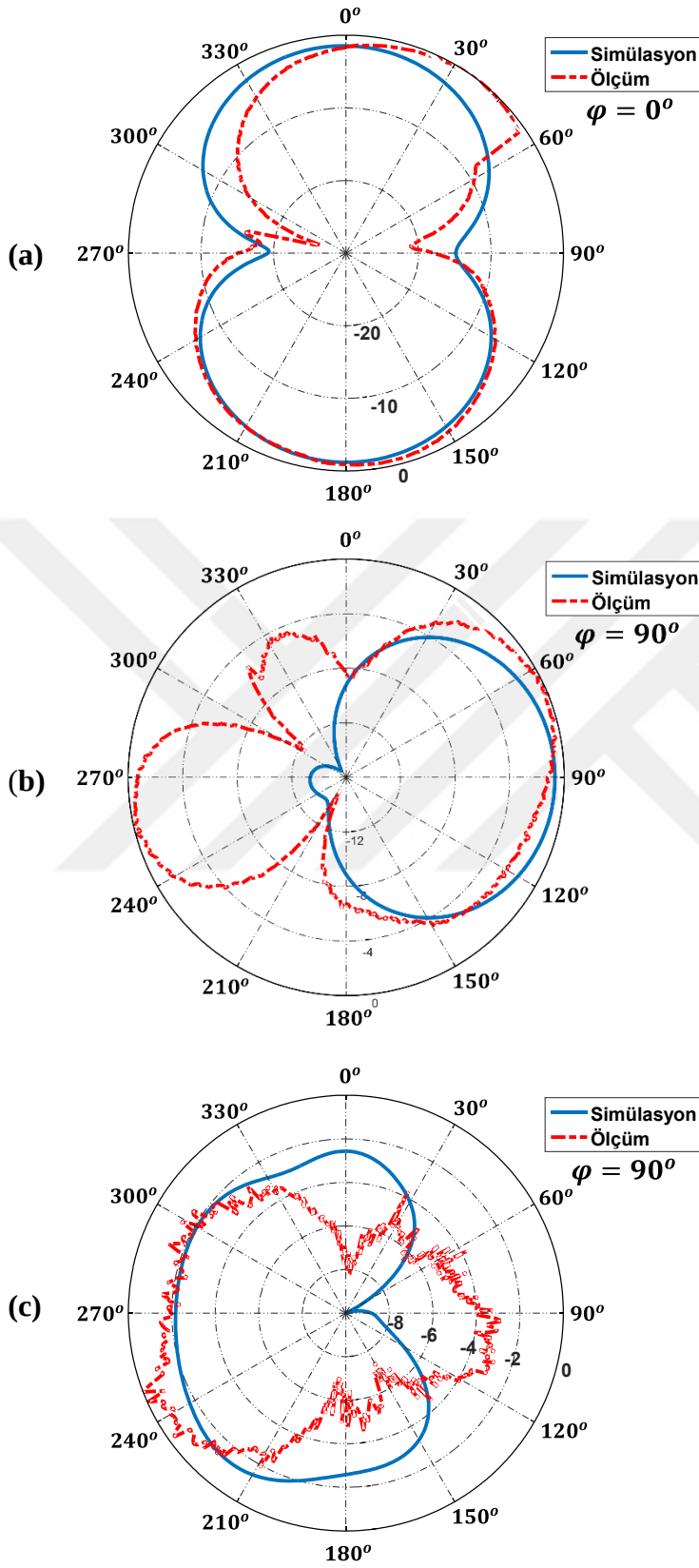
MedRadio		ISM-2.4 GHz	
Malzeme	Miktar	Malzeme	Miktar
Şeker	%56.18	DGBE	%5.1
Tuz	%2.33	Triton X – 100	%36.7
Saf su	%41.49	Saf su	%58.2

S11 ölçümlerine ek olarak kıyma içerisinde antene ait ışıma örüntüsü ölçümleri de yapılmıştır. Bu ölçümler Akdeniz Üniversitesi EMUMAM bünyesinde yansız bir odada gerçekleştirilmiştir. Ölçümlere ait düzenek Şekil 4.16’da verilmiştir. Yapılan ölçüm sonucu elde edilen ışıma örüntüleri, belirli açı ve frekanslara göre normalize olarak, PÇYD-İMA için Şekil 4.17’de ve MÇK-İMA ile periyodik yapı için Şekil 4.18’de verilmiştir.

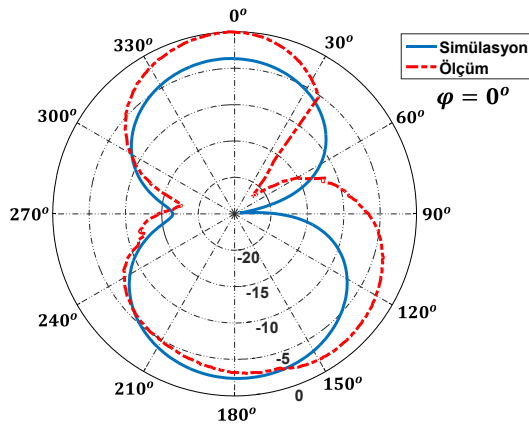


Şekil 4.16. PÇYD-İMA ve MÇK-İMA için ışıma örüntüsü ölçüm düzeneği

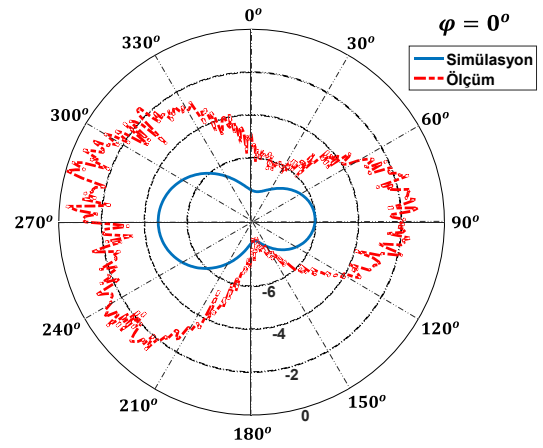
Örüntü ölçüm sonuçlarına bakıldığında çoğunlukla simülasyon sonuçları ile uyumlu olduğu görülmektedir. Ancak uyumsuz sonuç gözlemlenen ölçümlerde ise bu durum kullanılan kıymanın zamanla özelliğini kaybetmesinden kaynaklanabilmektedir. S11 ölçümlerinde kullanılan kıymanın örüntü ölçümlerinde kullanılamayacak kadar bozulması, bu yüzden de yedek kıymanın kullanılması sürecinde, kıymanın tazeliğini yitirmesi ve bunun da ölçüm sonuçlarına olumsuz yansıması düşünülmektedir.



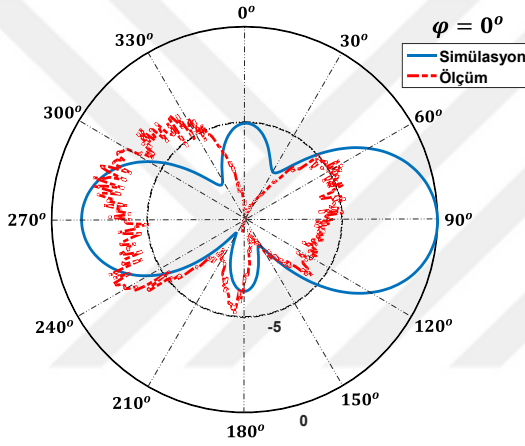
Şekil 4.17. PÇYD-İMA'ya ait a) 402 MHz, b) 915 MHz ve c) 2.4 GHz ışıma örüntüleri



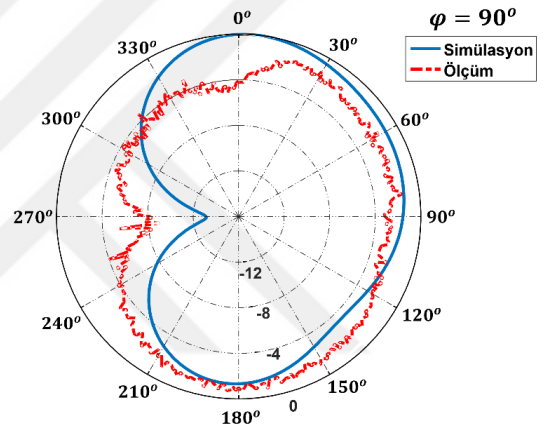
(a)



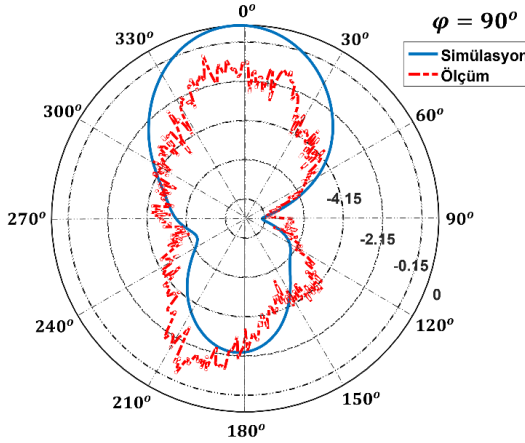
(b)



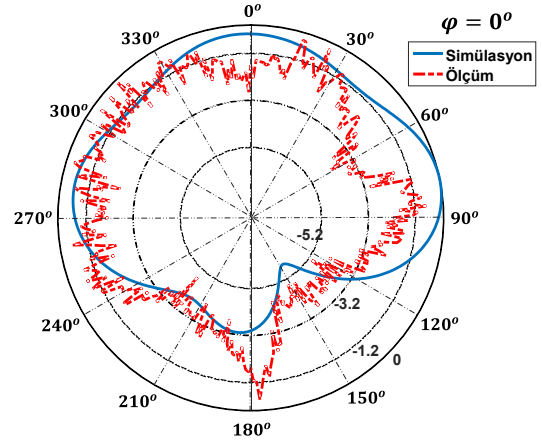
(c)



(d)



(e)



(f)

Şekil 4.18. MÇK-İMA'ya ait a) 402 MHz, b) 915 MHz ve c-d) 1.4 GHz ve e-f) 2.4 GHz ışıma örüntüleri

5. SONUÇLAR

Yüksek lisans tez çalışması kapsamında iki adet özgün, çok bant karakteristiğe sahip implant anten tasarlanmıştır. Yapılan tasarım aşamalarında elde edilen optimum sonuçlar neticesinde PÇYD-İMA ve MÇK-İMA olarak isimlendirilen antenler önerilmiştir. PMS-İMA gösterdiği S11 karakteristik özelliğine göre üç adet banda sahip olup, literatürde de karşılığı olan MedRadio, WMTS-420 MHz, ISM-433 MHz, ISM-868 MHz, ISM-915 MHz ve ISM-2.4 GHz olmak üzere toplamda altı adet haberleşme bandını kapsamaktadır. MÇK-İMA tasarımı ise dört bant karakteristik gösterip, MedRadio, WMTS-420 MHz, ISM- 433MHz, ISM-868 MHz, ISM-915 MHz, WMST-1.4GHz ve ISM-2.4 GHz olmak üzere toplamda yedi adet bandı kapsamaktadır. Bununla birlikte MÇK-İMA için tasarlanan meta-malzeme özellikli periyodik yapı sayesinde, özellikle, ISM-2.4 GHz ve WMTS-1.4 GHz bantlarında kazanç yönünden iyileştirmeler yapılmıştır.

Elde edilen bulgularca, önerilen her iki özgün yapının da literatürde bahsedilen biyotelemetri ihtiyaçlarını karşılayacak düzeyde olduğu ve bu yönüyle de literatüre katkı sağlayabileceği düşünülmektedir. Böylelikle, biyotelemetri sistemlerinin ve tıp alanında elektroninin gelişim sürecine ve tasarım yöntemlerine önemli katkıları olacağı ve yeni fikirlere yol göstereceği umulmaktadır.

Tez çalışması kapsamında yapılan tasarım sayısal çözümleme programlarınca tasarlanmış olup üretim aşaması gerçekleşmiştir. Kompakt yapısı ve yama tasarımının nispeten karmaşık olmasından dolayı üretimin profesyonel bir destek ile yapılması tercih edilmiştir. Bununla beraber; ölçüm sürecinin, çalışmaya hem ulusal hem de uluslararası bir değer katması adına, gerçek doku içerisinde (ex vivo) yapılmıştır.

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi ile yapılması hedeflenen iş birliği ile beraber üretilen ve ölçümü yapılan bu antenlerin canlı denek üzerinde, etik kurallarına uygun şekilde, ölçümü sonraki bir takvimde gerçekleşecektir.

6. KAYNAKLAR

- Abdi, A. ve Aliakbarian, H. 2019. *A Miniaturized UHF-Band Rectenna for Power Transmission to Deep-Body Implantable Devices*. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 7: 2168-2372.
- Abdi, A., Ghorbani, F., Aliakbarian, H., Geok, T. K., Rahim, S. K. A. ve Soh, P. J. 2020. *Electrically Small Spiral PIFA for Deep Implantable Devices*. *IEEE Access*, 8: 158459 – 158474.
- Ahmad, S., Hasan, R., Das, S. ve Rabbi, M. H. 2018. *Design and Performance Measurement of an On-body Capacitively Loaded Planar Inverted-F Antenna for Bio-medical Applications*, ss. 222-225, 27-28 Ekim, 2018 *International Conference on Innovations in Science, Engineering and Technology (ICISSET)*, Chittagong, Bangladesh.
- Alam, M. S., Misran, N., Yatim, B. ve Islam, M. T. 2013. *Development of Electromagnetic Band Gap Structures in the Perspective of Microstrip Antenna Design*. *International Journal of Antennas and Propagation*, 2013: 1-22.
- Alomainy, A., Hao, Y., Owadally, A., Parini, C. G., Nechayev, Y., Constantinou, C. C. ve Hall, P. S. 2007. *Statistical Analysis and Performance Evaluation for On-Body Radio Propagation With Microstrip Patch Antennas*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 55(1): 245-248.
- Alrawashdeh, R. S., Huang, Y., Kod, M. ve Sajak, A. A. B. 2015. *A Broadband Flexible Implantable Loop Antenna With Complementary Split Ring Resonators*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 14: 1506 – 1509.
- Anonymous 1: <https://www.fcc.gov/medical-device-radiocommunications-service-medradio> [Son erişim tarihi: 03.06.2021]
- Anonymous 2: <https://www.everythingrf.com/community/what-is-mics> [Son erişim tarihi: 03.06.2021]
- Anonymous 3: <https://www.fcc.gov/wireless/bureau-divisions/mobility-division/wireless-medical-telemetry-service-wmts> [Son erişim tarihi: 03.06.2021]
- Anonymous 4: https://en.wikipedia.org/wiki/ISM_radio_band [Son erişim tarihi: 03.06.2021]
- Ashyap, A. Y. I., Abidin, Z. Z., Dahlan, S. H., Majid, H. A., Shah, S. M., Kamarudin, M. R. ve Alomainy, A. 2017. *Compact and Low-Profile Textile EBG-Based Antenna for Wearable Medical Applications*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 16: 2550 – 2553.
- Bakogianni, S. ve Koulouridis, S. 2019. *A Dual-Band Implantable Rectenna for Wireless Data and Power Support at Sub-GHz Region*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(11): 6800-6810.
- Balanis, C. A., 2005. *Antenna Theory Analysis and Design (3. Edition)*, New Jersey: Wiley – Interscience.
- Başaran, S. C. ve Erdemli, Y. E. 2008. *Dual-Band Split-Ring Antenna Design for WLAN Applications*. *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer*

Sciences, 16(1): 1-8.

- Başaran, S. C. 2011. *Dual Wideband Split-Ring Monopole Antenna Design For Wireless Applications. Istanbul University Journal of Electrical and Electronics Engineering*, 11(1): 1287-1290.
- Başaran, S. C. 2012. *A compact dual-wideband antenna based on complementary split-ring resonator. Microwave and Optical Technology Letters*, 54(8): 1917-1920.
- Başaran, S. C. 2012. *Compact dual-band split-ring antenna for 2.4/5.2 GHz WLAN applications. Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, 20(3): 347-352.
- Başaran, S. C. ve Sertel, K. 2013. *Dual Wideband CPW-Fed Monopole Antenna with Split-Ring Resonators. Microwave and Optical Technology Letters*, 55(9): 2088-2092.
- Başaran, S. C. ve Sertel, K. 2015. *Compact and Planar Monopole Antenna for WLAN and WiMAX Applications. Aces Journal*, 30(5): 546-550.
- Beach, R. D., Conlan, R. W., Godwin, M. C. ve Moussy, F. 2005. *Towards a miniature implantable in vivo telemetry monitoring system dynamically configurable as a potentiostat or galvanostat for two- and three-electrode biosensors. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 54(1): 61-72.
- Caldara, M., Nodari, B., Re, V. ve Bonandrini, B. 2016. *Miniaturized Blood Pressure Telemetry System with RFID Interface. Electronics Journal*, 5(3):51.
- Cavuto, J. 2004. *Neural Engineering's Imagine Problem. IEEE Spectrum*, 41(4): 32-37.
- Cheong, J. H., Ng, S. S., Liu, X., Xue, R. F., Lim, H. J., Khannur, P. B., Chan, K.L., Lee, A. A., Kang, K., Lim, L. S., He, C., Singh, P., Park, W. T. ve Je, M. 2012. *An Inductively Powered Implantable Blood Flow Sensor Microsystem for Vascular Grafts. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9): 2466-2475.
- Chien, T., Cheng, C., Yang, H., Jiang, J. ve Luo C. 2010. *Development of Nonsuperstrate Implantable Low-Profile CPW-Fed Ceramic Antennas. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 9: 599-602.
- Chow, E. Y., Chlebowsky, A. L., Chakraborty, S., Chappell. W. J., Irazoqui, P. P. 2010. *Fully Wireless Implantable Cardiovascular Pressure Monitor Integrated with a Medical Stent. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(6): 1487-1496.
- Cleven, N. J., Müntjes, J. A., Fassbender, H., Urban, U., Görtz, M., Vogt, H., Gräfe, M., Götsche, T., Penzkofer, T., Schmitz-Rode, T. ve Mokwa, W. 2012. *A novel fully implantable wireless sensor system for monitoring hypertension patients. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(11): 3124-3130.
- Cong, P., Ko, W. H., Young, D. J. 2009. *Wireless Batteryless Implantable Blood Pressure Monitoring Microsystem for Small Laboratory Animals. IEEE Sensors Journal*, 10(2): 243-254.
- Crumley, G. C., Evans, N. E., Burns, J. B. ve Trouton T. G. 1998. *On the design and*

- assessment of a 2.45 GHz radio telecommand system for remote patient monitoring. Medical Engineering & Physics*, 20(10): 750-755.
- Curto, S. ve Ammann, M. J. 2006. *Circular Loop Antenna Operating at 434 MHz for Medical Applications: Loop-Tissue Interaction*, ss. 327-331, 28-30 Haziran, 2006 IET Irish Signals and Systems Conference, Dublin, Ireland.
- Das, R. ve Yoo, H. 2017. *A Multiband Antenna Associating Wireless Monitoring and Nonleaky Wireless Power Transfer System for Biomedical Implants. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 65(7): 2485 – 2495.
- DeHennis, A. D. ve Wise, K. D. 2006. *A fully integrated multisite pressure sensor for wireless arterial flow characterization. Journal of Microelectromechanical Systems*, 15(3): 678 – 685.
- Dewan, R., Rahim, M. K. A., Hamid, M. R., Yusoff, M. F. M., Samsuri, N.A., Murad, N. A. ve Kamardin, K. 2017. *Artificial magnetic conductor for various antenna applications: An overview. Rf And Microwave Computer-Aided Engineering Journal*, 27(6): 1-18.
- Dissanayake, T., Esselle, K. P. ve Yuce, M. R. 2009. *Dielectric Loaded Impedance Matching for Wideband Implantd Antennas. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 57(10): 2480 – 2487.
- Faisal, F. ve Yoo, H. 2019. *A Miniaturized Novel-Shape Dual-Band Antenna for Implantable Applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(2): 774 – 783.
- Faisal, F., Zada, M., Ejaz, A., Amin, Y., Ullah, S. ve Yoo, H. 2019. *A Miniaturized Dual-Band Implantable Antenna System for Medical Applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 68(2): 1161 – 1165.
- Fan, Y., Huang, J., Chang, T. ve Liu, X. 2018. *A Miniaturized Four-Element MIMO Antenna With EBG for Implantable Medical Devices. IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 2(4): 226-233.
- Furse, C. 2000. *Design of an antenna for pacemaker communication. Microwaves & Rf*, 39(3): 73-76.
- Ganeshwaran, N., Jeyaprakash, J. K., Alsath, M. G. N. ve Sathyanarayanan, V. 2020. *Design of a Dual-Band Circular Implantable Antenna for Biomedical Applications. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 19(1): 119-123.
- Gani, I. ve Yoo, H. 2016. *Multi-Band Antenna System for Skin Implant. IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 26(4): 294-296.
- Garg, R., Bhartia, P., Bahl, I. ve Ittipiboon. 2001. *Microstrip Antenna Design Handbook. Artech House Antennas And Propagation Library*.
- Gou, R., Zheng, J. ve Chen, J. 2017. *MRI RF-Induced Heating in Heterogenous Human Body with Implantable Medical Device*.
<https://www.intechopen.com/books/high-resolution-neuroimaging-basic-physical-principles-and-clinical-applications/mri-rf-induced-heating-in-heterogeneous-human-body-with-implantable-medical-device>
- Guy, A. W. 1971. *Analyses of Electromagnetic Fields Induced in Biological Tissues by*

- Thermographic Studies on Equivalent Phantom Models. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 19(2): 205 – 214.
- Hall, P.S., Hao, Y., Nechayev, Y. I., Alomainy, A., Constantinou, C. C., Parini, C., Kamarudin, M. R., Salim, T. Z., Hee, D. T. M., Dubrovka, R., Owadally, A. S., Song, W., Serra, A., Nepa, P., Gallo, M. ve Bozzetti, M. 2007. *Antennas and propagation for on-body communication systems. IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 49(3): 41 – 58.
- Hanna, S. A. 2009. *Regulations and Standards for Wireless Medical Applications*, ss. 1-5, *Third International Symposium on Medical Information & Communication Technology*, Canada.
- Hayat, S., Shah, S. A. A. ve Yoo, H. 2020. *Miniaturized Dual-Band Circularly Polarized Implantable Antenna for Capsule Endoscopic System. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 69(4): 1885 – 1895.
- Inoue, N., Koya, Y., Miki, N. ve Onoe, H. 2019. *Graphene-Based Wireless Tube-Shaped Pressure Sensor for In Vivo Blood Pressure Monitoring. Micromachines*, 10(2): 139.
- Islam, M. N. ve Yüce, M. Y. 2016. *Review of Medical Implant Communication System (MICS) band and network. ICT Express*, 2(4): 188-194.
- Jiang, Z., Wang, Z., Leach, M., Lim, E. G., Wang, J., Pei, R. ve Huang, Y. 2019. *Wideband Loop Antenna With Split-Ring Resonators for Wireless Medical Telemetry. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 18(7): 1415 – 1419.
- Karaçolak, T., Hood, A. Z. ve Topsakal, E. 2008. *Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 56(4): 1001 – 1008.
- Karaçolak, T., Cooper, R. ve Topsakal, E. 2009. *Electrical Properties of Rat Skin and Design of Implantable Antennas for Medical Wireless Telemetry. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 57(9): 2806 – 2812.
- Ketavath, K. N., Gopi, D. ve Rani, S. S. 2019. *In-Vitro Test of Miniaturized CPW-Fed Implantable Conformal Patch Antenna at ISM Band for Biomedical Applications. IEEE Access*, 7: 43547 – 43554.
- Kim, J. ve Rahmat-Samii, Y. 2004. *Implanted antennas inside a human body: simulations, designs, and characterizations. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8): 1934 – 1943.
- Kiourti, A. ve Nikita, K. S. 2012. *A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions. IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 54(3): 210-228.
- Kiourti, A. ve Nikita, K. S. 2017. *A Review of In-Body Biotelemetry Devices: Implantables, Ingestibles, and Injectables. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(7): 1422-1430.
- Koyanagi, Y., Kawai, H., Ogawa, K. ve Ito, K. 2003. *Consideration of the local SAR and radiation characteristics of a helical antenna using a cylindroid whole body*

- phantom at 150 MHz. Electronics and Communications in Japan*, 87(1): 48-60.
- Kozlov, M., Angelone, L. M. ve Kainz, W. 2017. *The electromagnetic fields of a 64 MHz quadrature driven birdcage coil in ASTM phantom*, ss. 715-718, 10-12 Ekim, 2017 47th European Microwave Conference (EuMC), Nuremberg.
- Kozlov, M., Horner, M., Kainz, W. ve Angelone, L. M. 2017. *Investigating the effect of coil model losses on computational electromagnetic exposure of an ASTM phantom at 64 MHz MRI*, ss. 1481-1484, 11-15 Temmuz, 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Jeju, South Korea.
- Kumar, A. ve Badhai, R. K. 2017. *A dual-band on-body printed monopole antenna for body area network*, ss. 1-5, 19-20 Ocak, 2017 International Conference on Inventive Systems and Control (ICISC), Coimbatore.
- Kurra, L., Abegaonkar, M. P., Basu, A. ve Koul, S. K. 2016. *FSS Properties of a Uniplanar EBG and Its Application in Directivity Enhancement of a Microstrip Antenna. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15: 1606 – 1609.
- Lei, W. ve Gou, Y. 2015. *Miniaturized differentially fed dual-band implantable antenna: Design, realization, and in vitro test. Radio Science*, 50(10): 959-967.
- Lesnik, R., Verhovski, N., Mizrachi, I., Milgrom, B. ve Haridim, M. 2018. *Gain Enhancement of a Compact Implantable Dipole for Biomedical Applications. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 17(10): 1778 – 1782.
- Li, R. ve Xiao, S. 2014. *Compact slotted semi-circular antenna for implantable medical devices. Electronics Letters*, 50(23): 1675-1677.
- Li, H., Wang, B., Guo, L. ve Xiong, J. 2019. *Efficient and Wideband Implantable Antenna Based on Magnetic Structures. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(12): 7242 – 7251.
- Liang, J., Guo, L., Chiau, C. C. ve Chen, X. 2005. *CPW-fed circular disc monopole antenna for UWB applications*, ss. 505-508, 7-9 Mart, IWAT 2005. *IEEE International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas and Novel Metamaterials*, Singapore.
- Liang, B., Fang, L., Tu, C. L., Zhou, C. C., Wang, X. J., Wang, Q., Wang, P. ve Ye, X. S. 2011. *A novel implantable saw sensor for blood pressure monitoring*, ss. 2184-2187, 5-9 Haziran, 2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, Beijing, China.
- Liu, C., Guo, Y. ve Xiao, S. 2012. *A Hybrid Patch/Slot Implantable Antenna for Biotelemetry Devices. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11: 1646 – 1649.
- Liu, C., Guo, Y. ve Xiao, S. 2012. *Compact Dual-Band Antenna for Implantable Devices. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11: 1508 – 1511.
- Liu, C., Guo, Y. ve Xiao, S. 2014. *Capacitively Loaded Circularly Polarized Implantable Patch Antenna for ISM Band Biomedical Applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 62(5): 2407 – 2417.
- Liu, Y., Chen, Y., Lin, H. ve Juwono, F. H. 2016. *A Novel Differentially Fed Compact*

- Dual-Band Implantable Antenna for Biotelemetry Applications. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15: 1791 – 1794.
- Liu, X. Y., Wu, Z. T., Fan, Y. ve Tentzeris, E. M. 2016. *A Miniaturized CSRR Loaded Wide-Beamwidth Circularly Polarized Implantable Antenna for Subcutaneous Real-Time Glucose Monitoring. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 16: 577 – 580.
- Ma, T. ve Tseng, C. 2006. *An Ultrawideband Coplanar Waveguide-Fed Tapered Ring Slot Antenna. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 54(4): 1105-1110.
- Magill, M. K., Conway, G. A. ve Scanlon, W. G. 2017. *Tissue-Independent Implantable Antenna for In-Body Communications at 2.36–2.5 GHz. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 65(9): 4406 – 4417.
- Manoufali, M., Bialkowski, K., Mohammed, B., Mills, P. C. ve Abbosh, A. M. 2019. *Compact Implantable Antennas for Cerebrospinal Fluid Monitoring. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(8): 4955 – 4967.
- Mehta, A. 2015. *Microstrip Antenna. International Journal of Scientific & Technology Research*, 4(3): 54-57.
- Merli, F. 2011. *Implantable Antennas for Biomedical Applications. PhD Thesis, École Polytechnique Fédérale De Lausanne*, 232s.
- Murphy, O. H., Bahmanyar, M. R., Borghi, A., McLeod, C. N., Navaratnarajah, M., Yacoub, M. H. ve Toumazou, C. 2013. *Continuous in vivo blood pressure measurements using a fully implantable wireless SAW sensor. Biomedical Microdevices*, 15(5): 737-749.
- Rahman, A., Alomainy, A. ve Hao, Y. 2007. *Compact Body-Worn Coplanar Waveguide Fed Antenna for UtWB Body-Centric Wireless Communications*, ss., 11-16 Kasım, *The Second European Conference on Antennas and Propagation, EuCAP 2007*, Edinburgh.
- Romain, O., Mazeyrat, J., Garda, P., Talleb, H., Lautru, D., Wong, M., Wiart, J., Hanna, V. F., Lagrée, P., Bonneau, M., Kang, C., Fernández, M. A., Gerbeau, J., Deplano, V., Berthier, B., Legallais, C. ve Leprince, P. 2011. *RFID implantable pressure sensor for the follow-up of abdominal aortic aneurysm stented*, ss., 6-8 Nisan, *2011 6th International Conference on Design & Technology of Integrated Systems in Nanoscale Era (DTIS)*, Athens, Greece.
- Prakash, P., Abegaonkar, M. P., Basu, A. ve Koul, S. K. 2013. *Gain Enhancement of a CPW-Fed Monopole Antenna Using Polarization-Insensitive AMC Structure. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 12:1315-1318.
- SalarRahimi, M., Rashed-Mohassel, J. ve Edalatipour, M. 2012. *Radiation Properties Enhancement of a GSM/WLAN Microstrip Antenna Using a Dual Band Circularly Symmetric EBG Substrate. IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 60(11): 5491 – 5494.
- Scanlon, W. G., Scanlon, W. G. ve McCreesh, Z. M. 1997. *RF Performance of a 418-MHz Radio Telemeter Packaged for Human Vaginal Placement. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(5): 427-430.

- Scanlon, W. G., Evans, N. E. ve Burns, J. B. 1999. *FDTD analysis of close-coupled 418 MHz radiating devices for human biotelemetry*. *Physics in Medicine & Biology*, 44(2): 335-345.
- Schlierf, R., Horst, U., Ruhl, M., Schmitz-Rode, T., Mokwa, W. ve Schnakenberg, U. 2007. *A fast telemetric pressure and temperature sensor system for medical applications*. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 17: 98-102.
- Shah, I. A., Zada, M. ve Yoo, H. 2019. *Design and Analysis of a Compact-Sized Multiband Spiral-Shaped Implantable Antenna for Scalp Implantable and Leadless Pacemaker Systems*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(6): 4230 – 4234.
- Smith, R. L. ve Williams, J. T. 1992. *Coplanar waveguide feed for microstrip patch antennas*. *IET Digital Library*, 28(25): 2272-2274.
- Soontornpipit, P., Furse, C. M. ve Chung, Y. C. 2004. *Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication With Medical Implants*. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8): 1944 – 1951.
- Theodor, M., Fiala, J., Ruh, D., Förster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Manoli, Y., Zappe, H. ve Seifert, A. 2014. *Implantable accelerometer system for the determination of blood pressure using reflected wave transit time*. *Sensors and Actuators A: Physical*, 206: 151-158.
- Unadkat, J. V., Rothfuss, M., Mickle, M. H., Sejdic, E., Gimbel, M. L. 2015. *The Development of a Wireless Implantable Blood Flow Monitor*. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 136(1): 199-203.
- Ung, J. ve Karaçolak, T. 2012. *A Wideband Implantable Antenna for Continuous Health Monitoring in the MedRadio and ISM Bands*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11:1642-1645.
- Ur-Rehman, M., Abbasi, Q. H., Akram, M. ve Parini, C. 2015. *Design of band-notched ultra wideband antenna for indoor and wearable wireless communications*. *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, 9(3): 243-251.
- Usluer, M. ve Başaran, S. C. 2016. *Dual band implantable antenna for biomedical applications*, ss., 14-18 Ağustos, 2016 *URSI International Symposium on Electromagnetic Theory (EMTS)*, Espoo, Finland.
- Usluer, M., Çetindere, B. ve Başaran, S. C. 2019. *Compact implantable antenna design for MICS and ISM band biotelemetry applications*. *Microwave And Optical Technology Letters*, 62(4): 1581-1587.
- Valanarasi, A. ve Dhanasekaran, R. 2020. *Optimum Band ϵ Shaped Miniature Implantable Antennas for Telemetry Applications*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 69(1): 55-63.
- Wang, J., Leach, M., Lim, E. G., Wang, Z., Pei, R. ve Huang, Y. 2018. *An Implantable and Conformal Antenna for Wireless Capsule Endoscopy*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 17(7): 1153 – 1157.
- Wang, M., Liu, H., Zhang, P., Zhang, X., Yang, H., Zhou, G. ve Li, L. 2020. *Broadband Implantable Antenna for Wireless Power Transfer in Cardiac Pacemaker Applications*. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and*

Microwaves in Medicine and Biology, 5(1): 2-8.

- Watanabe, T. ve Iwasaki, H. 2012. *Wearable Finger dual band antenna for BAN*, ss. 51-54, 2-7 Eylül, 2012 *IEEE-APS Topical Conference on Antennas and Propagation in Wireless Communications (APWC)*, Cape Town, South Africa.
- Volakis, J. L. 2007. *Antenna Engineering Handbook Fourth Edition*.
- Xiao, S., Liu, C., Li, Y., Yang, X. M. ve Liu, X. 2016. *Small-Size Dual-Antenna Implantable System for Biotelemetry Devices*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15: 1723 – 1726.
- Xu, L., Guo, Y. ve Wu, W. 2014. *Bandwidth Enhancement of an Implantable Antenna*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 14: 1510 – 1513.
- Xu, L., Xu, J., Chu, Z., Liu, S. ve Zhu, X. 2020. *Circularly Polarized Implantable Antenna With Improved Impedance Matching*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 19(5): 876 – 880.
- Yamaç, Y. E. ve Başaran, S. C. 2016. *A Compact Dual Band Implantable Antenna Based on Split-Ring Resonators with Meander Line Slots*, ss., 19-21 Eylül, 2016 *22nd International Conference on Applied Electromagnetics and Communications (ICECOM)*, Dubrovnik, Croatia.
- Yamaç, Y. E. ve Başaran, S. C. 2020. *An SRR based miniature implantable antenna with a slit loaded ground at MedRadio and ISM bands for biotelemetry applications*. *Rf and Microwave Computer-Aided Engineering Journal*, 30(11): 1-10.
- Yousaf, M., Mabrouk, I. B., Faisal, F., Zada, M., Bashir, Z., Akram, A., Nedil, M. ve Yoo, H. 2020. *Compacted Conformal Implantable Antenna With Multitasking Capabilities for Ingestible Capsule Endoscope*. *IEEE Access*, 8: 157617 – 157627.
- Zada, M. ve Yoo, H. 2018. *A Miniaturized Triple-Band Implantable Antenna System for Bio-Telemetry Applications*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(12): 7378 – 7382.
- Zada, M, Shah, I. A. ve Yoo, H. 2020. *Metamaterial-Loaded Compact High-Gain Dual-Band Circularly Polarized Implantable Antenna System for Multiple Biomedical Applications*. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 68(2): 1140 – 1144.
- Zeng, F.G., Rebscher, S., Harrison, W. V., Sun, X. ve Feng, H. 2008. *Cochlear Implants System Design, Integration and Evaluation*. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 1: 115-142.
- Zhang, Y., Liu, C., Liu, X., Zhang, K. ve Yang, X. 2018. *A Wideband Circularly Polarized Implantable Antenna for 915 MHz ISM-Band Biotelemetry Devices*. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 17(8): 1473 – 1477.

ÖZGEÇMİŞ

ÖMER FARUK ÇELİK

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2017-2021	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya
Lisans	Karadeniz Teknik Üniversitesi
2012-2017	Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Trabzon