

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI



ÇENE CERRAHİSİ OPERASYONLARI SONRASI
DESTEKLEYİCİ TEDAVİ İÇİN 27 MHz FREKANSLI ANTEN
TASARIMLARI VE ANALİZLER

Doktora Tezi

Zafer Emre ALBAYRAK

Danışman

Doç. Dr. Çetin KURNAZ

SAMSUN
2022

TEZ KABUL VE ONAYI

Zafer Emre ALBAYRAK tarafından, **Doç. Dr. Çetin KURNAZ** danışmanlığında hazırlanan “**ÇENE CERRAHİSİ OPERASYONLARI SONRASI DESTEKLEYİCİ TEDAVİ İÇİN 27 MHz FREKANSLI ANTEN TASARIMLARI VE ANALİZLER**” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 23.9.2022 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı Üniversitesi Ana Bilim/Ana Sanat Dalı	İmza	Sonuç
Başkan	Prof. Dr. Erkan AFACAN Gazi Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye (Danışman)	Doç. Dr. Çetin KURNAZ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. Emel BULUT Ondokuz Mayıs Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Doç. Dr. Hülya GÖKALP CLARKE Ondokuz Mayıs Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Doç. Dr. Levent SEYFİ Konya Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/> Kabul <input type="checkbox"/> Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY

... / ... / ...

Prof. Dr. Ali BOLAT
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Doktora tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

Etik Kurul Gerekli mi?

Evet (Gerekli ise ekler kısmına ekleyiniz)

Hayır

İmza

23 / 09 / 2022

Zafer Emre ALBAYRAK

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı: ÇENE CERRAHİSİ OPERASYONLARI SONRASI DESTEKLEYİCİ TEDAVİ İÇİN 27 MHz FREKANSLI ANTEN TASARIMLARI VE ANALİZLER

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 19.09.2022 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 11

Tek kaynak oranı : % 3 çıkmıştır.

İmza

23 / 09 / 2022

Doç. Dr. Çetin KURNAZ

ÖZET

ÇENE CERRAHİSİ OPERASYONLARI SONRASI DESTEKLEYİCİ TEDAVİ İÇİN 27 MHz FREKANSLI ANTEN TASARIMLARI VE ANALİZLER

Zafer Emre ALBAYRAK

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Doktora, Eylül/2022

Danışman: Doç.Dr. Çetin KURNAZ

Bu çalışmada, diş hekimliği cerrahi branşlarında insan çene bölgesinde yapılan operasyonlar sonrasında oluşan doku yaralanmalarının iyileştirilme süreçlerinin kısaltılmasına yönelik darbeli radyofrekans tedavisinde kullanılması amacı ile 27 MHz frekansında çalışan mikroşerit ve helisel anten tasarlanmıştır.

Çalışmanın ilk aşamasında Federal İletişim Kurumu (Federal Communications Commission, FCC) tarafından medikal uygulamalar için tahsis edilen 13.56 MHz, 27.12 MHz ve 40.68 MHz frekanslarında çalışan üç farklı mikroşerit anten tasarlanmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında, çene cerrahisi için kullanılacak antenin çalışma frekansı seçimi yapılmıştır. Antenin çalışma frekansı olarak, literatürde doku yaralarının tedavi edilmesinde en yaygın kullanılan ve olumlu sonuçlar elde edilen 27 MHz frekansı seçilmiştir. Anten tasarımları ve değerlendirmelerinde CST programı kullanılmıştır.

Çalışmanın üçüncü aşamasında, antenin insan çene bölgesinde oluşan doku yaralanmalarının tedavisi için kullanılması hedeflendiğinden lokal bir bölgeye ışına yapabildiği sağlanmıştır. Bu nedenle tasarımı yapılan 27 MHz frekansında çalışan mikroşerit antene konik ve horn yapıda iki farklı yansıtıcı eklenerek bir anten düzeneği tasarlanmıştır. Böylece ışına yapılan çene dokusu haricinde beyin, göz gibi organların elektromanyetik alandan etkilenmemelerinin önüne geçilmiştir. Yansıtıcıların, mikroşerit antenin ışına yapan yama kısmının tamamını kaplaması gerektiğinden, mikroşerit anten yama yapısı değiştirilerek dikdörtgen yapı yerine yuvarlak yapıda bir mikroşerit anten tasarlanmıştır.

Çalışmanın dördüncü aşamasında, insan kafa modeli üzerinden tasarımı yapılan anten düzeneği CST programında incelenmiştir. Benzetim sonuçları üzerinden, yansıma katsayısı (S_{11}) değerleri, elektrik ve manyetik alan ışına değerleri ve özgül soğurma oranı (Specific Absorption Rate, SAR) değerleri ile elektrik ve manyetik alan ışına grafikleri hesaplanmıştır. CST’de tasarlanan anten fiziki olarak da üretilmiştir ve yansıma katsayısı ölçümleri yapılmıştır.

Çalışmanın beşinci aşamasında tasarlanan ve vektör ağ analizörü (Vector Network Analyzer, VNA) ile ölçümü yapılan mikroşerit antenin, kazanç değerlerinin düşük olması ve yapılan ölçümlerde uygun yansıma katsayısı değerlerinin alınamaması nedeni ile MATLAB programı kullanılarak 27 MHz frekansında çalışan helisel bir anten tasarlanmıştır. Tasarımı yapılan helisel antenin MATLAB programı üzerinden yansıma katsayısı, kazanç, elektrik ve manyetik alan değerleri hesaplanmıştır. Sonrasında helisel anten fiziki olarak üretilmiştir ve simülasyon sonuçlarına yakın yansıma katsayısı değerleri VNA ile ölçülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Darbeli radyofrekans tedavisi, özgül soğurma oranı, CST, mikroşerit anten, helisel anten.



ABSTRACT

27 MHz FREQUENCY ANTENNA DESIGNS AND ANALYSIS FOR SUPPORTIVE TREATMENT AFTER MAXILLOFACIAL SURGERY OPERATIONS

Zafer Emre ALBAYRAK

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department of Electrical-Electronic Engineering

Ph.D., September/2022

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Çetin KURNAZ

In this study, two different antenna designs, microstrip and helical type operating at a frequency of 27 MHz were developed for use in pulsed radiofrequency therapy to shorten the healing processes of tissue injuries after operations on human jaws in dental surgery branches. In the first phase, three different microstrip antennas were developed to operate in the 13.56 MHz, 27.12 MHz, and 40.68 MHz frequency bands allocated by the Federal Communications Commission (FCC) for medical applications. In the second phase, the operating frequency of the antenna will use in maxillofacial surgery is chosen. 27 MHz frequency band which is used most commonly and obtained positive outcomes in literature in the remedy of tissue injuries is chosen as the operating frequency of the antenna. The designs and the evaluations of the antenna are performed using the CST program. In the third phase of the study, it was pointed out that the antenna could irradiate locally since it is intended to be used to treat tissue damage to the human jaw area. An antenna arrangement was designed by adding two different reflectors in conical and horn structures to the designed microstrip antenna operating at a frequency of 27 MHz for this reason. Thus, it is ensured that organs in the human head such as the brain and eyes are not affected by the electromagnetic field except for the irradiated jaw tissue. The microstrip antenna patch structure has been changed to design a round microstrip antenna instead of a rectangular one since the reflectors have to cover the entire radiating patch of the microstrip antenna. In the fourth stage of the study, the results were examined by conducting a simulation study under the CST program with the antenna setup designed on the model of the human body head. Over the simulation results, electrical and magnetic field radiation graphs were calculated with reflection coefficient (S_{11}) values, electrical and magnetic field radiation values, and specific absorption rate (SAR) values. The antenna was physically produced based on the simulation results obtained from the CST program and reflection coefficient measurements were made. In the fifth phase of the study, a helical antenna operating at a 27 MHz frequency was designed using the MATLAB program due to the low gain values of the microstrip antenna and the inability to obtain the appropriate reflection coefficient values in the measurements. The reflection coefficient, gain, and electrical and magnetic field values of the designed helical antenna were calculated through the MATLAB program. Then, the helical antenna was physically produced and the reflection coefficient values close to the simulation results were measured with VNA.

Keywords: Pulsed radiofrequency therapy, specific ababsorptionate, CST, microstrip antenna, healical antenna, maxillofacial surgery.



ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın hazırlanmasında, şahsıma katkılarından dolayı başta danışman hocam Doç. Dr. Çetin KURNAZ olmak üzere, Prof. Dr. Mahmut SÜRER, Prof. Dr. Emel BULUT, Doç. Dr. Hülya GÖKALP CLARKE ve bu süreçte beni yalnız bırakmayan dedem Abdurahman ÖZKAN, babam Ömer ALBAYRAK, annem Nilgün ALBAYRAK, ablam Elif ALBAYRAK KOCABAŞ, eşim Duygu ALBAYRAK' a ve dostum Mehmet CAMAŞ' a teşekkürlerimi sunarım.

Zafer Emre ALBAYRAK

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI.....	ii
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	v
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Literatür Özeti.....	2
1.2. Tezin Amacı.....	6
2. GENEL BİLGİLER.....	9
2.1. İnsan Çene Yapısı	9
2.2. Darbeli Elektromanyetik Alan Tedavisi	12
2.2.1. PEMF ve PRFE Cihazlarının Çalışma Prensipleri.....	13
2.2.2. Darbeli Elektromanyetik Alanların Doku İyileştirme Süreci.....	14
2.3. Elektromanyetik Spektrum	16
2.4. Elektromanyetik Dalga	17
2.5. Radyo Dalgalarının Yapısı.....	17
2.6. Elektrik Alanlar.....	18
2.7. Manyetik Alanlar	19
2.8. Elektromanyetik Işıma	21
2.9. Maxwell Denklemleri	22
2.10. Dalga Denklemleri	23
2.11. Biyolojik Malzemelerin Dielektrik Özellikleri	24
2.12. Mikroşerit Yama Antenler	25
2.12.1. Işıma Yaması	25
2.12.2. Dielektrik Tabaka	26
2.12.3. Toprak Düzlemi	26
2.12.4. Mikroşerit Besleme	26
2.12.5. Anten Verimi	27
2.12.6. Geri Dönüş Kaybı	27
2.12.7. Işıma Karakteristiği.....	28
2.12.8. Bant Genişliği	29
2.12.9. Güç Kazancı.....	29
2.12.10. Yansıma Katsayısı ve Duran Dalga Oranı	29
2.12.11. Mikroşerit Anten Çeşitleri	30
2.12.12. Anten Boyutlarının Belirlenmesi	30
2.12.13. Saçaklanma Etkisi.....	31
2.12.14. Etkin Uzunluk, Genişlik ve Rezonans Frekansı.....	32
2.13. Helis Antenler	33
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	37
3.1. Mikroşerit Anten Tasarımı.....	38
3.2. Tıbbi Uygulama Bantları Anten Tasarımları	40
3.3. Özgül Soğurma Oranı.....	41
3.4. Helis Anten Tasarımı.....	41
3.5. CST Programı	43
3.6. MATLAB Programı	44
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	45
4.1. Anten Çalışma Frekansı Seçimi ve Anten Düzeneği Tasarımı	55
4.2. Horn Yansıtıcı Anten Düzeneği Benzetim Sonuçları	59

4.3. Horn Yansıtıcılı Anten İnsan Kafa Modeli Benzetim Sonuçları	62
4.4. Konik Yansıtıcılı Anten Düzeneği Benzetim Sonuçları	63
4.5. Konik Yansıtıcılı Anten Düzeneği İnsan Kafa Modeli Benzetimi.....	66
4.6. 27 MHz Frekansında Çalışan Mikroşerit Anten Üretimi.....	68
4.7. 27 MHz Frekansında Çalışan Helisel Anten Tasarımı.....	69
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	74
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİŞ.....	83



SİMGELER VE KISALTMALAR

BW	Bandwidth, (Bant Genişliği)
Ca	Kalsiyum
CaM	Calmudilin
CST	Computer Simulation Technology
D	Anten Yönlüğü
DDO	Duran Dalga Oranı
dB	Desibel
dB_i	Desibel İzotropik
ELF	Extremely Low Frequency, (Aşırı Düşük Frekans)
EMA	Elektromanyetik Alan
EMD	Elektromanyetik Dalga
eNOS	Endotel Nitrik Oksit Sentez
FCC	Federal Communications Commission, (Federal İletişim Kurumu)
FDA	Food and Drug Administration, (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi)
G	Gauss
h	Plank Sabiti
ICNIRP	International Commission on Non Ionizing Radiation Protection, (Uluslararası İyonlaşmamış Radyasyondan Korunma Komisyonu)
ISM	Industrial Scientific and Medical, (Endüstriyel Bilimsel ve Tıbbi)
ITU	The International Telecommunication Union, (Uluslararası Telekomünikasyon Birliği)
iNoS	Uyarılabilir Nitrik Oksit Sentez
k	Dalga Numarası
L	Yamanın Boyu
L_g	Taban Malzemenin Boyu
MLKC	Myosin Light Chain Kinase, (Miyozin Hafif Zincir Kinaz)
NoS	Nitric Oxide Synthase, (Nöronal Nitrik Oksit Sentez)
PEMF	Pulsed Electromagnetic Field, (Darbeli Elektromanyetik Alan)
PRFE	Pulsed Radio Frequency, (Darbeli Radyo Frekans)
SAR	Specific Absorption Rate, (Özgöl Soğurma Oranı)
VSWR	Voltage Standing Wave Ratio, (Gerilim Duran Dalga Oranı)
WHO	World Health Organization, (Dünya Sağlık Örgütü)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Alt çene anatomisi	9
Şekil 2.2. Üst ve alt çene anatomisi	10
Şekil 2.3. Çene cerrahisinde yapılan operasyonlara ait görseller.....	11
Şekil 2.4. PEMF çalışmalarında kullanılan anten görselleri	12
Şekil 2.5. PEMF tedavisinde kullanılan bir cihaz örneği.....	13
Şekil 2.6. a) İdeal tetikleme darbesi b) Sürücü tarafından uygulanan tetikleme darbesi	13
Şekil 2.7. PEMF hücre etkileşim şeması.....	14
Şekil 2.8. Darbeli elektromanyetik alanların doku tamiri için önerilen mekanizması.....	16
Şekil 2.9. Elektromanyetik spektrum.....	16
Şekil 2.10. Elektromanyetik dalganın şematik gösterimi.....	17
Şekil 2.11. Elektromanyetik spektrumun sınıflandırılması.....	17
Şekil 2.12. Bir EM dalga yapısı	18
Şekil 2.13. a) Tek nokta yükten kaynaklanan elektrik alan çizgileri b) İki düzgün yük tabakası tarafından üretilen elektrik alanı.	19
Şekil 2.14. Akım taşıyan bir iletkenin etrafındaki manyetik alan çizgileri a) Daha az akım akışı b) Artan akım akışı.....	20
Şekil 2.15. A alanından çıkan manyetik akı yoğunluğu.....	21
Şekil 2.16. Hücre süspansiyonları ve dokuların dielektrik özellikleri değişim grafiği	24
Şekil 2.17. Dikdörtgen mikroşerit anten	26
Şekil 2.18. Mikroşerit hat besleme.....	27
Şekil 2.19. Anten üzerinde geri dönüş kayıpları	28
Şekil 2.20. Işıma karakteristiği	28
Şekil 2.21. Mikroşerit anten yama çeşitleri.....	30
Şekil 2.22. Dikdörtgen mikroşerit antenin üç boyutlu görünümü.....	31
Şekil 2.23. Saçaklanma etkileri (önden görünüş).....	32
Şekil 2.24. Enine ve boyuna saçaklanma etkileri (üstten görünüş).....	33
Şekil 2.25. Helis anten yapısı.....	33
Şekil 2.26. İletim modları için anlık yük dağılımı a) Düşük dereceli mod b) İkinci derece modu	33
Şekil 2.27. Helis anten ışıma diyagramları a) Normal mod helis b) Eksenel mod helis	33
Şekil 3.1. Antenin yama kısmının üstten ve üç boyutlu görünümü	39
Şekil 3.2. Helis anten yapısı gösterimi	42
Şekil 3.3. CST programında yapılan bir çalışma örneği görüntüsü.	43
Şekil 3.4. CST programında yapılan bir benzetim çalışması örneği görüntüsü	43
Şekil 3.5. MATLAB programında yapılan bir benzetim çalışması örneği görüntüsü	44
Şekil 4.1. Tasarlanan mikroşerit antenlerin önden ve arkadan görünüşleri a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III.....	46
Şekil 4.2. Tasarlanan antenlerin ebatları a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III	47
Şekil 4.3. Tasarlanan antenlere ait S_{11} değerleri a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III.....	48
Şekil 4.4. Tasarlanan mikroşerit antenin kazanç değerleri a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III	50
Şekil 4.5. Tasarlanan mikroşerit antenlerin üç boyutlu elektrik alan ışıma diyagramları a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III.....	51
Şekil 4.6. Tasarlanan mikroşerit antenlerin üç boyutlu manyetik alan ışıma diyagramları a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III.....	53
Şekil 4.7. Tasarlanan mikroşerit antenin bir boyutlu elektrik alan ışıma grafiği a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III.....	54
Şekil 4.8. Tasarlanan mikroşerit antenin bir boyutlu manyetik alan ışıma grafiği a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III.....	55

Şekil 4.9. Yama antenin a) ön görünüşü, b) arka görünüşü, c) uzunlukları	57
Şekil 4.10. Tasarlanan horn yansıtıcı ve ebatları	58
Şekil 4.11. Tasarlanan konik yansıtıcı ve ebatları	59
Şekil 4.12. Tasarlanan horn yansıtıcı a) dahil olmadığı durum, b) dahil olduğu durum antenin S_{11} değeri.....	60
Şekil 4.13. Tasarımı yapılan antenin a) elektrik alan, b) manyetik alan değişim sonuçları ...	61
Şekil 4.14. Anten tek boyutlu a) elektrik alan, b) manyetik alan ışıma alanları	62
Şekil 4.15. Horn yansıtıcı dahil olamayan anten kafa modeli benzetim çalışma sonuçları ...	62
Şekil 4.16. Anten düzeneği ile CST insan kafa modeli benzetimi	63
Şekil 4.17. Tasarlanan konik yansıtıcı mikroşerit anten görüntüsü	64
Şekil 4.18. Mikroşerit konik tasarım anten S_{11} grafiği.....	64
Şekil 4.19. Tasarım anten a) elektrik alan, b) manyetik alan değişim sonuçları.....	65
Şekil 4.20. Tasarımı yapılan anten tek boyutlu a) elektrik alan, b) manyetik alan ışıma sonuçları.....	65
Şekil 4.21. CST programında anten ve insan yüz modelinin konumlandırılması.....	66
Şekil 4.22. Konik tasarım anten CST insan kafa modeli benzetim çalışması sonucu.....	67
Şekil 4.23. Konik tasarım anten maximum SAR değeri benzetim sonuçları	67
Şekil 4.24. CST programı üzerinden tasarımı yapılan yama uzunlukları	68
Şekil 4.25. Üretimi yapılan mikroşerit yama antenin a) dielektrik yatay kenar uzunluğu, b) dielektrik dikey kenar uzunluğu, c) toprak kenar uzunluğu.....	69
Şekil 4.26. Helisel antenin boyutları	70
Şekil 4.27. Helisel anten S_{11} grafiği	71
Şekil 4.28. Helisel anten ışıma grafiği	71
Şekil 4.29. Üretimi yapılan helisel anten fotoğrafları	72
Şekil 4.30. Üretimi yapılan helisel anten için VNA ölçüm görselleri.....	73
Şekil 4.31. Helisel anten VNA ölçüm sonuçları	73
Şekil 5.1. Helis anten için örnek bir yansıtıcı tasarımı	78

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1.1. 27 MHz frekansı kullanılarak yapılan çalışmalarındaki elektrik alan değeri, manyetik alan değeri ve anten tipleri	6
Tablo 2.1. Maxwell denklemleri	22
Tablo 3.1. ISM radyo bantları	40
Tablo 3.2. ICNIRP'nin SAR için belirlediği limitler	41
Tablo 4.1. 27 MHz frekansında insan kafasında bulunan bazı dokuların, elektriksel iletkenlik ve manyetik geçirgenlik değeri	62
Tablo 5.1. Literatürde yapılan 27 MHz frekansında çalışan anten tipleri ve özellikleri	76



1. GİRİŞ

Tıpta yara, ağrı ve kemik iyileşme sürelerinin istenilen durumlarda olmaması durumunda destek tedaviler uygulanmaktadır. Özellikle çene cerrahisi operasyonlarında yapılan sinus kaldırma, çene osteonekrozu, gömülü olan dişlerin çekimi, diş implant cerrahisi, alt ve üst çene cerrahisi gibi işlemlerde çene bölgesi doku yaralarının iyileşme sürelerinin hızlandırılması, hastanın besin ihtiyacını rahat karşılaması, bölgenin enfeksiyona maruz kalmaması ve diş tedavilerinin hızlı ilerlemesi açısından büyük önem taşımaktadır. Son dönemlerde bu koşullarda uygulanabilecek destek tedavilerden biri de Darbeli Elektromanyetik Alan Tedavisi (Pulsed Electromagnetic Field, PEMF) veya Darbeli Radyofrekans tedavisidir (Pulsed Radio Frequency, PRFE). PEMF ve PRFE yara iyileşme sürecini hızlandırmaktadır (Choi vd., 2018). Bu alanlar kullanılarak literatürde farklı cihaz tasarımları yapılmıştır (Palero ve Baragona, 2018). PEMF ve PRFE tedavilerinde, cihazlar tarafından düşük frekanslarda çok küçük ve ölçülebilir darbeli elektromanyetik alanlar oluşturmakta ve doku veya kemik bölgesinde yer alan hasarlı bölgeye gönderilmektedir. Bu elektromanyetik alanlar hasarlı bölgedeki hücreleri tetikleyerek doku bölgesinde oluşan yaraların iyileştirilme süreçlerinin kısaltılmasını sağlamaktadır (Işık, 2014). Yapılan araştırmalar sonucunda 100 Hz altı elektromanyetik alanların kemik iyileşmesini hızlandırdığı, 27 MHz frekansında ise yara ve ağrı iyileşmesini hızlandırdığı tespit edilmiştir (Gümüşay vd., 2016). Ayrıca Federal İletişim Kurumu (Federal Communications Commission, FCC) 13.56 MHz, 27.12 MHz ve 40.68 MHz frekanslarını tıbbi cihaz bantları olarak onaylamıştır (Foley vd., 1990). PEMF tedavileri ağrısız ve kolay uygulanabilir bir tedavi şeklidir. Tıp alanında parçalı kırıklarda, doku yaralanmaları tedavisinde, ağrı ve ödem tedavisi gibi birçok alanda dünya çapında kabul görmüştür. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (U.S. Food and Drug Administration, FDA) PEMF cihazlarının 1979 yılından itibaren çeşitli hastalıkların tedavisinde kullanımını onaylamıştır.

Bu çalışmada, çene cerrahisi yapılan operasyonlar sonrasında doku bölgesinde oluşan yara, ağrı ve ödem gibi rahatsızlıkların iyileştirme sürelerinin kısaltılması amacı ile PRFE tedavilerinde kullanılacak mikroşerit ve helis anten tasarımları yapılmıştır. Tasarımı yapılan mikroşerit anten düzeneği Computer Simulation Technology (CST) programı kullanılarak mikroşerit yama ve yansıtıcı olmak üzere iki kısım olarak tasarlanmıştır. Anten düzeneği 27 MHz frekansında çalışmaktadır ve çene

bölgesinde lokal bir bölgeye ışıma yapabilmesi amacı ile yansıtıcı kısım tasarlanmıştır. Böylece doku hasarlı bölgenin iyileştirme tedavisi dışında kalan insan kafası üzerindeki diğer organların elektromanyetik alana maruz kalması engellenmiştir.

Yapılan anten tasarımı ile CST'de mevcut olan insan vücudu kafa modeli kullanılarak benzetimler yapılmıştır. Benzetim sonuçlarında oluşan elektrik ve manyetik alan ışıma grafikleri ve değerleri, SAR değişimleri ve yansıma katsayısı hesaplanmıştır. CST'de alınan sonuçlar doğrultusunda anten fiziki olarak üretilmiştir ve yansıma katsayısı (reflection coefficient, S_{11}) ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde mikroşerit anten düzeneğinin kazanç değerlerinin düşük olması sebebi ile 27 MHz frekansında uygun S_{11} değeri elde edilemediği görülmüştür. Antenin fiziki olarak üretimi sonrasında istenilen S_{11} değerinin elde edilmemesi ile bu antene alternatif olarak helisel anten tasarımı yapılmıştır. Düşük frekanslarda CST programının simülasyon sürelerinin çok uzun olması nedeni ile helisel anten tasarımı MATLAB programı kullanılarak yapılmıştır. Tasarımı yapılan 27 MHz frekansında çalışan helisel antenin MATLAB programı üzerinden elektrik alan, manyetik alan, kazanç değerleri S_{11} değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda antenin fiziki olarak üretimi yapılmış ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği laboratuvarlarında Anritsu 2026C 5 kHz- 6 GHz marka vektör network analizörü VNA (Vector Network Analyzer, VNA) cihazı ile S_{11} ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde çalışma frekansı olan 27 MHz için en düşük S_{11} değerinin -18 dB olduğu görülmüştür.

1.1. Literatür Özeti

Elektromanyetik alanların insan vücudu üzerinde kullanımı uzun bir geçmişe dayanmaktadır. İsviçreli bilim adamı Paracelsus, yaklaşık 500 yıl önce mıknatıs ile hastalıkların tedavi edilmesi yönünde araştırmalar yapmıştır. Ancak doğal mıknatıs çok zayıf olduğundan çok fazla kişinin ilgisini çekmemiştir. Gauss, Weber, Faraday ve Maxwell gibi bilim adamları 1800'lerde elektromanyetik alanlar ile ilgili önemli araştırmalar yapmışlardır. Çeşitli dalga şekillerine sahip magnetoterapi ise ikinci dünya savaşıdan sonra hem manyetik hem de elektromanyetik alan olarak tanımlanması ile kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntem Japonya başta olmak üzere, Avrupa ülkeleri ve Sovyetler Birliği'ne yayılmıştır. Avrupa ülkeleri 1960-1985 yılları arasında magnetoterapi üzerine kullanılan sistemler geliştirmiştir. N. Todorov

tarafından 1982 yılında Bulgaristan'da manyetik alanların insan vücudu üzerine etkileri üzerine ilk kitap yazılmıştır (Todorov, 1982). Bu kitapta, 33 farklı patolojiye sahip 2700 hastanın tedavisi için kullanılan manyetik alan ile ilgili yapılan araştırmaların sonuçları üzerinde durulmuştur. Daha sonra 1970'lerde, Andrew Bassett elektromanyetik alanlar ile geciken kırıkların tedavisi için düşük frekans sinyal uygulayarak yeni bir uygulama yöntemi ortaya koydu. Yaklaşık 10 yıl sonra sonrasında, FDA yumuşak dokularda oluşan ağrı ve ödem rahatsızlıklarında, PRFE tedavisinin kullanımına izin vermiştir. Son yıllarda, düşük güçlü elektromanyetik alanlar (EMA) kemik kırıkları tedavisi, ağrı ve ödem tedavisi, diyabetik ayaklarda oluşan hasarların tedavisi ve bağ dokusu tedavisi gibi farklı rahatsızlıklarda destek tedavi şekli olarak kabul görmüştür (Gümüşay, 2014).

Literatürde, EMA'ların insan vücudunda oluşan doku yaralanmalarının iyileştirilme süreçlerinin kısaltılması üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde, genellikle FCC tarafından onaylanan 13.56 MHz, 27.12 MHz ve 40.68 MHz frekansları kullanılarak PRFE tedavilerinin uygulandığı görülmektedir. Literatürde bu frekanslarda doku iyileşmesi üzerine en yaygın olarak 27 MHz frekansı kullanılmıştır.

Çene cerrahisi tedavileri sonrası ağrı ve iltihaplanma üzerine yapılan çalışmada PEMF uygulamasının iyileşme ve ağrının giderilmesi sürecini hızlandırdığı belirtilmektedir. (Aronofsky, 1971). Ağrı ve ödem tedavisi üzerine yapılan çalışmada, PEMF tedavilerinin iyileşme sürelerini kısalttığı belirtilmiştir (Rhodes, 1981). Zayıf güçlere sahip elektrik işaretlerinin doku bölgesinde oluşan yara iyileşme sürelerinin kısaltılmasında olumlu sonuçlar elde edildiği belirtilmiştir (Weiss vd., 1990). Hastalara uygulan implant cerrahisi işlemi sonrasında, PEMF tedavisi uygulanan ve PEMF tedavisi uygulanmayan hastalarda, PEMF tedavisi gören hastalardaki kemik hasarının iyileşme süresinin daha kısa olduğu tespit edilmiştir (Atay vd., 2003). Tavşan çenesine uygulanan çene implant cerrahisi üzerine yapılan çalışmada, PEMF tedavisinin kemik kırığı iyileşmesinde ve kemik oluşumunun hızlandırılmasında iyi bir etki gösterdiği belirtilmiştir (Özen vd., 2004). PRFE uygulamaları için yapılan bir çalışmada giyilebilir anten tasarımı ile patent başvurusu yapılmıştır (Pandelisev, 2007). Fare üzerinde oluşan doku hasarlarının iyileştirilmesi üzerine yapılan çalışmada, 9. gün sonunda PEMF tedavisinin olumlu sonuç verdiği belirtilmiştir (Athanasίου vd., 2007). Kablosuz iletişim sistemleri tıbbi uygulamaları üzerine yapılan bir çalışmada, medikal sektörü için geliştirilen radyo frekans temelli kablosuz

cihazların tıbbi uygulamalar için mevcut düzenlemeleri ve standartları belirtilmiştir (Chadwick, 2007). Elektromanyetik alan ile tasarlanan cihazlar, elektromanyetik alan tedavilerinin gelecek dönemlerdeki durumu, geleceği ve teknikleri konularında yapılan çalışmalar belirtilmiştir (Markov, 2007). Farklı zaman periyotları ile uygulama yapılan elektromanyetik alanların, kemik iyileşme ve oluşumu tedavisinde olumlu sonuçlar elde edildiğinden bu alanda kullanılabileceği belirtilmiştir (Grana vd., 2008). Kemik oluşumunda kök hücrelerdeki kalsiyum oranının artırılmasında düşük frekanslı PEMF tedavilerinin hücre ve kalsiyum oranında artış sağladığı belirtilmiştir (Tsai vd., 2009). PEMF tedavisinin diyabetik farelerde oluşan doku hasarları üzerine yapılan çalışmada, tedavi uygulanan farelerde tedavi uygulanmayan farelere göre doku hasarlarının daha erken iyileştiği belirtilmiştir (Goudarzi vd., 2010). Diyabetik ayak ve venöz ayak hastaları üzerine yapılan bir çalışmada 27 MHz PRFE uygulaması ile yara alanının küçültülmesi ve ağrı şiddetinin azaltılması incelenmiştir (Maier, 2011). Diyabetik fareler üzerine yapılan çalışmada 27 MHz PRFE uygulamasının etkileri incelenmiştir (Li vd., 2011). Alt çene kemiği kırık tedavisinde PEMF uygulamasının iyileştirici etki sağladığı belirtilmiştir (Abdelrahim vd., 2011). Radyo frekans enerjisinin tıbbi uygulamalarda kullanılması üzerine literatürde yapılan çalışmalar incelenerek, çalışma sonuçları verilmiştir (Guo v.d., 2011). PEMF uygulaması ile alt çene kemiği kırıklarında kemik yoğunluğunun incelenmesi üzerine yapılan çalışmada PEMF tedavisi ile kemik yoğunluğu miktarında artış görüldüğü belirtilmiştir (Refai vd., 2013). Düşük enerjili PEMF uygulamalarının yara iyileştirmesi üzerine etkileri ilgili yapılan bir çalışmada 27 MHz PEMF uygulaması için bobin anten tasarımı yapılmıştır (Gümüşay ve Kaya, 2014). Cilt dokusu üzerinde yapılan bir çalışmada, radyofrekans tedavisi ile cilt dokusu üzerinde bulunan kırışıklıkların giderilmesinin mümkün olduğu görülmüştür (Arajuo vd., 2015). Dokuda oluşan yara ve ağrı tedavisinde PEMF cihazının çene bölgesinin dışından yararlı etki gösterdiği belirtilmiştir (Stocchero vd., 2015). Elektromanyetik dalgaların bel ağrıları üzerine yapılan bir çalışmada, bu dalgaların bel ağrısı üzerinde rahatlatıcı bir etki yarattığı belirtilmiştir (Andrade vd., 2016). Fare derileri üzerinde oluşan yaraların iyileştirme süreçlerinin izlenmesi üzerine yapılan bir çalışmada 27 MHz PRFE uygulamasının yara iyileşme süreçlerini kısalttığı görülmüştür (Gümüşay vd., 2016). Kemik ile implant uyumu üzerine yapılan çalışmada PEMF tedavilerinin uyum sürecini arttırarak, implant operasyonu başarı oranında artış meydana getirdiği belirtilmiştir.

(Barak vd., 2016). Fareler üzerine yapılan diğ er bir ç aılışmada 27 MHz elektromanyetik alan tedavisi için amplifikatör tasarımı yapılmıştır (Kaya vd., 2017). İnsan dokusu üzerinden benzetim yapılarak yapılan ç aılışmada 13.56 MHz ve 40.68 MHz frekanslarında bobin anten tasarımları yapılarak SAR değerleri incelenmiştir (Mohanarangam vd., 2019). Elektromanyetik alanların fibroblast hücrelerine olan etkisi üzerine yapılan ç aılışmada, elektromanyetik alanların cilt dokularına etkisi üzerine üç farklı deney ile incelemeler yapılmıştır (Naghizadeh vd., 2020). Kalp ritim bozukluğu üzerine yapılan bir ç aılışmada, 13.56 MHz ve 40.68 MHz Endüstriyel Bilimsel Tıbbi (Industrial Scientific Medical, ISM) frekanslarında ç aılışan anten devresi ve kablosuz kalp pillerinin tasarımı yapılmıştır (Lyu vd., 2020). Düşük frekanslı elektromanyetik alanların yara iyileşmesi üzerine yapılan ç aılışmada, literatürde yapılmış klinik ç aılışmalar incelenerek düşük frekanslı elektromanyetik alanların yara iyileşme süreçlerine etkileri incelenmiştir (Gualdi vd., 2021). Elektromanyetik alanların COVID-19 inflamasyonu üzerine yapılan ç aılışmada, COVID-19 patolojisine karşı darb eli elektromanyetik alanların hücre kültürlerine etkisi incelenmiştir (Pooam vd., 2021). Lomber dejeneratif hastalıkları üzerine yapılan ç aılışmada, doku mühendisliği teknikleri ile beraber düşük frekanslı elektromanyetik alanların eklem yapısında bulunan kemik ve kıkırdak bozulmalarına karşı etkileri incelenmiştir (Li vd., 2021). Melanom hücreleri üzerine yapılan bir ç aılışmada, güçlü, zayıf ve alternatif frekansların melanom hücreleri üzerine etkileri incelenmiştir (Duan vd., 2022). Elektromanyetik alanlarla COVID-19 hastaları üzerine yapılan ç aılışmada COVID-19 sonrası yorgunluk belirtileri gösteren hastalarda darb eli elektromanyetik alanların etkisi incelenmiştir (Wagner vd., 2022).

Literatürde mevcut olan ç aılışmalar incelendiğinde PEMF uygulamalarında frekans ve manyetik alan büyüklüğünün genellikle 100 Hz ve 3 mT'dan düşük seçildiğinde kemik iyileşmesi uygulamalarında etkili olduğu, PRFE uygulamalarında ise frekans ve elektrik alan büyüklüğünün genellikle 27 MHz ve 10 mV seviyelerinde seçildiğinde yara iyileşmesi ve ağrı kontrolü uygulamalarında etkili olduğu görülmüştür (Gümüşay vd., 2016).

Doku yaralarının iyileştirilme süresinin kısaltılması üzerine literatürde mevcut olan ç aılışmalar incelendiğinde en yaygın olarak 27 MHz frekansı kullanılan PRFE tedavisidir. Bu nedenle insan ç enesi bölgesinde oluşan yaraların iyileştirme sürelerinin kısaltılması üzerine yapılan bu ç aılışmada 27 MHz frekansı kullanılmıştır ve bu

frekansda çalışan anten düzeneği tasarlanmıştır. 27 MHz PRFE tedavisi ile literatürde yapılan çalışmalarda kullanılan bazı elektrik alan ve manyetik alan değerleri Tablo 1.1’de verilmiştir.

Tablo 1.1. 27 MHz frekansı kullanılarak yapılan çalışmalardaki elektrik alan değeri, manyetik alan değeri ve anten tipleri

REFERANS	Uygulanan sinyal	Kullanılan manyetik ve elektrik alan değeri	Anten tipi	Açıklamalar
(Gümüşay v.d., 2016)	Sinüsoidal Dalga Saniyede 2 ms darbeleri atılımlı	0.05 G Manyetik Alan 10 mV/cm Elektrik Alan Sinyal Jeneratörü	Dikdörtgen Spiral Anten	Farelerde Oluşan Yara İyileşmelerinin İzlenmesi
(Kaya v.d., 2017)	Sinüsoidal Dalga Saniyede 2 ms darbeleri atılımlı	0.05 G Manyetik Alan 10 mV/cm Elektrik Alan Sinyal Jeneratörü	Dikdörtgen Spiral Anten	Farelerde Oluşturulan Yara Üzerinden Biyolojik Doku Uyarım Modeli Oluşturulması ve Isı Değişimlerinin İzlenmesi
(Maier, 2011)	Sinüsoidal Dalga Saniyede 1000 darbe atılımlı	591 V/m Elektrik Alan 7 A/m Manyetik Alan (5cm uzaklıktan uygulanmıştır)	-	PRFE Uygulaması ile Diyabetik Ayak, Venöz Bacak Hastlarında Yara Alanı Küçültülmesi ve Ağrı Şiddetlerinin Azalması Üzerinde Durulmuştur.
(Gümüşay, 2014)	Sinüsoidal Dalga Saniyede 1000 darbe atılımlı	0.05 G Manyetik Alan 10 mV/cm Elektrik Alan Sinyal Jeneratörü	Helmholtz Bobin	Yara İyileşmesi İçin Bobin Dizaynı ile Aplikatör Tasarımı Yapılarak Vitro Modeller Üzerinde Çalışmalar Yapılmıştır.
(Li v.d., 2011)	Sinüsoidal Dalga 42 msn darbe atılım sürelili	591 V/m Elektrik Alan	Spiral Anten	Diyabetik Farelerde Yara Alanlarının İyileştirilmesi Üzerinde Durulmuştur.
(Pandalisev, 2007)	-	-	-	PRFE Teknolojisi İçin Giyilebilir Kontrolü Hücreli Cihaz Tasarımları Üzerinde Durulmuştur.

Diş hekimliğinde, cerrahi branşlarda yapılan operasyonlar sonrasında doku bölgesinde oluşan yaraların iyileştirilmesi amacıyla piyasada bulunan LED (Lighting Emitting Diode) cihazları ve diyot lazer cihazları kullanılmaktadır. Bu çalışmada ise doku yara tedavileri için darbeleri radyofrekans (PRFE) tedavisinde kullanılacak anten tasarımı yapılmıştır. LED ve lazer cihazları bu çalışmada yapılan mikroşerit anten düzeneği ve helis anten tasarımlarına göre üretimin zor olması, üretim maliyetlerinin yüksek olması ve uygulama sürelerinin daha uzun olması nedenleri ile bu çalışmada darbeleri radyofrekans tedavisinde kullanılacak anten tasarımları yapılmıştır. LED cihazları 600-1000 nm arasında dalga boyu ile çalışmaktadır, bu çalışmada tasarlanan antenler ise 27 MHz frekansında çalışmaktadır. Ayrıca darbeleri radyofrekans tedavileri üzerinde literatürde birçok araştırma yapılmıştır ve Amerikan Gıda ve İlaç Kurumu tarafından klinik koşullarda ağrı ve ödem tedavisinde kullanımını onaylamıştır.

1.2. Tezin Amacı

Bu çalışmada, çene cerrahisi yapılan operasyonlar sonrasında çene dokusu üzerinde oluşabilecek yaraların iyileşme sürelerinin kısaltılması amacıyla literatürde yapılan helmholtz, spiral anten tasarımlarından farklı olarak mikroşerit anten tasarımı yapılmıştır. Çalışmanın ilk aşamasında FCC tarafından klinik koşullarda kullanımı için tahsis edilen 13.56 MHz, 27.12 MHz ve 40.68 MHz frekanslarında çalışan üç farklı mikroşerit anten tasarlanmıştır. Tasarlanan antenlerin CST programında oluşan boyutları, elektromanyetik alan değerleri ve ışıma grafikleri verilmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında, çene bölgesinde oluşan doku yaralarının iyileştirme sürelerinin kısaltılması hedeflendiğinden, frekans seçimi yapılmıştır. Frekans seçiminde, literatürde doku yaralanmaları tedavi süreçlerinin kısaltılmasında en yaygın kullanılan ve olumlu sonuçların elde edildiği 27 MHz frekansı seçilmiştir. Tezin üçüncü aşamasında, antenin insan çene bölgesinde oluşan doku yaralanmalarının tedavisi için kullanılması hedeflendiğinden, lokal bir bölgeye ışıma yapabilmesi üzerinde durulmuştur. Bu nedenle tasarımı yapılan 27 MHz frekansında çalışan mikroşerit antene konik ve horn yapıda iki farklı yansıtıcı eklenerek iki farklı anten düzeneği tasarlanmıştır. Böylece ışıma yapılan çene dokusu haricinde beyin, göz gibi insan kafasında bulunan organların elektromanyetik alandan etkilenmemeleri sağlanmıştır. Tasarımı yapılan antenin CST programında farklı giriş güçlerinde oluşturduğu elektrik alan ve manyetik alan değerleri hesaplanmıştır. Çalışmanın dördüncü aşamasında CST programında yer alan insan vücudu kafa modeli üzerinden tasarımı yapılan anten düzeneği ile benzetim çalışması yapılarak sonuçlar incelenmiştir. Benzetim sonuçları üzerinden, S_{11} değerleri, elektrik ve manyetik alan ışıma değerleri ve özgül soğurma (Specific Absorption Rate, SAR) değerleri ile elektrik ve manyetik alan ışıma grafikleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar ile anten fiziki olarak üretilmiş ve S_{11} ölçümleri yapılmıştır. Tasarımı yapılan antenin kazanç değerlerinin düşük olması nedeni ile fiziki olarak yapılan ölçümlerde uygun S_{11} değerleri elde edilememiştir. Çalışmanın beşinci aşamasında mikroşerit antenin fiziki olarak yapılan ölçümlerde uygun S_{11} değerlerinin alınamaması sebebi ile anten tipi değiştirilmiştir ve MATLAB programı kullanılarak 27 MHz frekansında çalışan helisel anten tasarımı yapılmıştır. Düşük frekanslarda CST programının benzetim sürelerinin çok uzun olması nedeni ile bu program yerine MATLAB programı kullanılmıştır. Tasarımı yapılan helisel antenin

MATLAB programında S_{11} değerleri, kazanç değerleri, elektrik ve manyetik alan değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar üzerinden helisel anten fiziki olarak üretilmiş ve en düşük -16 dB S_{11} değeri elde edilmiştir.

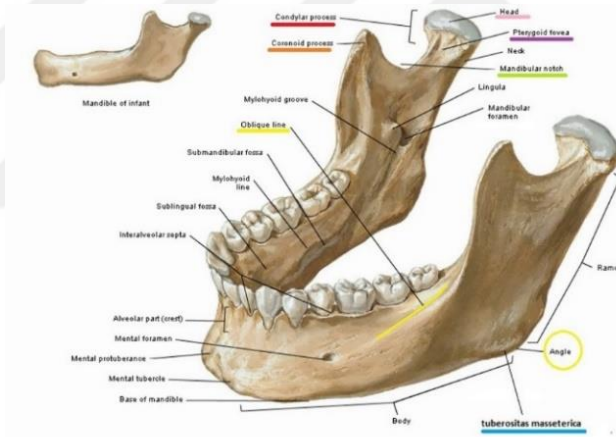


2. GENEL BİLGİLER

2.1. İnsan Çene Yapısı

Mandibula insan alt çene kemiğidir ve insan kafasında yer alan kemikler arasında önemli bir yere sahiptir. Coronoid process, ramus, condylar (çene eklem) baş, alveolar parça condylar boyun kısmı, pterygoid fovea, mandibula kemiği alt sınırı, oblik çizgi, gonial açılanma, corpus ya da gövde, mental foramen, mental protuberance, mandibular foramen, sigmoid (mandibular) notch, üst ve alt mental çıkıntılar olmak üzere 15 farklı kısımdan oluşmaktadır.

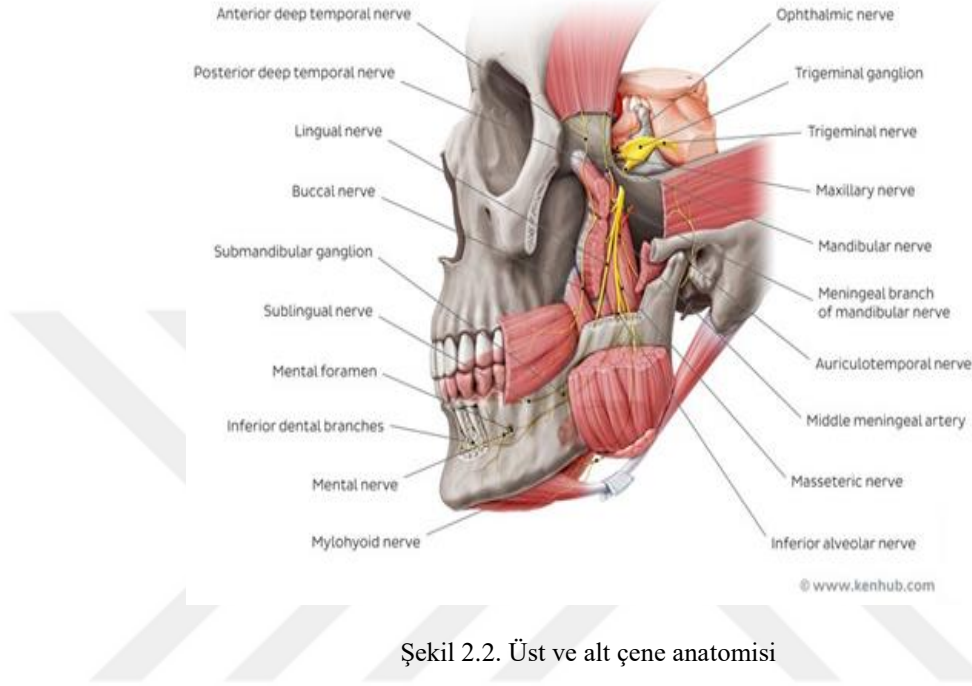
Alt çene kemiği ramus ve corpus (gövde) olmak üzere iki önemli kısımdan oluşmaktadır. Çiğnemeye yardımcı yapışık kasların bulunduğu ramus, çene eklemi ile temporal kemiği oluşturmaktadır. Dişlerin bulunduğu kısım ise corpusdur (Pulsen vd., 2013). Şekil 2.1’de insan alt çene anatomisi verilmiştir.



Şekil 2.1. Alt çene anatomisi

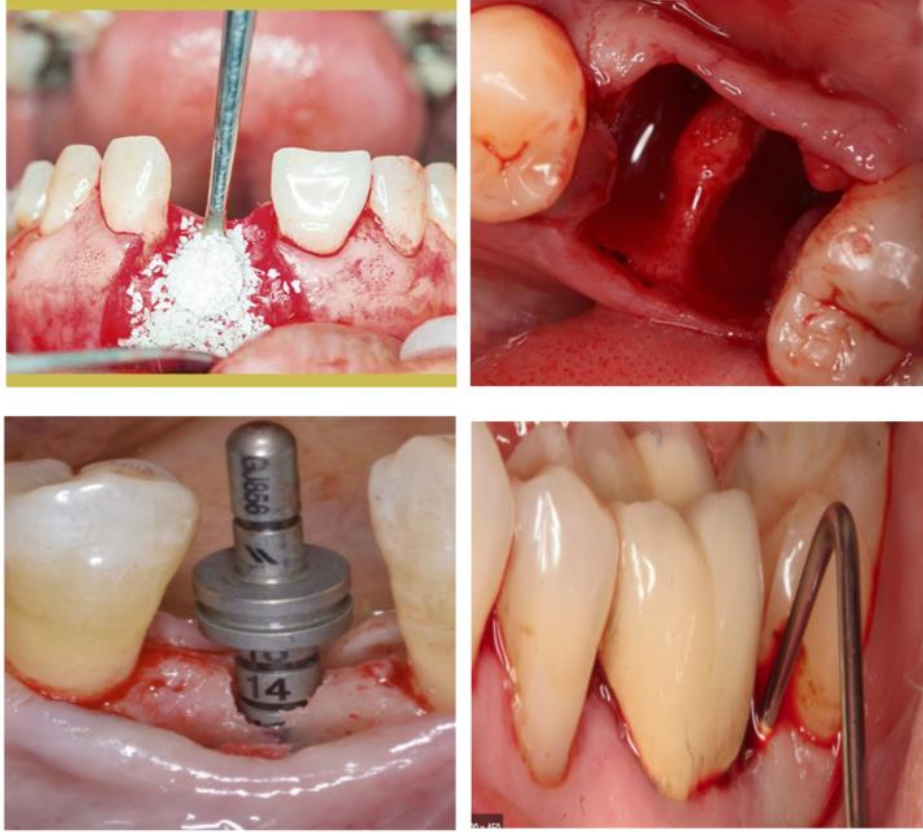
Maxillia, insan kafa yapısında mandibuladan sonra en büyük alana sahip kemiktir. Burun ve ağız boşluğu ile göz çukurunun oluşmasını sağlar. Sinüs maxillaris adlı büyük bir boşluğa sahiptir. Maxilliada, piramit bir yapıya sahip, yönü burun boşluğuna doğru olan corpus maxillae adlı bir yapı vardır. Kemik processus frontalis, processus zygomaticus, processus palatinus ve processus alveolaris olarak adlandırılan dört çıkıntıya sahiptir ve dört adet kenarı vardır. Yüzün ortasında hareketsiz bir yapıya sahiptir ve suturlar hariç bir eklemeye sahip değildir. Burun boşluğunda yer alan ve solunum sistemindeki conchalar ve burun boşluğu bu bölümde taşınır ve göz çukurunun alt duvarını meydana getirir.

Maxillia, alveol kemik veya pars alveolaris maxillaris isimli kısmında üst dişler bulunmaktadır. Bu kısım, gözenekli bir yapıya sahip olduğundan alveol (havalı) kemik olarak adlandırılır. Sert damak ve ağız boşluğunun üst kısmını maxillianın alt kısmı oluşturur (Pulsen vd., 2013). Şekil 2.2’de insan alt ve üst çene anatomisi verilmiştir.



Şekil 2.2. Üst ve alt çene anatomisi

Çene cerrahisi operasyonlarında yapılan sinus kaldırma, çene osteonekrozu, gömülü olan dişlerin çekimi, diş implant cerrahisi, alt ve üst çene cerrahisi gibi işlemlerde çene bölgesi doku yaralarının iyileşme sürelerinin kısaltılması, operasyon sonrası farklı komplikasyonların oluşmaması, enfeksiyon oluşumunun önlenmesi, tedavi başarısızlığı nedeni ile oluşabilecek farklı rahatsızlıklar gibi olumsuzlukların önlenmesi açısından önemli bir yere sahiptir. Şekil 2.3’de çene cerrahisinde yapılan operasyonlara ait görseller yer almaktadır.



Şekil 2.3. Çene cerrahisinde yapılan operasyonlara ait görseller

2.2. Darbeli Elektromanyetik Alan Tedavisi

PEMF tedavileri 2000'den fazla öğrenci tarafından klinik koşullarda yapılan çalışmalarda elde edilen olumlu sonuçlar ve dünyanın birçok ülkesinde tasarlanan cihazlar ile etkinliğini göstermiştir. PEMF tedavileri üzerine ilk çalışmalar 1812 yılında kırılmış kemik yakınında bulunan dokuya iğneden geçirilen akım yardımıyla tedavi edilmesi ile başlar (Furse vd., 2009). Daha sonra 1850 yıllarında doğru akım ile kemik kırıklarının tedavi edilmesi ile örnek çalışmalar yapılmıştır (Tesla, 1898). 1900 yılların sonunda düşük frekanslı elektromanyetik alanların kemik kırıklarının tedavisinde önerildiği çalışmalar yapılmıştır (Basset, 1989). 1970 yıllarında darbeli elektromanyetik alan uygulamaları, darbeli elektromanyetik alanların kemik çatlaklarının tedavi sürelerinin kısaltılmasında kullanılması ve düşük frekanslı elektromanyetik alanlar kullanılarak geliştirilen modern cihazlar ile biyomedikal sektöründe önemli bir yer almıştır (Basset, 1994).

PEMF tedavileri dünyada tıp alanında birçok ülkede kabul görmüştür. Amerikan ilaç dairesi PEMF cihazlarının parçalı kırıklarda tedavisini 1979 yılında, idrar kaçırma

ve kas uyarımı tedavisini 1998 yılında, anksiyete ve depresyon tedavisi kullanımını 2006 yılında ve yakın zaman içerisinde ağrı ödem tedavisinde kullanımını kabul etmiştir. İsrail PEMF cihazlarının migren tedavilerinde kullanılmasını onaylamıştır. Kanada PEMF kullanımını birçok alanda kabul etmiştir. Avrupa birliği üyesi ülkelerin birçoğu PEMF tedavisinin dejenerasyon, ağrı tedavisi iyileştirme ve aynı zamanda hareket sorunları gibi hastalıklarda etkili olduğunu kabul etmiştir. PEMF tedavisinin ağrısız ve kolay uygulanıyor olması en büyük avantajıdır. FDA, darbeli elektromanyetik alan tedavilerinin yumuşak dokulardaki yüzeysel ödem ve ağrı tedavisinde kullanılmasına onay vermiştir (Basset, 1994). Şekil 2.4’de elektromanyetik alan tedavileri üzerine literatürde yapılan çalışmalarda kullanılan antenler gösterilmiştir.



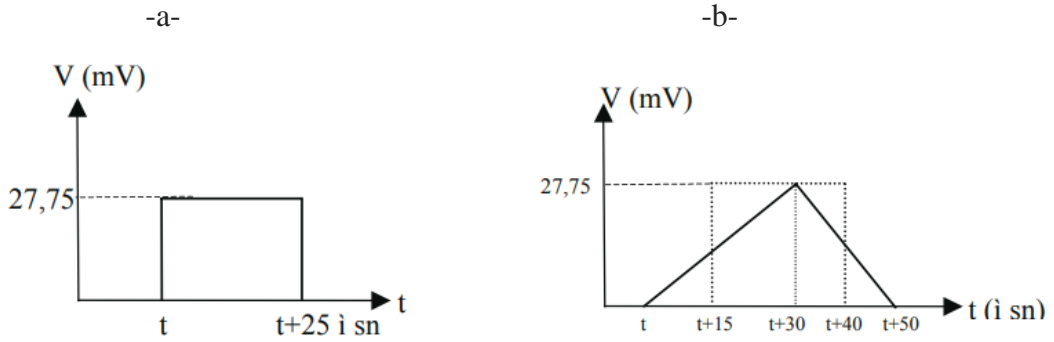
Şekil 2.4. PEMF çalışmalarında kullanılan anten görselleri

PEMF tedavilerinde vücut üzerinde cihazlar tarafından belirli frekanslarda üretilen elektromanyetik alanlar ile darbeli-odaklanmış alanlar oluşturularak yapılır. Uygulanan bölgede ölçülebilir ve çok küçük mikroelektrik alanlar oluşturularak vücudun enerji sistemini etkileyerek istenilen bölgeyi uyarmaktır (Işık, 2014). Şekil 2.5’de uygulanan PEMF tedavisine ait bir görsele yer verilmiştir.



Şekil 2.5. PEMF tedavisinde kullanılan bir cihaz örneği

PEMF tedavisinde, bobinden kesikli elektrik akımları geçirilerek oluşturulan darbeli elektrik ve manyetik alanlar, kendine ait dalga şekli ve büyüklüğe sahiptir. Bu elektromanyetik alanlar darbe üretici devre kullanılarak anlık olarak verilir. Darbe üretici devrelerin örnek bobin tetikleme süreleri Şekil 2.6'da gösterilmiştir (Atay vd., 2003).

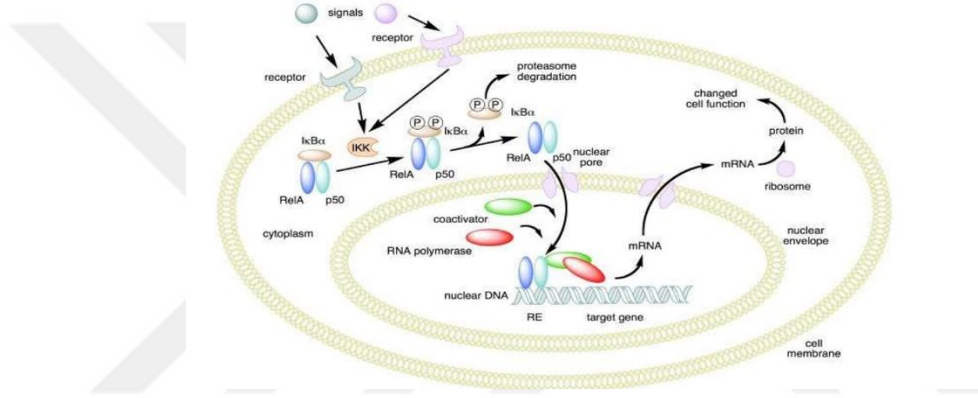


Şekil 2.6. a) İdeal tetikleme darbesi b) Sürücü tarafından uygulanan tetikleme darbesi

2.2.1. PEMF ve PRFE Cihazlarının Çalışma Prensipleri

PEMF tedavileri belirli frekanslarda darbeli elektromanyetik dalgalar oluşturularak, dokuda yer alan mikro-elektrik dolaşımı ayarlamak ve etki etmek için kullanılır. PEMF cihazları tarafından gönderilen çok küçük elektromanyetik alanlar frekans, genlik ve dalga şekli özelliklerine bağlı olarak çeşitli biyolojik etkiler meydana getirir. PEMF cihazları ile uygulanan tedavilerde, aralıklı ve darbeli

elektromanyetik dalgalar gönderilerek dokuda çok küçük elektrik akımlar meydana getirir. Kullanılan farklı frekans değerlerine göre farklı biyolojik etkiler yaratır. Darbeli elektromanyetik alan tedavilerinde, vücudun birbiri içerisinde olmuş manyetik alanlara sahip olduğu ve her hücre, organ veya dokuların elektromanyetik bir alan oluşturduğu kabul edilir. PEMF tedavilerinin hücre etkileşim şeması Şekil 2.7’de gösterilmiştir. PEMF tedavilerinde, uygulanacak duruma göre (kemik kırığı, doku hasarı gibi) farklı frekans ve gerilim değerleri seçilerek, amplifikatör vasıtasıyla belirli bir değere çıkartılır (Işık, 2014). PRFE tedavileri de PEMF tedavileri ile benzer çalışma prensibine sahip olup PEMF tedavilerinden farklı olarak kullanılan frekans aralığı ve sinyal tipleri değişkenlik göstermektedir.



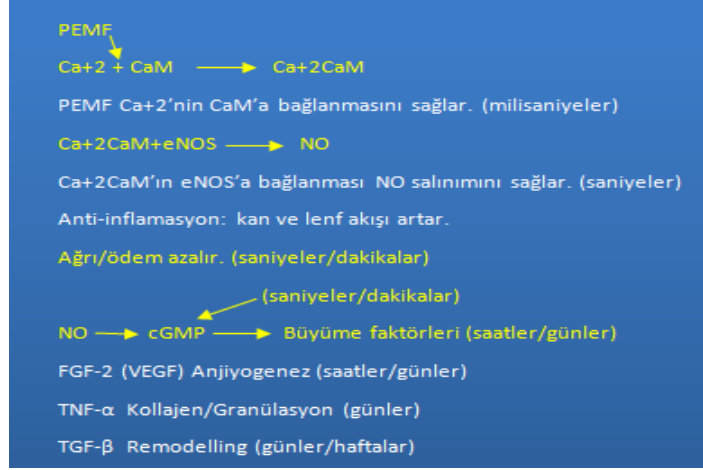
Şekil 2.7. PEMF hücre etkileşim şeması

2.2.2. Darbeli Elektromanyetik Alanların Doku İyileştirme Süreci

Elektromanyetik alanların canlılar üzerine etkileri 1950’li yıllardan itibaren yapılan çalışmalar ile araştırılmaktadır. Bu alanların etkileri başlıca mRNA ve protein sentez seviyeleri, hücre bölünme hızı, Ca^{+2} , Na^{+} , K^{+} iyon transferleri ve hücre membranlarındaki geçirgenliktir. Kalisyum, sodyum ve potasyum iyon transferindeki değişimler, hücrenin metabolik ve elektriksel özelliklerinde değişiklik meydana getirir. Ayrıca melatonin üretimini dolaylı veya dolaysız yolla etkileyerek, organizmanın günlük metabolizmasını ve hormon üretim ritmini değiştirmektedir. Belirli frekans ve yoğunluktaki elektromanyetik alanlar T-lenfosit hücrelerinin davranışlarını değiştirmek suretiyle sitotoksitesiteyi etkiler. Hücre boyutunda bu değişimler yaşanırken, moleküler düzeyde c-myc, c-fos, c-jun gibi genlerin salınımını değiştirerek çeşitli proteinlerin sentezini etkiler.

En çok kabul gören sinyal iletim basamaklarından birisi de hücre yüzeyinde veya uzantılarında oluşan iyon/ligand bağlanmasının biyokimyasal süreçlerini modüle etmesi yoluyla fizyolojik sonuçlar elde edilmesidir. Elektromanyetik alan sinyallerinin hücredeki Ca^{+2} 'nin calmodulin (CaM)'e bağlanması üzerindeki etkisini araştırmaya yönelik çalışmalar 1990'lar ortalarında yapılmış olup; CaM bağımlı kaskad sistemlerinin doku tamirinde görevli olduğu bilinmektedir.

Bir ELISA testi kullanılarak ölçülen miyozin hafif zincir fosforilasyonu sonucunda elektromanyetik alanın Ca^{+2} 'nin CaM'a bağlanmasını arttırdığı gösterilmiştir. Ca/CaM kompleksi miyozin hafif zincir kinaz (MLKC) enzimine bağlanarak aktive eder ve miyozin fosforilasyonunu hızlandırır. Elektromanyetik alanın etkisinin daha anlaşılır olması, farklı izoformlara sahip nitrik oksit sentez (NOS) tarafından sentezlenen nitrik oksit (NO) bir sinyal molekülü olduğunun keşfedilmesinden sonraya denk gelir. Yara oluştuğu zamanki gelişmeler şöyledir: uzun ömürlü uyarılabilir nitrik oksit sentez (iNOS) tarafından nitrik oksit sentezlenir. Buradan yola çıkarak sızıntı olduğu anda kan damarlarındaki ağrı ve şişkinlik, derideki NO seviyesinin devamlılığı ve inflamasyon yükseltici olması ile açıklanabilir. Endotel ve nöronal nitrik oksit sentez izoformları (eNOS ve nNOS) kısa süreli şişkinliklerde nitrik oksit sentezleyerek kan ve lenf damarlarının hızlıca rahatlamalarına katkıda bulunabilir. Nitrik oksidin kısa süreli şişkinliklerde üretilmesi siklik guanozin monofosfatın üretimini uyarmakta ve bu sayede büyüme faktörleri üretilmektedir. iNOS CaM'a bağımlı değilken eNOS (eNOS ve nNOS) kaskadı Ca/CaM bağlanmasına bağlıdır. Terapiler, ağrının ortaya çıkışı ve şişkinliklerden kan damarlarının büyümesine, doku yenilenmesi ve remodelasyonuna kadar tüm fazları Ca/CaM bağlanmasının akselasyonu yoluyla etkiler (Gümüştay ve Kaya, 2014). Darbeli elektromanyetik alan tedavisinin doku tamiri için önerilen mekanizması Şekil 2.8'de gösterilmiştir.

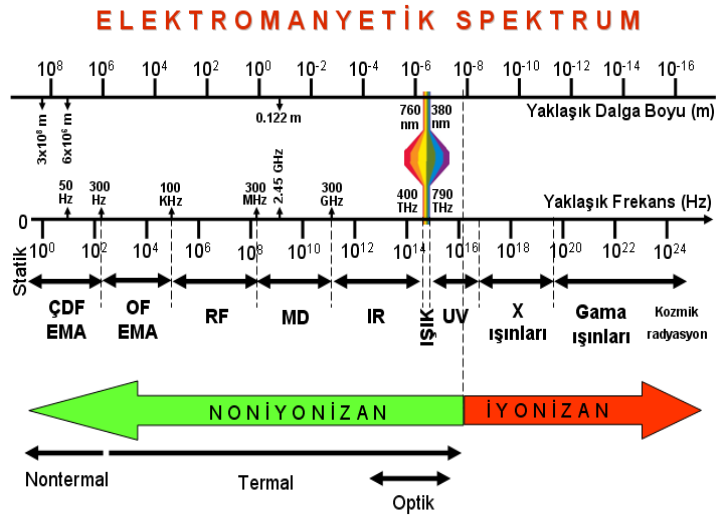


Şekil 2.8. Darbeli elektromanyetik alanların doku tamiri için önerilen mekanizması

2.3. Elektromanyetik Spektrum

Güneş ışınının gama ışınları ile radyo ışınları arasında farklı dalga boylarına sahip elektromanyetik dalgaların sıralı görünümüne elektromanyetik spektrum denir. Elektromanyetik spektrum dalga boylarına göre aşağıda ve Şekil 2.9'da görüldüğü gibi kategorilere ayrılmaktadır (Peatros ve Ware, 2011).

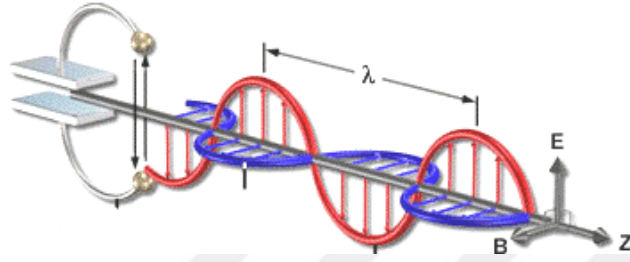
- Gama ışınları
- X- ışınları
- Ultraviyole ışık
- Görünür (Visible) ışık
- Kızılötesi (Infrared) ışık
- Radyo dalgaları



Şekil 2.9. Elektromanyetik spektrum

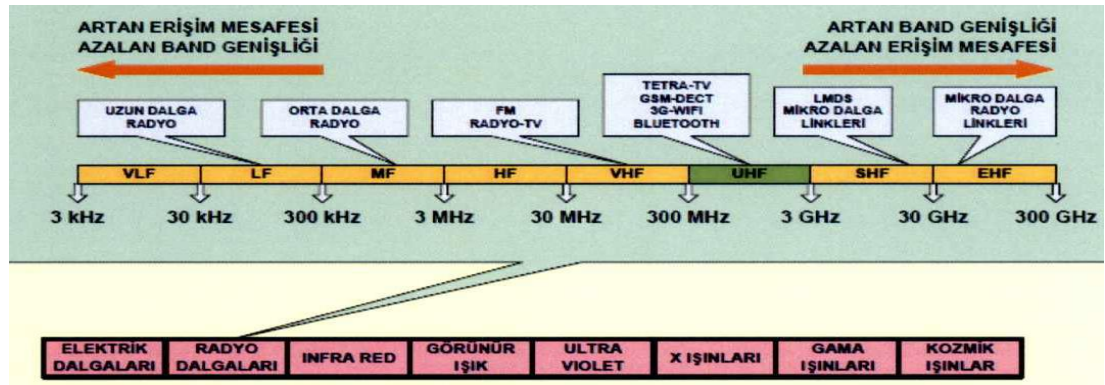
2.4. Elektromanyetik Dalga

Elektrik ve manyetik alanlardan oluşan, ışık hızı ile yayılabilen dalgalara elektromanyetik dalga denir. Elektrik alanı (E), manyetik alan (B) ve elektromanyetik dalganın ilerleme yönü (z) birbirine diktir. Elektromanyetik dalga (EMD) yapısı Şekil 2.10'da gösterilmiştir.



Şekil 2.10. Elektromanyetik dalganın şematik gösterimi

Elektromanyetik dalgalar boşlukta ışık hızı ile yayılmaktadır. Ortamın yoğunluğuna göre kırılmalara ve yansımalara uğradığından yönleri ve hızları değişebilmektedir. EM spektrum 3 kHz ile 300 GHz frekansları arasında Uluslararası Telekomünikasyon Birliği (ITU) tarafından dokuz ana frekans bölgesine ayrılmıştır. Şekil 2.11'de elektromanyetik spektruma ilişkin sınıflandırma yer almaktadır (Peatros ve Ware, 2011).

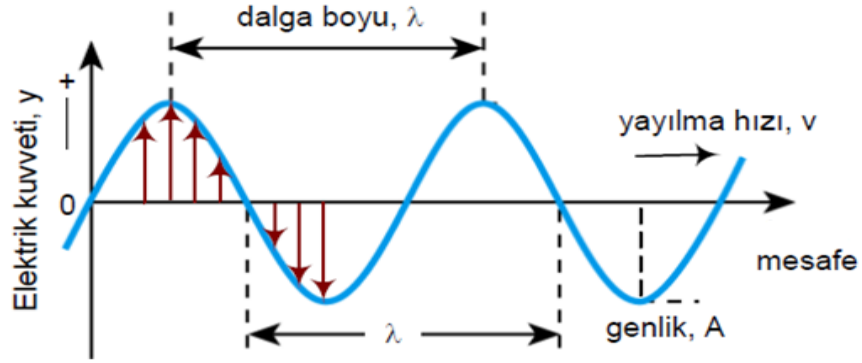


Şekil 2.11. Elektromanyetik spektrumun sınıflandırılması

2.5. Radyo Dalgalarının Yapısı

Elektromanyetik spektrumda radyo dalgaları dalga boyu en büyük olan ve en geniş alanda yer almaktadır. PRFE tedavilerinde darbeleri atılımlar ile radyo dalgaları

kullanılmaktadır. Elektromanyetik dalgalar için kullanılan dalga yapısı Şekil 2.12’de gösterilmiştir.



Şekil 2.12. Bir EM dalganın yapısı

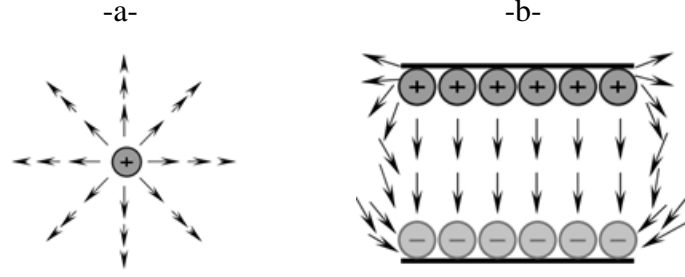
Şekil 2.12’de gösterilen elektromanyetik dalganın tanımlamaları aşağıda verilmiştir: A EMD’nin genliğini, v yayılma hızını, λ dalga boyunu, f frekansını göstermektedir. Frekans ile dalga boyunun çarpımı elektromanyetik dalganın hızına eşittir.

$$v = f \lambda \quad (2.1)$$

Dalganın boşlukta yayılma hızı (3×10^8 m/s) ışık hızına eşittir.

2.6. Elektrik Alanlar

Elektromanyetik alanlar, bir elektrik alanı ve bir manyetik alan bileşeninden oluşurlar. Elektrik alanı (\vec{E}), elektrik yükleri bulunduğunda, yani elektrik bir işlemde olduğunda veya pozitif ve negatif yükler ayrıldığında var olur. Elektrik alan birimi, Coulomb başına Newton’dur (N/C) ve boyutsal olarak metre başına volt (V/m) ile gösterilir. Elektrik alanlar Şekil 2.13’de gösterildiği gibi iki yolla grafiksel olarak gösterilebilir. Şekil 2.13.a’da gösterildiği gibi, ilk yol, okların alanın yönünü gösterdiği ve büyüklüğünün yükün yakınında daha yüksek olduğu ancak yükten uzaklaştıkça azaldığı elektrik alanını gösterir. İkinci yol, paralel plakalı bir kondansatörü temsil eden iki tek tip yük tabakası tarafından üretilen Şekil 2.13. b’de verilen elektrik alanını göstermektedir. Birkaç elektrik alan çizgisi, pozitif yüklerden kaynaklanır ve negatif yükler üzerinde sona erer. Elektrik alan, iletken levhaların merkezine yakın bir yerde aynıdır ve kenarlarda kıvrılır (Gümüştay, 2016).



Şekil 2.13. (a) Tek nokta yükten kaynaklanan elektrik alan çizgileri (b) İki düzgün yük tabakası tarafından üretilen elektrik alanı.

\vec{D} olarak gösterilen elektrik akı yoğunluğu, birim alan başına eşdeğer yük cinsinden elektrik alanının bir ölçüsüdür. \vec{D} ' nin birimi metre kare başına Coulomb'dur (C/m^2). Bir dielektrik ortamdaki (örneğin biyolojik dokular) \vec{D} , aşağıdaki eşitlikte temsil edildiği gibi \vec{E} ile doğru orantılıdır.

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (2.2)$$

Eşitlikte ϵ dielektrik ortamın metre başına Farad cinsinden geçirgenliğidir (F/m). Geçirgenlik terimi, dielektrik ortamın temel bir özelliğini ifade eder. Ortam içindeki elektrik alan şiddetini, birim başına elektrik akı yoğunluğu olarak tanımlanabilir. Temel olarak, dielektrik malzeme bir yalıtkan malzemedir ve üç farklı ortamın geçirgenliğini tanımlar. ϵ , ϵ_0 ve bağıl geçirgenlik olarak bilinen boyutsuz bir miktar ϵ_r veya dielektrik sabiti serbest uzaya göre geçirgenlik olarak tanımlanır. Üç terim aşağıdaki eşitlikte olduğu gibi ilişkilendirilir.

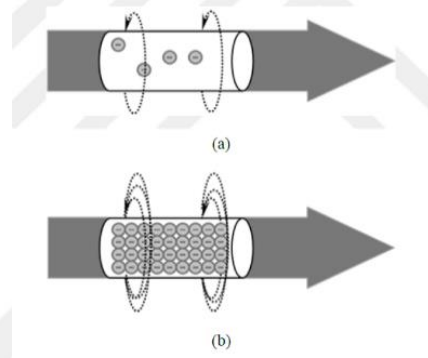
$$\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r \quad (2.3)$$

Boş uzayın bağıl geçirgenliği $\epsilon_0=1$ 'dir. Bu değer çoğu uygulamada hava için kabul edilir. Çoğu biyolojik malzeme için dielektrik sabiti değerleri 1 ile 80 arasında değişir. \vec{D} ve \vec{E} aynı yöne sahip vektörlerdir (Habash, 2007).

2.7. Manyetik Alanlar

Elektrik alan, yükler arasındaki bir çizgi üzerinde hareket eden yükler arasındaki kuvvet olarak ifade edilir. Yüklerin hareketiyle, yükler arasındaki hat boyunca birbirlerine başka türden bir kuvvet uygulanır. Bu kuvvet, serbest uzayda veya iletkenler içinde hareket eden yükler nedeniyle oluşturulan bir vektör miktarı olan \vec{H} olarak belirtilen manyetik alan yoğunluğunu temsil eder. Manyetik alan elektrik

alanına diktir. Bu, elektrik akımı düz bir çizgide akarken, manyetik alanlar çizgiyi Şekil 2.14’de gösterildiği gibi dairesel bir şekilde çevreler. Manyetik alanın birimi amper/metredir (A/m). Doğru akım (DC) varsa, manyetik alan kalıcı bir mıknatısınki gibi sabit olmaktadır. Alternatif akım (AC) varsa, manyetik alan \vec{E} alanı ile aynı frekansta dalgalanır ve hem \vec{E} hem de \vec{H} alanlarını içerdiğinden elektromanyetik alan oluşur. Şekil 2.14 bu alanların özelliklerini göstermektedir.



Şekil 2.14. Akım taşıyan bir iletkenin etrafındaki manyetik alan çizgileri a) Daha az akım akışı b) Artan akım akışı.

İletim ve dağıtım hatları, trafo merkezleri, transformatörler, ağ koruyucuları, besleyiciler, şalterler, dağıtım yolları, elektrik panoları, kablolama sistemleri, motorlar ve çeşitli elektrikli aletler gibi kaynaklardan önemli manyetik alanlar meydana gelmektedir. Manyetik alanlar, insanlar, binalar ve çoğu metal dahil olmak üzere malzemelere kolayca nüfuz edebilir (Habash, 2001).

Manyetik alan bir ortamın enine kesit alanına girdiğinde, manyetik akı yoğunluğu \vec{B} 'ye dönüşür. \vec{B} ile \vec{H} arasındaki ilişki aşağıda verildiği gibidir.

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2.4)$$

Burada μ ortamın manyetik geçirgenliğidir. Geçirgenlik terimi, herhangi bir malzemenin manyetik özelliğini ifade eder. Geçirgenliğin temel birimi metre başına Henry'dir (H/m). Üç farklı terim de ortamın geçirgenliğini tanımlar; μ , μ_0 ve serbest uzaydaki bağıl geçirgenlik olarak bilinen μ_r .

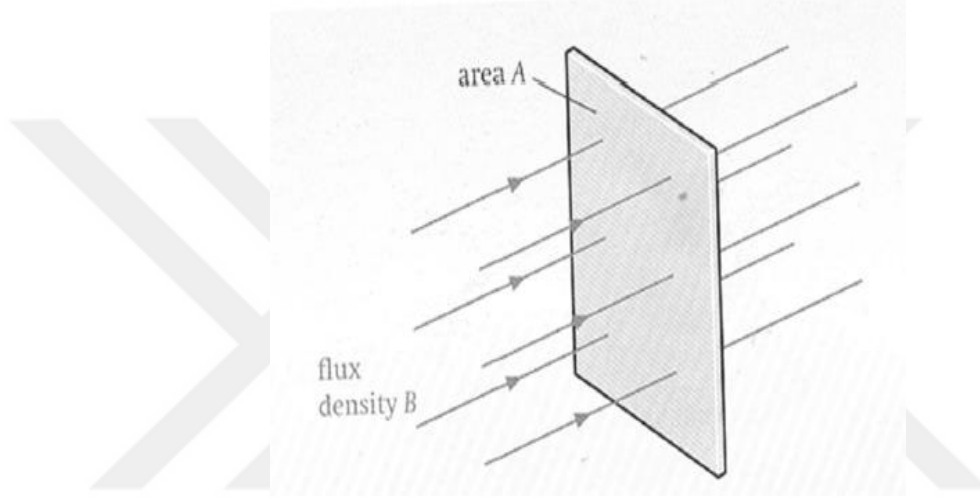
$$\mu = \mu_r \mu_0 \quad (2.5)$$

Boş alanın bağıl geçirgenliği 1'dir. Manyetik akı yoğunluğu \vec{B} 'nin birimi, metrekare başına weber'dir (Wb/m²). Genellikle Nikola Tesla'nın adını taşıyan tesla (T) ile veya manyetizmanın 19. yüzyıl Alman öncüsü Karl Friedrich Gauss'un adını taşıyan gauss (G) cinsinden ölçülür. Aşırı düşük frekanslı (Extremely Low Frequency,

ELF) çevresel maruziyetlerin çoğu, tesla veya gaussun yalnızca bir kısmı olan manyetik alan yoğunluklarını içerdiğinden, ölçümler için yaygın olarak kullanılan birimler mikro Tesla (μT) veya mili Gauss (mG)'dir. Hesaplamalarda verilen dönüşümler kullanılır.

$$1 \text{ G} = 10^{-4} \text{ T} \quad 1 \text{ T} = 1 \text{ Wb/m}^2 \quad 0.1 \mu\text{T} = 1 \text{ mG}$$

A yüzeyini bağlayan manyetik akı Φ (Weber), A'dan geçen toplam manyetik akı yoğunluğu olarak tanımlanır. Şekil 2.15'de gösterildiği gibi \vec{B} alana diktir.



Şekil 2.15. A alanından çıkan manyetik akı yoğunluğu

Manyetik akı, yüzey alanı üzerindeki akı yoğunluğunun integrali olarak tanımlanır. Bir A kesit alanına dik olan manyetik akı çizgilerinin basitleştirilmiş durumu için, akının ifadesi aşağıdaki gibi integral eşitliği ile verilir (Goswami, 2004).

$$\Phi = \int_A \vec{B} \cdot d\vec{A} \quad (2.6)$$

2.8. Elektromanyetik Işıma

Elektromanyetik kaynakları, doğal ve doğal olmayan diye iki kategoride incelenebilir. Elektromanyetik dalgaların herhangi bir ortamda yayılmasına elektromanyetik ışıma denir. Elektromanyetik ışımaların herhangi bir maddeyi iyonize edecek miktarda enerjisi olmaması durumunda, bu ışımalar iyonize yapmayan ışınım olarak adlandırılır. Dünya Sağlık Örgütü (World Health Organization, WHO) belirlediği limitlere göre, eğer bir foton (parçacık) (100 nm)'den daha uzun dalga boyuna, 300 THz'den daha düşük frekansa ve 12 eV'tan daha az enerjiye sahipse

iyonize etmeyen ışığa sınıfına girer (Dinçer H, 2009). Işığın enerjisi değeri Joule cinsinden (2.7) eşitliğiyle verilebilir.

$$W_{\text{enerji}} = h \times f \quad (2.7)$$

Burada; h planck sabitini ($h = 6.626 \times 10^{-34}$ J.s), f frekansı (Hertz) temsil eder.

Joul ile, eV arasındaki ilişki aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

$$1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J} \quad (2.8)$$

Enerji ve frekans arasındaki ilişki eV cinsinden aşağıdaki gibi

$$W_{\text{enerji}} = \frac{h}{\text{eV}} \times f = \frac{6.626 \times 10^{-34}}{1.6 \times 10^{-19}} \times f = 4.14125 \times 10^{-15} \times f \text{ (eV)} \quad (2.9)$$

ifade edilebilir (Balıkçı, 2004).

2.9. Maxwell Denklemleri

Uzayda herhangi bir noktada ve herhangi bir zamanda elektrik ve manyetik alanların birbirleriyle olan ilişkisi Maxwell denklemleri ile tanımlanır. Maxwell denklemleri elektrik ve manyetizma yasaları ile birlikte elde edilen temel 4 adet denklem ile ifade edilir. Maxwell denklemleri Tablo 2.1’de verilmiştir (Balanis, 2012).

Tablo 2.1. Maxwell denklemleri

Denklem İsmi	Türev Denklemleri	İntegral Denklemleri
Faraday Yasası	$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$	$\oint_C \vec{E} \cdot d\vec{l} = -\frac{d}{dt} \iint_A \vec{B} \cdot d\vec{S}$
Amper Yasası	$\vec{\nabla} \times \vec{B} = \mu_0 (\vec{J} + \epsilon_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t})$	$\oint_C \vec{B} \cdot d\vec{l} = \mu_0 \iint_A (\vec{J} + \epsilon_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}) \cdot d\vec{S}$
Gauss Yasası	$\vec{\nabla} \cdot \vec{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0}$	$\oint_A \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{1}{\epsilon_0} \iiint_V \rho \, dV$
Manyetizma için Gauss Yasası	$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0$	$\oint_A \vec{B} \cdot d\vec{S} = 0$

2.10. Dalga Denklemleri

Denklemler (2.24) ve (2.26), hem elektrik hem de manyetik alan miktarlarını içeren birleştirilmiş bir denklemler kümesidir. Sonlu elektriksel iletkenliğe sahip bir ortamda σ , bir iletim akımı yoğunluğu $\vec{J} = \sigma \vec{E}$ olacaktır ve bu, Joule ısıtmasında enerji kaybına yol açacaktır. Bu tür ortamlardaki dalga denklemleri bir kayıp terimine sahiptir (Zhang ve Li, 2013). Ortamda nötr haldeki madde hariç ayrıca ρ_v ve J (ikisi de) yoksa “kaynaksız ortam” denir. Kaynaksız ortamda: $J = 0$, $\rho_v = 0$ ve $\sigma = 0$ ’dır.

Maxwell Faraday yasası eşitliklerin her iki tarafının rotasyoneli alınırsa;

$$\vec{\nabla} \times (\vec{\nabla} \times \vec{E}) = -\vec{\nabla} \times \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2.10)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2.11)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (2.12)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{\nabla} \times \vec{E} = \vec{\nabla}(\vec{\nabla} \cdot \vec{E}) - \vec{\nabla}^2 \cdot \vec{E} \quad (2.13)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{\nabla} \cdot \vec{E} = -\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{E} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} (\vec{\nabla} \times \vec{H}) \quad (2.14)$$

$$-\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{E} = \mu \frac{\partial}{\partial t} (\epsilon \frac{\partial}{\partial t} \vec{E}) \quad (2.15)$$

$$-\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{E} = \mu \frac{\partial}{\partial t} \epsilon \frac{\partial}{\partial t} \vec{E} = \mu \cdot \epsilon \cdot \frac{d^2}{dt^2} \vec{E} \quad (2.16)$$

$$\vec{\nabla} \times (\vec{\nabla} \cdot \vec{H}) = \vec{\nabla} \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (2.17)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{\nabla} \cdot \vec{H} - \vec{\nabla}^2 \cdot \vec{H} = \frac{\partial}{\partial t} (\vec{\nabla} \times \epsilon \vec{E}) \quad (2.18)$$

$$-\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{H} = \frac{\partial}{\partial t} (\epsilon \vec{\nabla} \cdot \vec{E}) \quad (2.19)$$

$$-\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{H} = \epsilon \frac{\partial}{\partial t} (\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}) \quad (2.20)$$

$$-\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{H} = -\epsilon \mu \frac{d^2}{dt^2} \vec{H} \quad (2.21)$$

$$\frac{d^2}{dt^2} = j\omega^2 \quad (2.22)$$

$$\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{E} = -\omega^2 \epsilon \mu \vec{E} \quad (2.23)$$

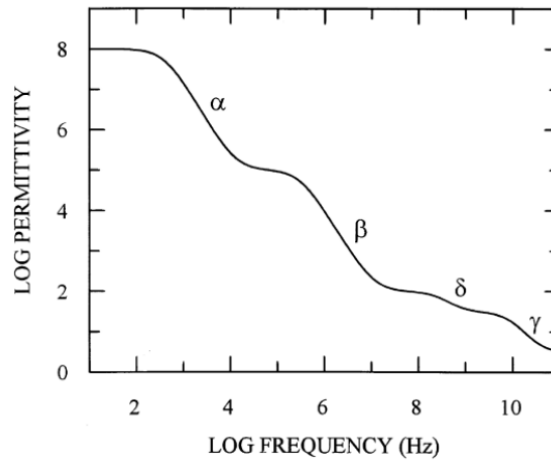
$$\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{E} + \omega^2 \epsilon \mu \vec{E} = 0 \quad (2.24)$$

$$\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{H} = -w^2 \epsilon \mu \vec{H} \quad (2.25)$$

$$\vec{\nabla}^2 \cdot \vec{H} + w^2 \epsilon \mu \vec{H} = 0 \quad (2.26)$$

2.11. Biyolojik Malzemelerin Dielektrik Özellikleri

(Duck, 2013)'de dokuların dielektrik özellikleri kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Dokuların elektromanyetik özelliklerini belirleyen mekanizmalar ve yapılar hakkında temel bir anlayışa ulaşılmıştır. Dokuların neredeyse manyetik olmadığı ve dolayısıyla boş alana yakın geçirgenliklere sahip olduğu ve frekansa bağımsız olduğu gösterilmiştir. Öte yandan, dokuların elektriksel özelliklerinin frekansa karakteristik bir bağımlılık gösterdiği gösterilmiştir. Diğer birçok homojen sıvı ve katı türüyle karşılaştırıldığında çok yüksek dielektrik sabitlerine sahiptirler. Biyolojik dokular, hücrelerde oluşan su, iyonlar ve organik moleküllerin bir karışımıdır. Dielektrik özellikleri Hz ile GHz aralığında yer alan frekanslara bağlıdır. Spektrum, düşük, orta ve yüksek frekanslarda α , β ve γ bölgeleri olarak adlandırılan üç ana dağılım bölgesi ile karakterize edilir. Biyolojik materyaller, özellikle düşük frekanslarda farklı dielektrik özelliklerine sahiptir (Şekil 2.16). Düşük frekanslar, esas olarak, bir hücreyi oluşturan farklı malzemeler arasındaki yüzeylerdeki ara yüzey polarizasyonlarından kaynaklanır. Literatürde hücrelerin dielektrik özellikleri ve frekansa bağlı olarak değişimi araştırmaları verilmiştir (Hilger vd., 2013).



Şekil 2.16. Hücre süspansiyonları ve dokuların dielektrik özellikleri değişim grafiği

Dipol dağılımı düzgün olduğunda, bir dipolün pozitif yükleri, bitişik bir dipolden gelen negatif yükün etkisini ortadan kaldırır. Ancak dipol dağılımı noktadan noktaya değiştiğinde bu tam gerçekleşemez. Özellikle bir ara yüzde, dipollerin uçları, malzemede eşdeğer ‘bağlı’ yük haline gelen, yüzeyde iptal edilmemiş bir yük bırakır. Bu nedenle gevşeme davranışı, uygulanan bir elektrik alanındaki bağlı yüklerin tepkisi dikkate alınarak incelenebilir. Dinamik kuvvet denklemi eşitlik (2.27)’de verildiği gibidir.

$$m \frac{d^2x}{dt^2} = qE - m\omega_s^2 x - m\xi \frac{dx}{dt} \quad (2.27)$$

2.12. Mikroşerit Yama Antenler

Teknolojinin gelişmesiyle beraber kullanılan elektronik cihazların ebatlarının küçültülmesi, ürün geliştiricilerin daha kompakt ve küçük yapıda, yüksek verimli antenler tasarlamalarının önünü açmıştır. Mikroşerit antenlerin uzunluklarının küçük olması, üretimin kolay ve ucuz olması bu antenlerin her alanda kullanılmasını yaygınlaştırmıştır. Bununla birlikte mikroşerit antenler, eliptik, dairesel ve lineer polarizasyonda ışımaya yapabilir ve birden fazla frekansda çalışabilir. (Fang, 2010). Bu özelliklere sahip olması mikroşerit antenlerin elektronik cihaz sektöründe, birçok alanda kullanılmasını sağlamıştır. Mikroşerit anten dielektrik malzeme (substrate), yama (patch), toprak tabakası (ground) ve yama kolundan oluşur. Mikroşerit antenin avantajları yapısının ince olması, birden fazla frekansda çalışabilmesi ve ışımaya yapısının değiştirebilmesidir (Ripin vd, 2012).

2.12.1. Işıma Yaması

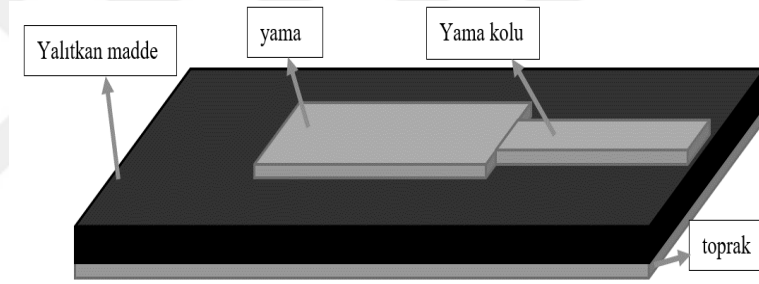
Işıma yaması dielektrik malzemenin üzerinde bulunan ve antenin ışımalarını sağlayan kısımdır. Işıma yaması tasarımında genellikle bakır malzeme kullanılır. Nadiren gümüş veya diğer metallere de oluşturulabilir. Yama, genellikle dairesel, dikdörtgen, üçgen ve halka şeklinde tasarlanır ancak farklı geometrik yapıda da olabilir. Mikroşerit antenlerde antenin çalışma frekansı ile anten ebatları ters orantılıdır (Ripin vd, 2012).

2.12.2. Dielektrik Tabaka

Mikroşerit antenlerin alt ve üst tabakası arasında kalan kısma dielektrik ara tabaka denir. Bu kısım yalıtkandır (Boualleg and Merabtine, 2005). Elektriksel geçirgenlik olan ϵ_r genellikle 2.2 ve 12 değerleri arasındadır. Dielektrik tabaka seçiminde, tabaka kalınlığı, dielektrik sabiti ve tabakanın maliyeti belirlemektedir. Bant genişliği ve tabaka kalınlığı doğru orantılıdır. Tabaka genişliği arttırılarak ve tabaka geçirgenliği düşülerek anten verimi arttırılabilir (Ripin vd, 2012).

2.12.3. Toprak Düzlemi

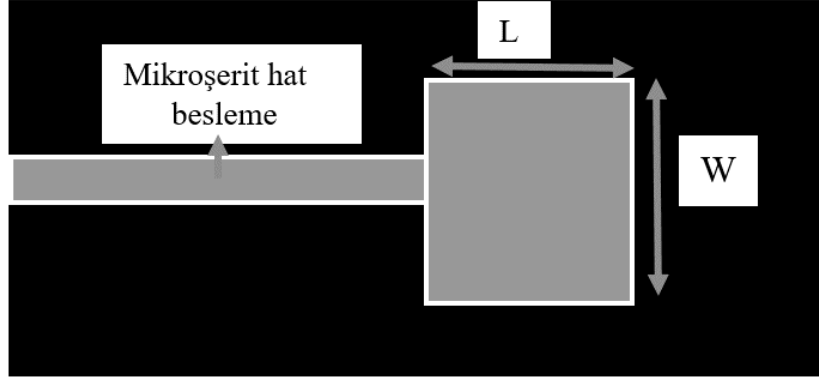
Mikroşerit antenlerin dielektrik tabakanın alt kısmında bulunan iletken malzemeye toprak tabakası adı verilmektedir (Şekil 2.17). Anten verimliliği ve toprak tabaka boyutları doğru orantılıdır. Toprak tabaka ve yama kısımları arasında kalan bölüm antenin ışımaya karakteristiğini oluşturmaktadır.



Şekil 2.17. Dikdörtgen mikroşerit anten

2.12.4. Mikroşerit Besleme

Mikroşerit hat besleme anteni yamaya bağlayan kısımdır ve Şekil 2.18'de gösterilmiştir. Bu besleme şekli yama ile aynı malzemeden oluşmaktadır ve ince bir yapıya sahiptir. Tasarımı ve üretimi kolaydır. Mikroşerit beslemenin uzunluğu ve genişliğinin değiştirilmesi, antenin S_{11} ve ışımaya karakteristiği değerlerini değiştirir.



Şekil 2.18. Mikroşerit hat besleme

2.12.5. Anten Verimi

Antene aktarılan enerji ile antenden ışıyan enerjinin oranına anten verimi denir. Anteni oluşturan dielektrik verimliliği (e_d), yansıma verimliliği (e_r) ve iletkenlik verimliliği (e_c) çarpımı anten verimliliğini verir. Antenin toplam verimliliği (2.28)'de gösterildiği gibi ifade edilebilir.

$$e = e_d \times e_r \times e_c \quad (2.28)$$

Ancak, burada belirtilen dielektrik ve iletkenlik verimlilik değerlerinin hesaplanmasının zor olması nedeni ile anten verimliliği genellikle (2.29)'daki gibi ifade edilir (Balanis, 2005).

$$\text{Verim} = \text{Işıyan Enerji} / \text{Alınan Enerji} \quad (2.29)$$

2.12.6. Geri Dönüş Kaybı

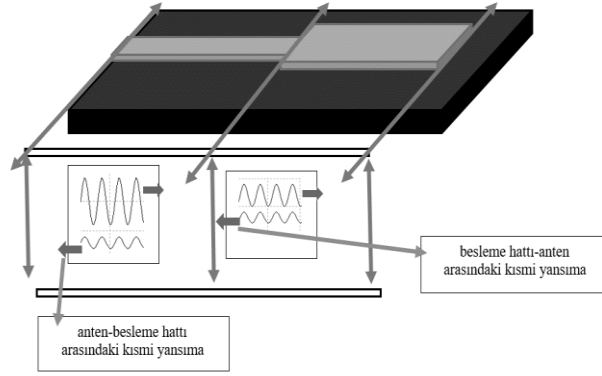
Antene giriş kaynağından verilen gücün antenden ışıma yapılmayıp kaynağa geri dönen kısmına geri dönüş kaybı (Return Loss, RL) denir. Bu enerji kullanılmaz. Bu kayıp antenin empedans uyumsuzluğu nedeni ile oluşur. Bu uyumsuzluk kaynaktan antene verilen güç (P_{in}) ile antenden dönen güç (P_r) arasındaki farktan oluşmaktadır (Balanis, 2005).

$$\text{Geri dönüş kaybı(dB)} = -10 \log \left(\frac{P_r}{P_{in}} \right) \quad (2.30)$$

Yük ile anten arasındaki ışıma yapılmayan ve kaybolan güç miktarı geri dönüş kaybıdır. Verici ve anten empedans değerleri uygun olmadığı durumlarda duran dalgalardan dolayı oluşan kayıplar fazla olmaktadır.

Geri Dönüş Kaybı karakteristik bir değerdir ve dB cinsinden ifade edilir. Bu değer, benzetim çalışmalarında antenin kaynak ile empedans uyumunun hangi oranda sağlandığını gösterir ve eşitlik 2.31’de yer alan formül ile hesaplanır.

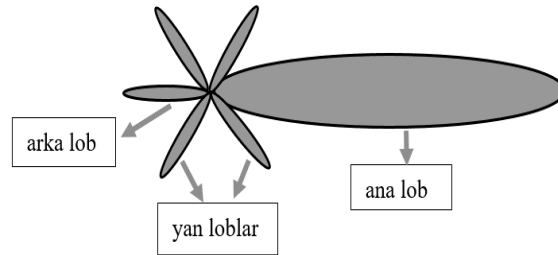
$$RL \text{ (dB)} = -20 \log |\Gamma| \quad (2.31)$$



Şekil 2.19. Anten üzerinde geri dönüş kayıpları

2.12.7. Işıma Karakteristiği

Antenlerin farklı açılarda ışıma özelliklerini gösteren grafiklere antenin ışıma karakteristiği denir. Işıma ana, yan ve arka olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır. Şekil 2.20’de örnek ışıma karakteristiği verilmiştir. Bu ışımlar lob diye adlandırılır ve her lobun yönü ve ışıma yoğunluğu farklıdır. Yan lob ana lob ile aynı doğrultuda ancak farklı açıda ışıma yapmaktadır ve arka lob ters doğrultuda farklı açılarda ışıma yapabilir. En yüksek ışıma ana lobda gerçekleşir (Küveli, 2017).



Şekil 2.20. Işıma karakteristiği

2.12.8. Bant Genişliği

Bant genişliği ortada yer alan rezonans frekansı, bu frekansa belirli mesafede olan üst ve alt kesim frekansı olarak gösterilir. Bant genişliği antenin en iyi çalıştığı frekans aralığını gösterir ve (B_w) ile temsil edilir. -10 dB değeri noktalarında S_{11} eğrisinin birleştiği aralık antenin bant genişliğidir. (Balanis, 2005). B_w 'nin hesaplanmasında dar bantlı antenler için B_w eşitlik (2.32)'deki gibi hesaplanabilir.

$$B_w = \left(\frac{f_H - f_L}{f_r} \right) \quad (2.32)$$

Eşitlikte yer alan f_r antenin rezonans frekansını göstermektedir (Mi vd, 1989).

2.12.9. Güç Kazancı

Bir antenin performansını güç kazancı gösterir. Antenin belirli bir doğrultuda yaptığı ışıma yoğunluğunun, diğer tüm yönlerde yapılan ışıma yoğunluğuna ortalamasının oranı anten kazancını gösterir. Yönlülük ile kazanç doğru orantılıdır ve eşitlik (2.33)'deki gibi hesaplanır (Küpelı, 2017).

$$G(\theta, \phi) = \eta \times D(\theta, \phi) \quad (2.33)$$

$D(\theta, \phi)$: antenin yönlülüğünü gösterir,

η : antenin verimi.

2.12.10. Yansıma Katsayısı ve Duran Dalga Oranı

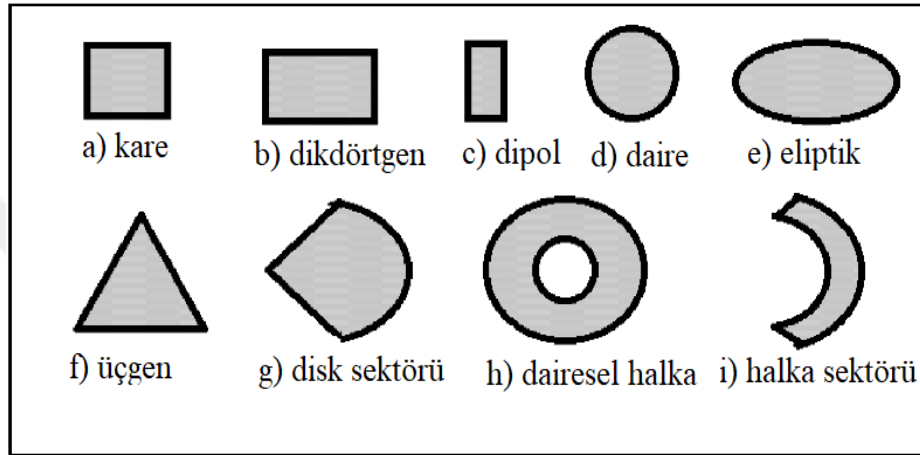
Anten tasarımlarında yansıma katsayısı, Gerilim Duran Dalga Oranı (Voltage Standing Wave Ratio, VSWR) hesaplanması gereken değerlerdir. Antene uygulanan sinyalin antenden ne kadarlık kısmının gönderildiği ve ne kadarlık kısmının antene geri döndüğünü yansıma katsayısı (Γ) gösterir. Eğer $\Gamma=1$ ise, devrenin açık konumda, $\Gamma=-1$ ise devrenin kısa devre olduğunu, sıfır olduğunda devrenin istenilen ideal durumda olduğunu gösterir. Bu durum pratikte pek mümkün değildir. Eşitlik (2.34) yansıma oranı ve eşitlik (2.35) gerilim duran dalga oranı (DDO)'nın formülleri verilmektedir.

$$\Gamma = \frac{V_0^-}{V_0^+} = \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0} \quad (2.34)$$

$$DDO = \frac{1 + |\Gamma|}{1 - |\Gamma|} \quad (2.35)$$

2.12.11. Mikroşerit Anten Çeşitleri

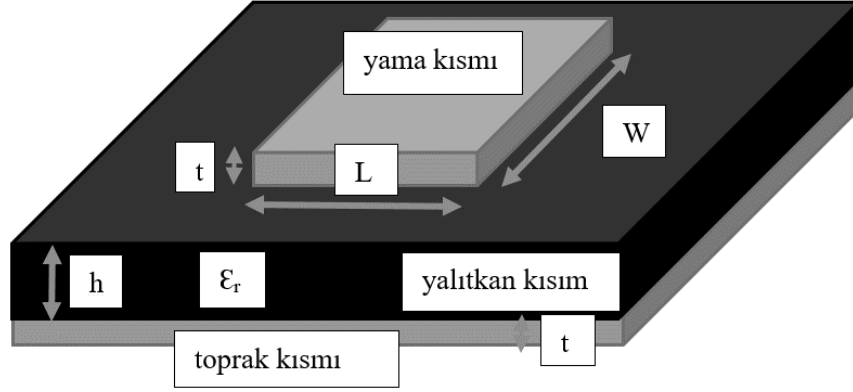
Mikroşerit antenler Şekil 2.21’de gösterildiği gibi farklı geometrilerde ve farklı malzemelerden oluşturulabilir. Bu antenler genellikle dairesel, dikdörtgen, üçgen ve çember şeklinde tasarlanmasına rağmen E şekilli, H, şekilli gibi farklı tasarımlar ile de oluşturulabilir. Birçok yapıda tasarlanma imkanına sahip olmasına rağmen ebatlarının ve performans hesaplarının daha kolay yapılması nedeni ile genellikle dikdörtgen, kare gibi geometrik şekillerde tasarlanması tercih edilmektedir (Ang and Chung, 2007).



Şekil 2.21. Mikroşerit anten yama çeşitleri

2.12.12. Anten Boyutlarının Belirlenmesi

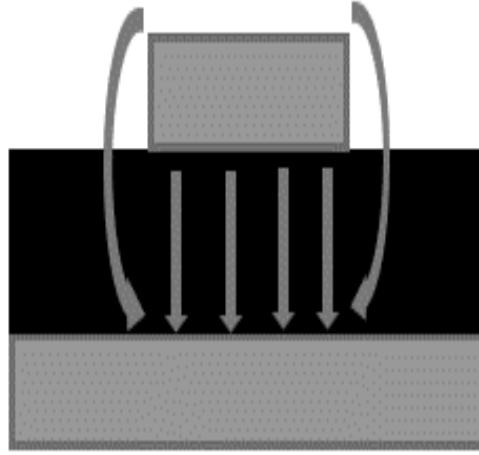
Mikroşerit anten tasarımında antenin sahip olduğu (f_r , ϵ_r ve h) değerleri eşitlikte yerine yazılarak ilk olarak yama genişliği ve uzunluğu (W ve L) hesaplanır. İkinci kısımda bu değerler kullanılarak dielektrik ve toprak kısmın genişlik (W_g) ve uzunluğu (L_g) değerleri hesaplanır (Ramesh and Yip, 2003). Şekil 2.22’de mikroşerit anten hesaplamasında kullanılan parametrelerin üç boyutlu görünüşü gösterilmektedir.



Şekil 2.22. Dikdörtgen mikroşerit antenin üç boyutlu görünümü

2.12.13. Saçaklanma Etkisi

Mikroşerit antenlerde yama kenarında bulunan alanlar toprağa doğru saçaklanma eğilimi göstermektedir. Bunun nedeni yama kısmının uzunluğunun ve genişliğinin sınırlı olmasıdır. Şekil 2.23’de örnek saçaklanma etkisi gösterilmiştir ve bu saçaklanma etkisi yamanın uzunluğu ve genişliği boyunca devam etmektedir. Yama boyutları ve dielektrik katmanın yüksekliği ile saçaklanma etkisi doğru orantılıdır. Saçaklanma etkisi xy-düzleminde (Elektrik alan-düzlemi), yama uzunluğunun alt katman yüksekliğine oranının L/h ve alt katmanın dielektrik sabitinin (ϵ_r) fonksiyonu gözlemlenir. $W/h \gg 1$ ve $\epsilon_r \gg 1$ olduğu durumda, elektrik alan bileşenleri yamanın altında yoğunlaşır ve $L/h \gg 1$ için saçaklanma etkisi azalmaktadır. Mikroşerit hattın en ve boy fiziksel ebatlarından, saçaklanma etkisi elektriksel olarak daha büyüktür. Elektromanyetik dalgaların bir kısmının alt katmana, bir kısmının da havada yayılması sebebi ile saçaklanma etkisi ve hattaki dalga yayılımını hesaba katmak için etkin dielektrik sabiti ($\epsilon_{r,etkin}$) tanımlanır. İletim hattının düzgün dağılımlı bir dielektrik malzemenin dielektrik sabiti etkin dielektrik sabiti olarak adlandırılır. Havada yer alan mikroşerit hat için dielektrik alt katman etkin dielektrik sabiti $1 < \epsilon_{r,etkin} < \epsilon_r$ arasındadır. $\epsilon_r \gg 1$ olması durumunda, $\epsilon_{r,etkin}$ değeri dielektrik alt katmanın gerçek dielektrik sabiti olan ϵ_r ’ye daha yakın olmaktadır. Frekans ile etkin dielektrik sabiti ters orantılıdır. Sinyalin frekansı arttığında elektrik alan bileşenlerinin büyük bir kısmı dielektrik katman içerisinde yer alır ve tek bir dielektrikten oluşan homojen bir hat gibi davranış gösterir (Volakis, 2018).



Şekil 2.23. Saçaklanma etkileri (önden görünüş)

Etkin dielektrik sabiti düşük frekanslarda sabit kabul edilir (Balanis, 2005). $W/h > 1$ için, etkin dielektrik sabitini eşitlik (2.36)'da gösterildiği gibi hesaplanır:

$$\epsilon_{r,etkin} = \frac{\epsilon_r+1}{2} + \frac{\epsilon_r-1}{2} \left[1 + \frac{12 \times h}{W} \right]^{-1/2} \quad (2.36)$$

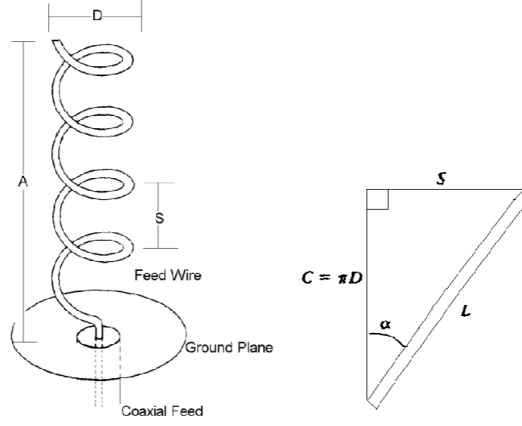
2.12.14. Etkin Uzunluk, Genişlik ve Rezonans Frekansı

Mikroşerit hat saçaklanma etkisi nedeni ile elektriksel olarak fiziki ebatlarından daha büyük bir yapıya sahip olur. Yamanın boyutları E-düzlemi için (Δ_L) uzunluğunda en ve boy olarak büyümektedir. Fakat saçaklanmanın (Δ_W) en doğrultusunda oluşan bileşenlerinin yönleri zıt olduğundan, bu alandaki bileşenleri birbirini götürür ve geriye boyuna saçaklanan bileşenler kalır. Bu durum Şekil 2.24'de gösterilmektedir. Δ_L uzunluk artış değeri, etkin dielektrik sabiti ϵ_{retkin} , genişlik (W) ve yükseklik oranının (W/h) ile birlikte eşitlik (2.37)'deki gibi gösterilir.

$$\frac{\Delta_L}{h} = \frac{0.412 \times (\epsilon_{r,etkin} + 0.3) \left[\frac{W}{h} + 0.264 \right]}{(\epsilon_{r,etkin} - 0.258) \left[\frac{W}{h} + 0.8 \right]} \quad (2.37)$$

Her iki kenardan Δ_L uzunluğunda genişleyen yamanın etkin uzunluk değeri eşitlik (2.38)'deki gibi ifade edilir. ($L = \lambda/2$ alındığında baskın mod ortaya çıkar ve saçaklanma olmaz) (Balanis, 2005).

$$L_{etkin} = L + 2 \times \Delta_L \quad (2.38)$$



Şekil 2.25. Helis anten yapısı

Burada,

D : Helisin çapı

S: Dönmeler arasındaki boşluk (merkezden merkeze)

N : Tur Sayısı

C : Helis anten çevresi = πD

A : Eksenel uzunluk = NS

α : Eğim açısı

G : Toprak plakasının çapı

g : Toprak plakası ile helis arasındaki mesafe

d : Helis iletkenin çapı

Sarmalın bir dönüşü açılırsa, S, C, α ve dönüş başına tel uzunluğu, L arasındaki ilişkiler şu şekilde elde edilir.

$$S = L \sin \alpha = C \tan \alpha \quad (2.41)$$

$$L = (S^2 + C^2)^{1/2} = (S^2 + \pi^2 D^2)^{1/2} \quad (2.42)$$

$$D = 0.32 \lambda \quad (2.43)$$

$$S = 0.22 \lambda \quad (2.44)$$

$$G \geq 0.8 \lambda \quad (2.45)$$

$$d = 0.02 \lambda \quad (2.46)$$

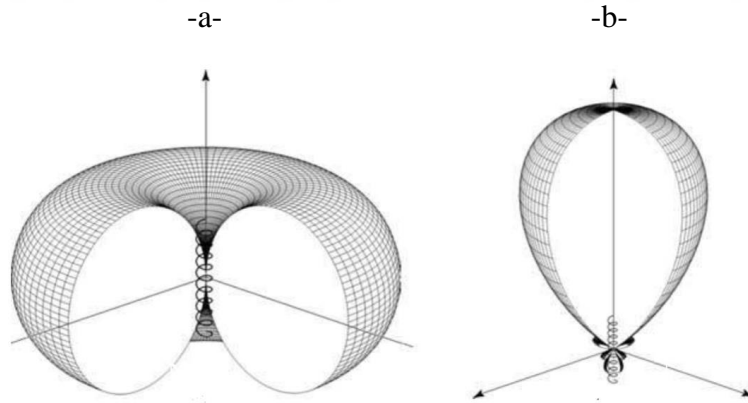
$$g = S/2 = 0.12 \lambda \quad (2.47)$$

Sonsuz uzunlukta bir sarmal, sonlu sayıda modu destekleyen bir iletim hattı veya dalga boyu olarak modellenebilir. Sarmalın bir dönüşünün uzunluğu dalga boyuna göre küçükse, $L \ll \lambda$, T_0 modu olarak adlandırılan en düşük iletim modu gerçekleşir. Şekil

2.26.a'da bu mod için yük dağılımını gösterilmiştir. Sarmalın çevresi (C), yaklaşık bir dalga boyu ($C \approx 1\lambda$) büyüklüğünde olduğunda, T_1 modu olarak adlandırılan ikinci dereceden iletim modu meydana gelir. T_1 modu ile ilişkili yük dağılımı Şekil 2.26.b'de gösterilmektedir. Çevrenin dalga boyuna oranı artırılarak ve açısı değiştirilerek daha yüksek dereceli modlar elde edilebilir (Balanis, 2005).



Boyutları dalga boyundan ($NL \ll \lambda$) çok daha küçük olan sarmal bir anten için, akımın düzgün büyüklükte ve sarmal boyunca sabit bir faza sahip olduğu varsayılabilir. Maksimum radyasyon, Şekil 2.27.a'da gösterildiği gibi, sarmal eksenine dik düzlemde meydana gelir. Bu çalışma modu, 'normal mod' olarak adlandırılır. Genel olarak, bu modun radyasyon alanı tüm yönlerde eliptik olarak polarize edilmiştir. Ancak, belirli koşullar altında, radyasyon alanı dairesel olarak polarize edilebilir. Dalga boyuna kıyasla küçük boyutu nedeniyle, normal mod sarmalı düşük verimliliğe ve dar bant genişliğine sahiptir (Balanis, 2005).



Normal modlu bir helisel anten analizi, sarmalın uzunluğu boyunca düzgün bir akım dağılımına dayanır. Kısa dipolün uzunluğu, sarmalın dönüşleri arasındaki boşlukla aynıdır, halkanın çapı ise sarmal çapıyla aynıdır. Helis boyutları dalga boyundan çok daha küçük olduğundan, uzak alan deseni dönüş sayısından bağımsızdır. Normal şartlarda kısa dipolün uzak alan ışıması küresel koordinat sisteminde θ yönünde olur. Seri bağlı küçük bir döngü ve kısa bir dipolün alanlarını birleştirerek normal mod

sarmalının toplam uzak alanını hesaplamak mümkündür. Bunu yaparak, kısa dipolün uzak elektrik alanı için sonuç eşitlik (2.48) ile ifade edilir:

$$E_{\theta} = \frac{jA_0 e^{-jkr}}{r} \left(\frac{s}{\lambda} \right) \sin\theta \quad (2.48)$$

Eşitlikte S antenin turlar arası mesafesini ve k, yayılım sabiti göstermektedir.

Küçük döngülerin uzak alanda yarattığı elektrik alanın φ yönündeki bileşeni aşağıda verilmiştir.

$$E_{\varphi} = \frac{A_0 e^{-jkr}}{2r} \left(\frac{\pi D}{\lambda} \right) \sin\theta \quad (2.49)$$

Burada D, sarmal antenin çapını ifade etmektedir.

Eşitlik (2.48) ve (2.49)'da belirtilen iki bileşen sahip oldukları büyüklükler ve aralarındaki faz farkı antenin polarizasyonun belirlenmesinde kullanılır. Eşitlik 1.34' de belirtilen oran aksel oran (AR) olarak adlandırılır. Bu oranın değeri antenin polarizasyonunu belirler. Antenin θ ve φ yönü olmak üzere iki ayrı bileşeni varsa ve $|E_{\theta}| \neq |E_{\varphi}|$ ise anten genellikle eliptik polarizasyonda olmasını sağlar. Antenin θ veya φ yönü doğrultusunda bir bileşeni olmaması durumunda ise anten dikey veya yatay lineer polarizasyona sahiptir. Aksel oran her faz ve açı için ayrı olarak hesaplanır ve bu oran bu oran 1'e ne kadar yaklaşırsa anten o kadar dairesel olarak polarize olur. Antenin dairesel olarak polarize olmasının önemi yatay ve dikey polarize olmuş antenlerin sinyallerini alabilmesidir. Bu nedenle bu oran önemlidir ve normal mod sarmal antenlerde dolayısıyla anten tasarlarken aksel oranın önemi yüksektir. Normal mod sarmal anten aksel oran hesabında $\theta = \pi / 2$ olarak alınır.

$$AR = \frac{|E_{\theta}|}{|E_{\varphi}|} = \frac{2S\lambda}{\pi^2 D^2} \quad (2.50)$$

AR = 1 koşulu sağlandığında, normal mod helis anten dairesel olarak polarize olacaktır. Bu durumun sağlanması için, sarmalın çapı ve dönüşleri arasındaki boşluğun ilişkisi eşitlik (2.51)'de verilmektedir.

$$C = \sqrt{2S\lambda} \quad (2.51)$$

Bu durumun polarizasyonu, alanın sıfır olduğu z eksenini hariç tüm yönlerde aynı olduğu kabul edilir. Ayrıca $\theta = 90^\circ$ 'de helis anten eksenine dik bir düzlemde maksimum radyasyonun meydana geldiği görülmektedir (Balanis, 2005).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada, çene cerrahisi yapılan operasyonlar sonrasında çene dokusu üzerinde oluşabilecek yaraların iyileşme sürelerinin kısaltılması amacıyla bir anten düzeneği tasarımı yapılmıştır. Çalışmanın ilk aşamasında FCC tarafından klinik koşullarda kullanımı için tahsis edilen 13.56 MHz, 27.12 MHz ve 40.68 MHz frekanslarında çalışan üç farklı mikroşerit anten tasarımı yapılmıştır. CST programı kullanılarak tasarlanan antenlerin elektromanyetik ve manyetik alan değerleri ve ışıma grafikleri verilmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında, çene bölgesinde oluşan doku yaraların iyileştirme sürelerinin kısaltılması hedeflendiğinden frekans seçimi yapılmıştır. Frekans seçiminde, tasarlanan üç farklı mikroşerit antenden alınan veriler değerlendirilmiştir. Bu veriler ile antenin çalışma frekansı olarak literatürde doku bölgesindeki yaraların iyileşmesinde en yaygın kullanılan ve olumlu sonuçlar elde edilen 27 MHz frekansı seçilmiştir. Çalışmanın üçüncü aşamasında, antenin insanın çene bölgesinde oluşan doku yaralanmalarının tedavisi için kullanılması hedeflendiğinden lokal bir bölgeye ışıma yapabilmesi üzerinde durulmuştur. Bu nedenle 27 MHz frekansında çalışan mikroşerit antene konik ve horn yapıda iki farklı yansıtıcı eklenerek iki farklı anten düzeneği tasarlanmıştır. Antenin bu yansıtıcılar vasıtasıyla ışıma yapabilmesi için ilk durumda 27 MHz frekansında dikdörtgen yapıda tasarlanan mikroşerit anten yerine yine aynı frekansta çalışan yuvarlak yapıda mikroşerit anten tasarlanmıştır. Bu sayede ışıma yapılan çene dokusu haricinde beyin, göz gibi insan kafasında bulunan organların elektromanyetik alandan etkilenmemeleri sağlanmıştır. Tasarımı yapılan antenin CST’de farklı giriş güçlerinde oluşturduğu elektrik alan ve manyetik alan değerleri hesaplanmıştır. Çalışmanın dördüncü aşamasında CST programında yer alan insan vücudu kafa modeli üzerinden tasarımı yapılan anten düzeneği ile benzetim çalışması yapılarak sonuçlar incelenmiştir. Benzetim sonuçları üzerinden, S_{11} , elektrik ve manyetik alan ışıma değerleri ve özgül soğurma (Specific Absorption Rate, SAR) değerleri ile elektrik ve manyetik alan ışıma grafikleri hesaplanmıştır. CST programında tasarlanan anten fiziki olarak üretilmiştir ve S_{11} ölçümleri yapılmıştır. Tasarımı yapılan antenin kazanç değerlerinin düşük olması nedeni ile benzetim sonuçlarında verilen S_{11} değerleri elde edilememiştir. Çalışmanın beşinci aşamasında mikroşerit antenin kazanç değerlerinin düşük olması ve yapılan ölçümlerde uygun S_{11} değerlerinin alınamaması sebebi ile mikroşerit antene alternatif olarak MATLAB programı kullanılarak 27 MHz frekansında çalışan helisel

anten tasarımı yapılmıştır. Düşük frekanslarda CST programının benzetim sürelerinin çok uzun olması nedeni ile bu program yerine MATLAB programı kullanılmıştır. Tasarımı yapılan helisel antenin MATLAB programı üzerinden S_{11} değerleri, kazanç değerleri, elektrik ve manyetik alan değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar üzerinden helisel anten fiziki olarak üretilmiş ve -16 dB S_{11} değerleri elde edilmiştir.

3.1. Mikroşerit Anten Tasarımı

Mikroşerit anten tasarımı yapılmadan önce antenin çalışma frekansı (f_r), elektriksel geçirgenlik katsayısı (ϵ_r) ve dielektrik tabakanın yüksekliği (h) parametreleri belirlenir. Bu parametreler belirlendikten sonra (3.1), (3.2) ve (3.3) eşitlikleri kullanılarak yama (patch) tabakanın genişliği (W), yalıtkanın geçirgenlik katsayısının etkin değeri (ϵ_{eff}), saçaklanma ile yama boyunda oluşan değişim miktarı (ΔL) elde edilir (Balanis, 2005).

$$W = \frac{c}{2f_r} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (3.1)$$

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[1 + 12 \frac{h}{W} \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (3.2)$$

$$\Delta L = 0.412 h \frac{(\epsilon_{eff} + 0.3) \left(\frac{W}{h} + 0.264 \right)}{(\epsilon_{eff} - 0.258) \left(\frac{W}{h} + 0.8 \right)} \quad (3.3)$$

Eşitlik (3.4) ile yamanın ebatları hesaplanabilir (Balanis, 2005).

$$L_{eff} = L + 2\Delta L \quad (3.4)$$

$$L_{eff} = \frac{c}{2f_r \sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (3.5)$$

Serbest uzaydaki dalga boyu (λ_0) ve dielektrik tabakanın kalınlığı arasındaki ilişki (3.6)'da verilen eşitlik ile hesaplanır. Dikdörtgen mikroşerit yama antenin görünümü Şekil 3.1'de verilmiştir (Balanis, 2005).

$$0.003\lambda_0 \leq h \leq 0.05\lambda_0 \quad (3.6)$$

Yamanın genişliği ve uzunluğu ile dielektrik tabakanın genişliği ve uzunluğu arasındaki ilişki (3.7) ve (3.8) eşitliklerinde verilmiştir (Balanis, 2005).

$$W_s = W + 6h \quad (3.7)$$

$$L_s = L + 6h \quad (3.8)$$

Yama kolunun genişliği (3.9) eşitliği ile ifade edilir.

$$W_m = \frac{7.48 h}{e^{\left(\frac{z_0 \sqrt{\epsilon_r + 1.41}}{87}\right)}} - 1.25t \quad (3.9)$$

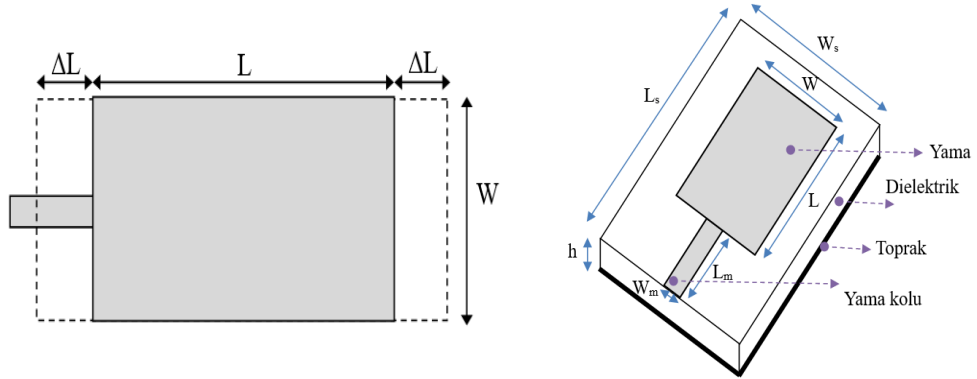
Eşitlikte t iletken tabakanın (yama ve toprak) kalınlığını ifade etmektedir. Yama kısmının kol uzunluğu değeri ise 3.10 eşitliğinde gösterilmektedir.

$$L_m = \left(\frac{c}{f}\right) / (4 \sqrt{K}) \quad (3.10)$$

Eşitlikteki K değeri (3.11) eşitliğindeki gibi hesaplanır.

$$K = \left(\frac{\epsilon_r + 1}{2}\right) + \left(\frac{\epsilon_r - 1}{2}\right) \times \left(\frac{1}{\sqrt{\left(1 + \left(\frac{h}{W_t}\right)\right)}}\right) \quad (3.11)$$

Burada; $G = \sqrt{4500 (\epsilon_r)^2 \left(\frac{L}{W}\right)^2 / (\epsilon_r - 1)}$, $a_3 = e^{(G \sqrt{\epsilon_r} / 60)}$, $p = 4ha_3$, $q = 32h^2$
 $W_t = -\left(\frac{p}{2}\right) - \sqrt{\left(\left(\frac{p}{2}\right)^2 - q\right)}$



Şekil 3.1. Antenin yama kısmının üstten ve üç boyutlu görünümü

Anten hesaplamalarında yansıma katsayısı önemli bir parametredir. Antenin yansıma katsayısı (3.12) eşitliğinde gösterildiği gibi hesaplanır. Antenin hangi frekans aralıklarında çalıştığının belirlenmesi için S_{11} parametresi kullanılır.

$$\Gamma = S_{11} = \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0} \quad (3.12)$$

Eşitlikte Z_0 ise antenin karakteristik empedansını ve Z_L ise yük direncini ifade etmektedir.

3.2. Tıbbi Uygulama Bantları Anten Tasarımları

ISM radyo bantları, Uluslararası Telekomünikasyon Birliği (International Telecommunication Union, ITU) tarafından radyo spektrumun endüstriyel, bilimsel ve tıbbi amaçlar için ayrılmış, belli bir güç sınırına bağlı olarak lisans gerektirmeden yayın yapılabilen banttır. Tablo 3.1’de Bilgi Teknolojileri ve İletişim Kurumu tarafından yayınlanan Kısa Mesafe Erişimli Telsiz Cihazları Hakkında Yönetmelik kapsamında belirtilen ISM frekans bantları verilmiştir (T.C. Resmi Gazete 11 Eylül 2012, sayı:28408).

Tablo 3.1. ISM radyo bantları

Alt Frekans	Üst Frekans	Orta Frekans
6.765 MHz	6.795 MHz	6.78 MHz
13.553 MHz	13.567 MHz	13.56 MHz
26.957 MHz	27.283 MHz	27.12 MHz
40.66 MHz	40.7 MHz	40.68 MHz
433.05 MHz	434.79 MHz	433.92 MHz
902 MHz	928 MHz	915 MHz
2.4 GHz	2.5 GHz	2.45 GHz
5.725 GHz	5.875 GHz	5.8 GHz
24 GHz	24.25 GHz	24.125 GHz

Çalışmanın ilk aşamasında FCC tarafından ISM bantları içerisinde tıbbi uygulamalar için tahsis edilen 13.56 MHz, 27.12 MHz ev 40.68 MHz frekanslarında çalışan üç farklı mikroşerit anten tasarımı yapılmıştır. Bu noktadan sonra çalışmanın geri kanalında 13.56 MHz frekanslı mikroşerit anten Anten-I, 27.12 MHz’li anten Anten-II ve 40.68 MHz frekanslı anten ise Anten-III olarak adlandırılmıştır. CST programı kullanılarak tasarlanan antenlerin boyutları, ışınma grafikleri ve aynı giriş gücüne bağlı oluşan elektrik alan ve manyetik alan değerleri elde edilerek karşılaştırmalar yapılmıştır.

3.3. Özgül Soğurma Oranı

Özgül Soğurma Oranı, elektromanyetik alana maruz kalan dokunun, belirli bir hacmi içerisinde soğurulan elektromanyetik oranın bir ölçüsüdür. Birimi W/kg'dır. 100 KHz ile 10 GHz arasında yer alan, doku üzerinde maruz bırakılan elektromanyetik alanların bir ölçüsüdür. Özgül soğurma oranı (3.13)'de belirtilen eşitlik ile ifade edilir.

$$SAR \left(\frac{W}{kg} \right) = \int \frac{\sigma(r) \times (E(r))^2}{\rho(r)} \times dr \quad (3.13)$$

Burada:

$\sigma(r)$: Belirlenen kütle ve hacimdeki elektriksel iletkenlik (S/m)

$E(r)$: Belirlenen kütle ve hacime ulaşan Elektrik alanın etkin değeri (V/m)

$\rho(r)$: Belirlenen kütle ve hacimdeki yoğunluk (kg/m^3) gösterir.

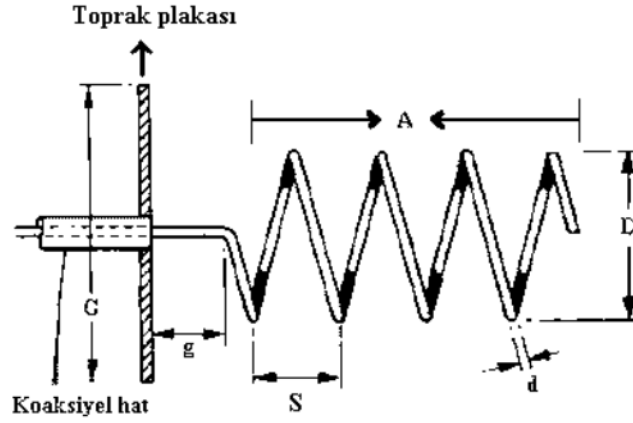
Tablo 3.2'de (100 kHz-10 GHz) frekans bandında ICNRP'nin, Mesleki ve Halk sağlığı için belirlediği limit değerler gösterilmiştir.

Tablo 3.2. ICNRP'nin SAR için belirlediği limitler

	Tüm vücut için ortalama SAR (W/kg)	Belirli bir bölge için (baş ve gövde) (W/kg)	Vücuttaki uzuvlar için (W/kg)
Mesleki	0.4	10	20
Halk için	0.08	2	4

3.4. Helis Anten Tasarımı

Helis antenler üç boyutlu bir geometriye sahiptir. Düz bir tel yardımıyla düzgün bir silindir üzerine sarılması ile oluşturulur. Şekil 3.2'de helis anten yapısı sembolik olarak verilmiştir (Balanis, 2005).



Şekil 3.2. Helis anten yapısı gösterimi

Burada,

D : Helisin çapı

S : Dönmeler arasındaki boşluk (merkezden merkeze)

N : Tur Sayısı

C : Helis anten çevresi = πD

A : Eksenel uzunluk = NS

α : Eğim açısı

G : Toprak plakasının çapı

g : Toprak plakası ile helis arasındaki mesafe

d : Helis iletkenin çapı

Sarmalın bir dönüşü açılırsa, S, C, α ve dönüş başına tel uzunluğu, L arasındaki ilişkiler şu şekilde elde edilir.

$$S = L \sin \alpha = C \tan \alpha \quad (3.14)$$

$$L = (S^2 + C^2)^{1/2} = (S^2 + \pi^2 D^2)^{1/2} \quad (3.15)$$

$$D = 0.32 \lambda \quad (3.16)$$

$$S = 0.22 \lambda \quad (3.17)$$

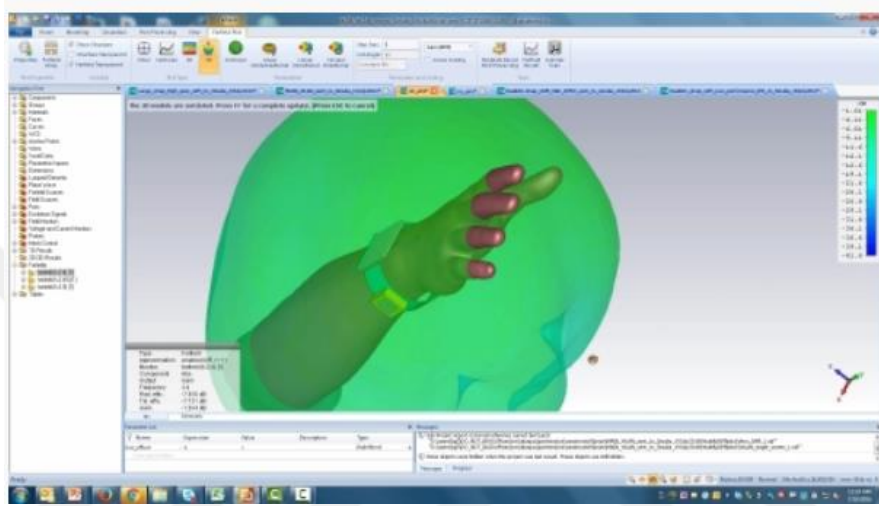
$$G \geq 0.8 \lambda \quad (3.18)$$

$$d = 0.02 \lambda \quad (3.19)$$

$$g = S/2 = 0.12 \lambda \quad (3.20)$$

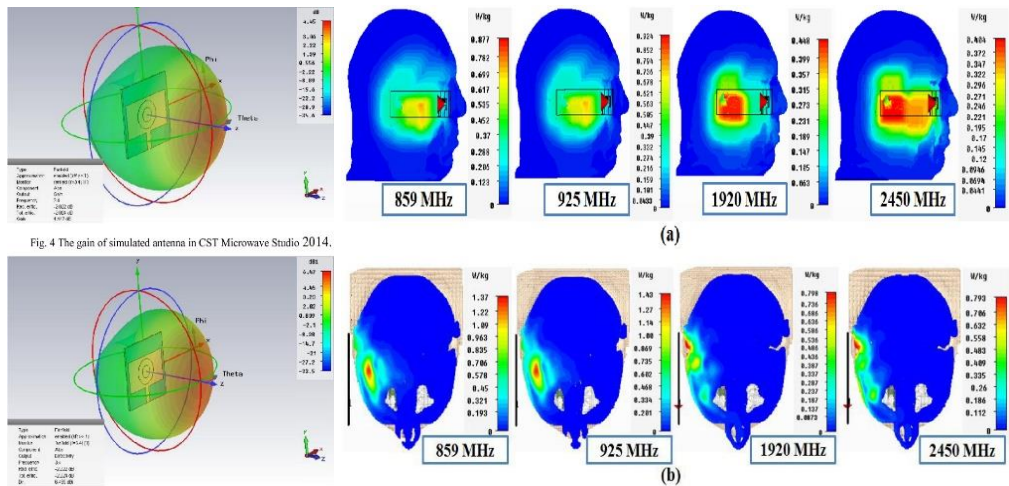
3.5. CST Programı

CST programı elektromanyetik bileşenler ve sistemler tasarlamak, analiz ve optimize etmek için kullanılan yüksek performanslı bir yazılımdır. Bu çalışmada mikroşerit anten tasarımları, S_{11} , elektrik alan, manyetik alan ve SAR değerlerdirmeleri CST programında yapılmıştır. CST programında yapılan çalışmalar ile ilgili örnek görüntüler Şekil 3.3 ve Şekil 3.4’de verilmiştir.



Şekil 3.3. CST programında yapılan bir çalışma örneği görüntüsü

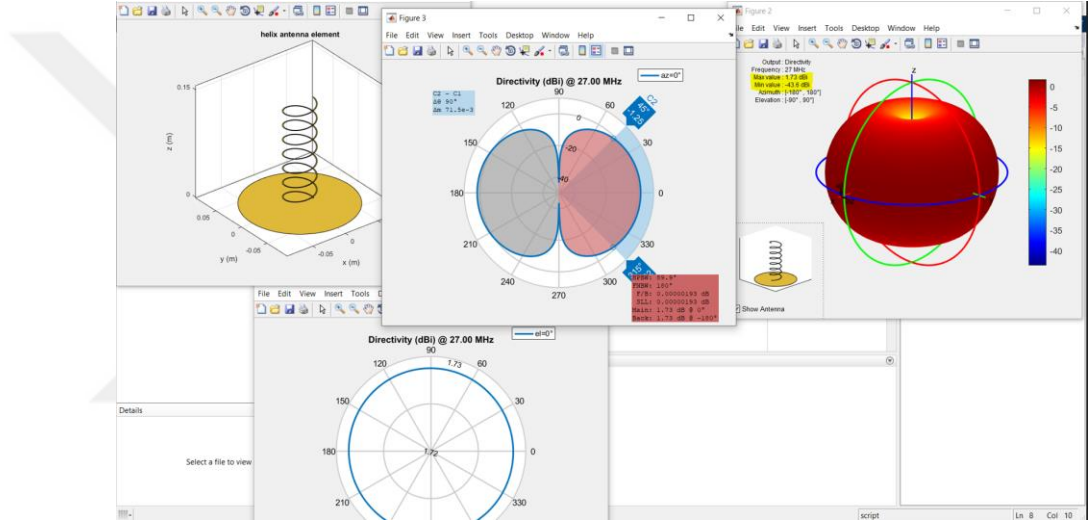
CST’de tasarlanan mikroşerit antenler program içerisinde bulunan insan modelleri kullanılarak SAR hesaplamaları yapılmıştır.



Şekil 3.4. CST programında yapılan bir benzetim çalışması örneği görüntüsü

3.6. MATLAB Programı

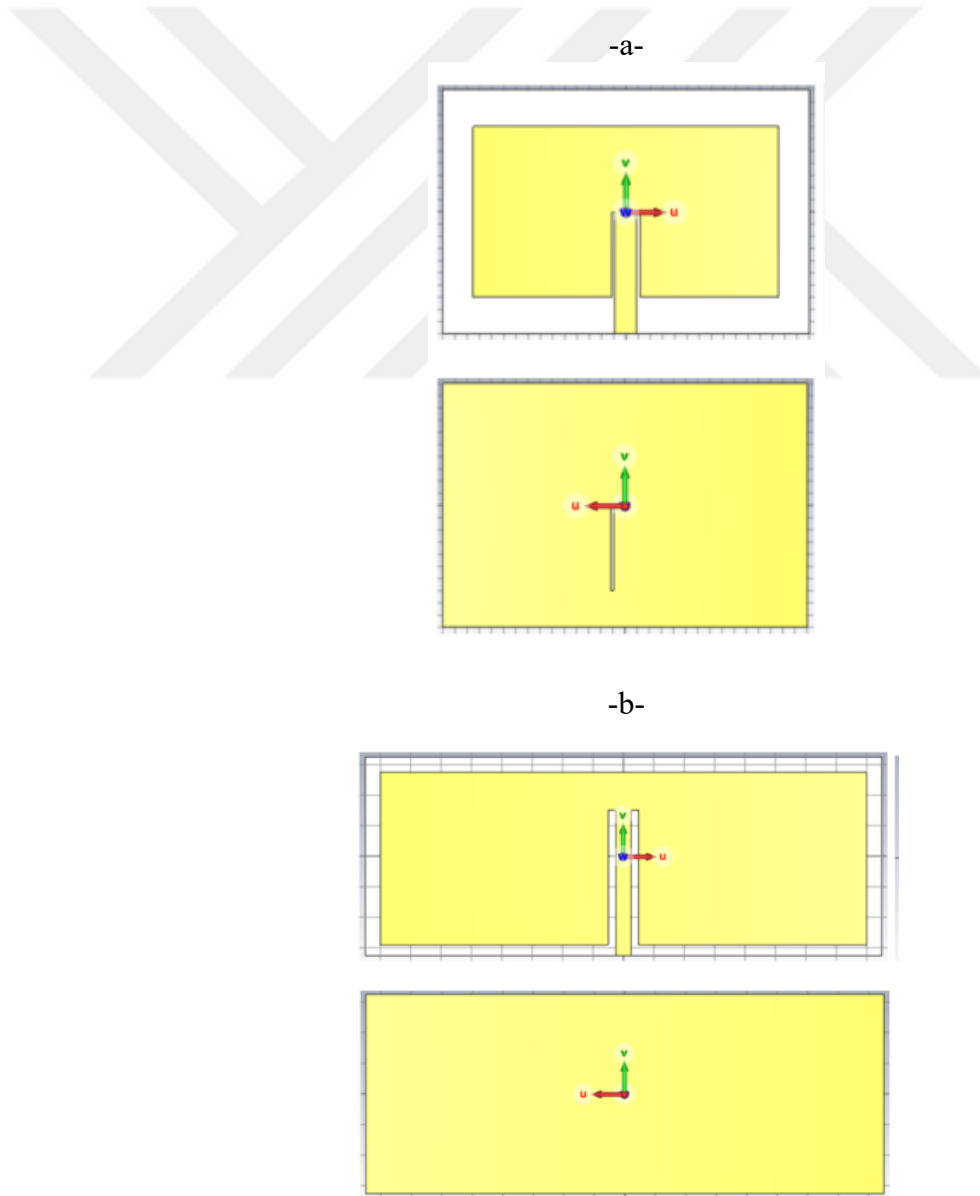
MATLAB, temel olarak grafiksel veri gösterimi, nümerik hesaplama, ve programlamayı içeren teknik ve bilimsel hesaplamalar için yazılmış yüksek performansa sahip bir yazılımdır. MATLAB programı genelde matematik ve hesaplama işlemleri, algoritma geliştirme, modelleme, benzetim, veri analizi, görsel efektlerle destekli gösterim, bilimsel ve mühendislik grafikleri, uygulama ve geliştirme alanlarında kullanılır. Bu çalışmada helis anten tasarımı, S_{11} ve ışınım grafikleri hesaplamaları MATLAB programı kullanılarak yapılmıştır. Şekil 3.5’de MATLAB programında yapılan örnek bir benzetim çalışması verilmiştir.



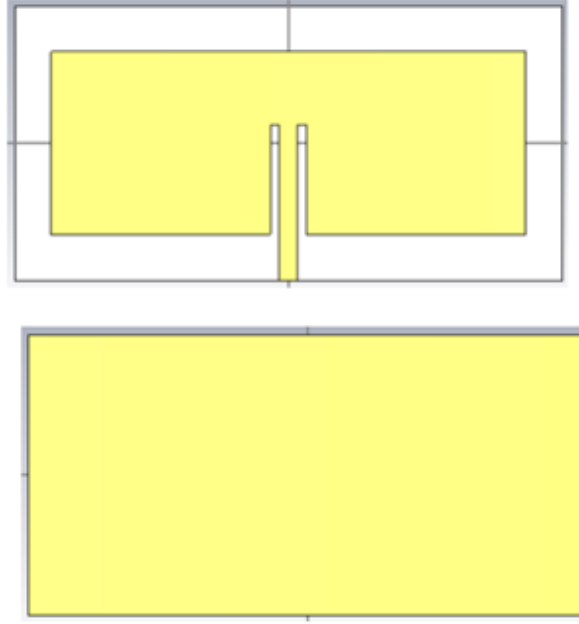
Şekil 3.5. MATLAB programında yapılan bir benzetim çalışması örneği görüntüsü

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

CST programı kullanılarak tasarlanan 13.56 MHz, 27.12 MHz ve 40.68 MHz frekanslarında çalışan üç farklı mikroşerit anten (Anten-I, Anten-II ve Anten-III) yapıları Şekil 4.1’de verilmiştir. Mikroşerit antenlerin boyutlarının belirlenmesinde ve hesaplamalarında, mikroşerit anten tasarımında belirlenen denklemler ile toprak (ground), dielektrik (substrate) ve yama (patch) tabakalarının geometrilerinde düzenleme yapılarak anten boyutlarının küçültülmesi sağlanmıştır. Anten-I, Anten-II ve Anten-III mikroşerit antenlerin dielektrik tabakaları 1 mm kalınlığında FR-4 malzeme, toprak tabakaları 1 mm kalınlığında bakır malzeme ve yama tabakası 1 mm kalınlığında bakır malzemeden oluşmaktadır.

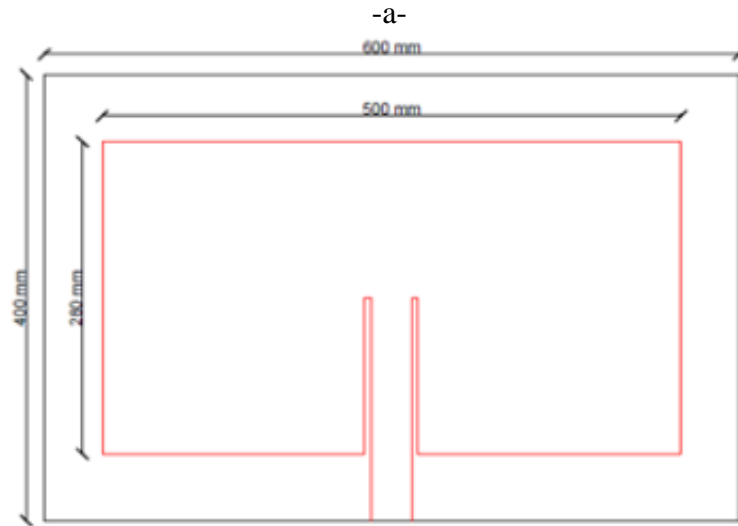


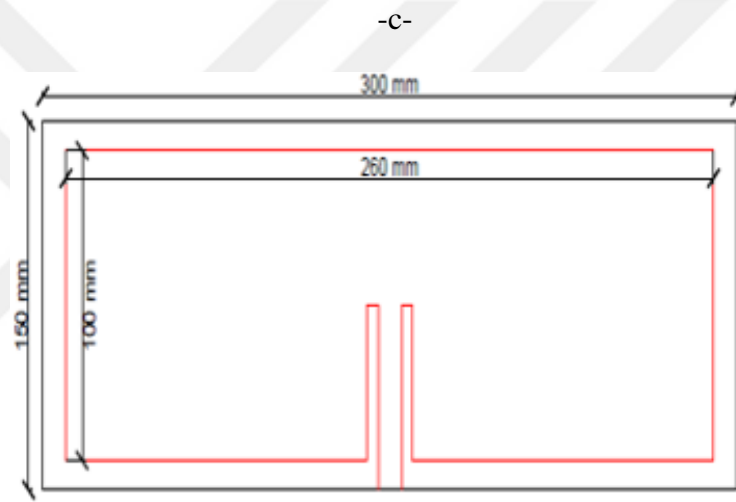
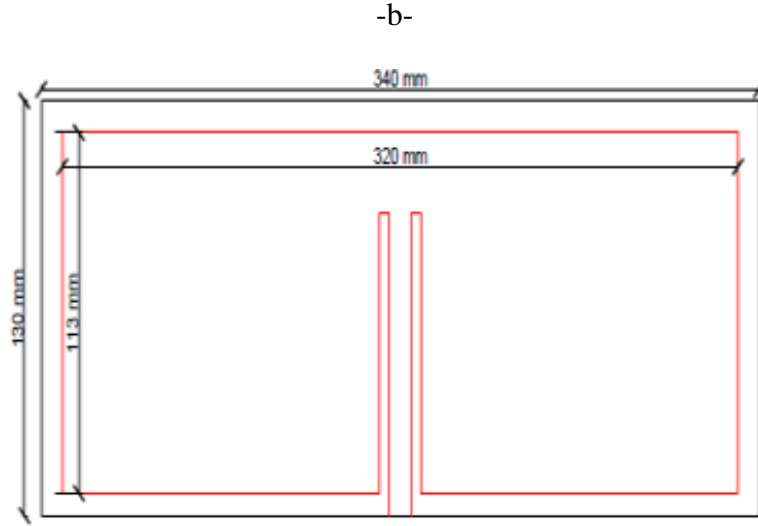
-C-



Şekil 4.1. Tasarlanan mikroşerit antenlerin önden ve arkadan görünüşleri a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III

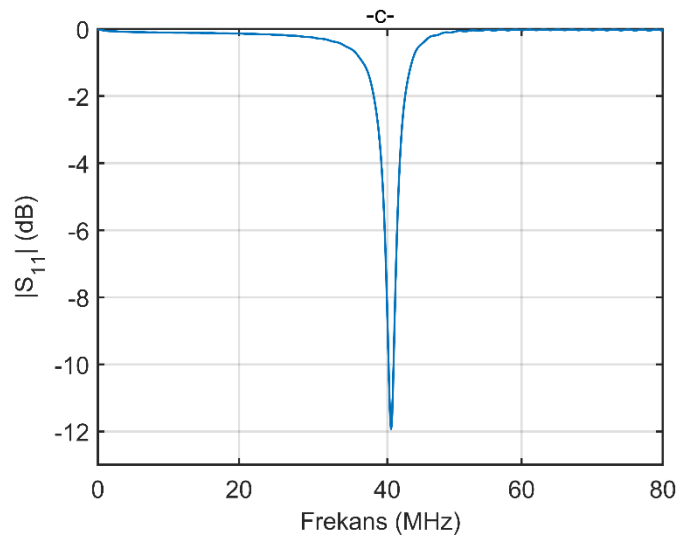
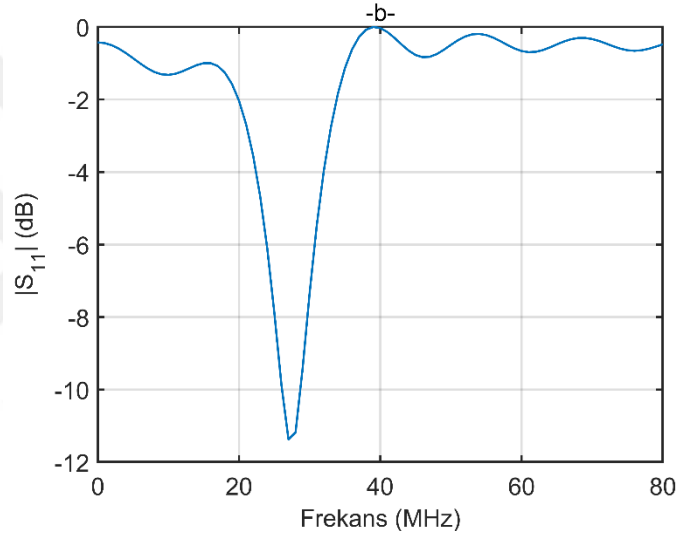
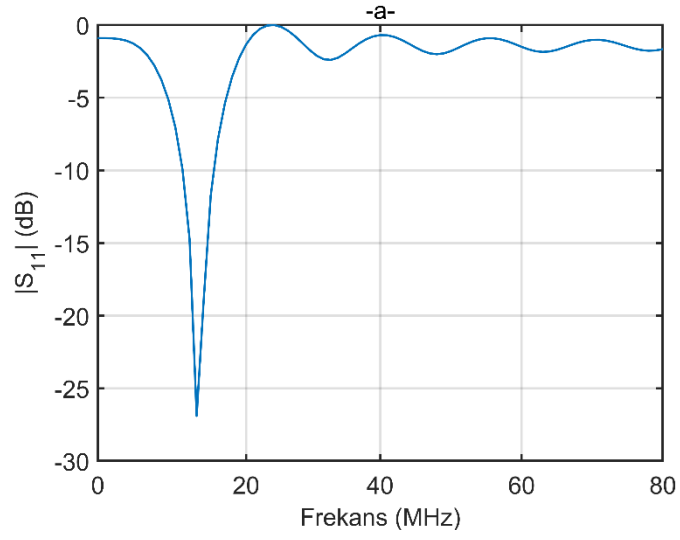
Tasarlanan Anten-I, Anten-II ve Anten-III için antenlerin ebatları Şekil 4.2’de verilmiştir. Anten-I için anten boyutları 600 mm x 400 mm’dir. Anten-II ve Anten-III için ise anten boyutları sırasıyla 340 mm x 130 mm ve 300 mm x 150 mm’dir.





Şekil 4.2. Tasarlanan antenlerin ebatları a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III

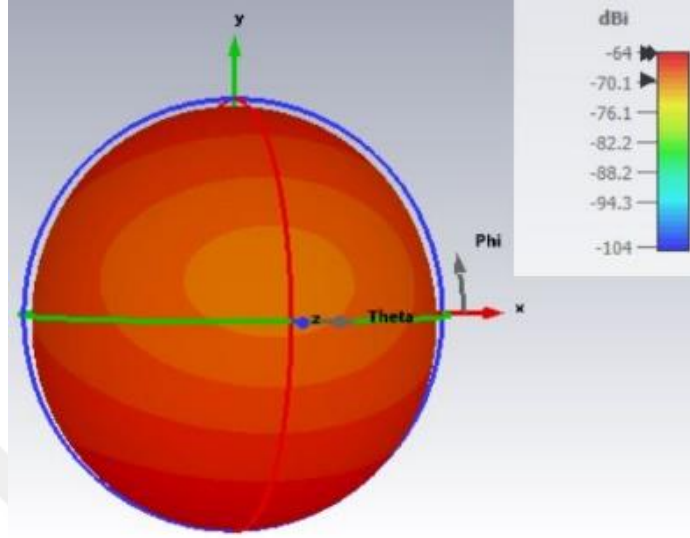
CST programı kullanılarak tasarımı yapılan mikroşerit antenlerin yansıma katsayıları Şekil 4.3’de verilmiştir. Anten-I için tasarlanan antenin bu frekanstaki S_{11} değeri -13.4 dB’dir. S_{11} değeri, Anten-II için -10.9 dB, Anten-III için ise -10.02 dB’dir. Tasarlanan her üç anten için de çalışma frekanslarındaki S_{11} değeri -10 dB’in altındadır.



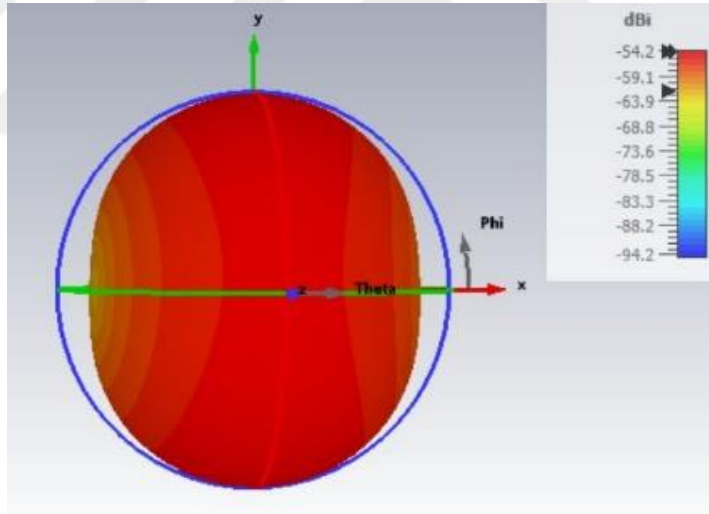
Şekil 4.3. Tasarlanan antenlere ait S_{11} değerleri a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III

Tasarlanan antenlerin kazanç değerleri Şekil 4.4’de verilmiştir. Anten-I için en yüksek kazanç değeri -64 dBi olup, Anten-II ve Anten-III için sırasıyla bu değerler -54.2 dBi ve -49 dBi’dir.

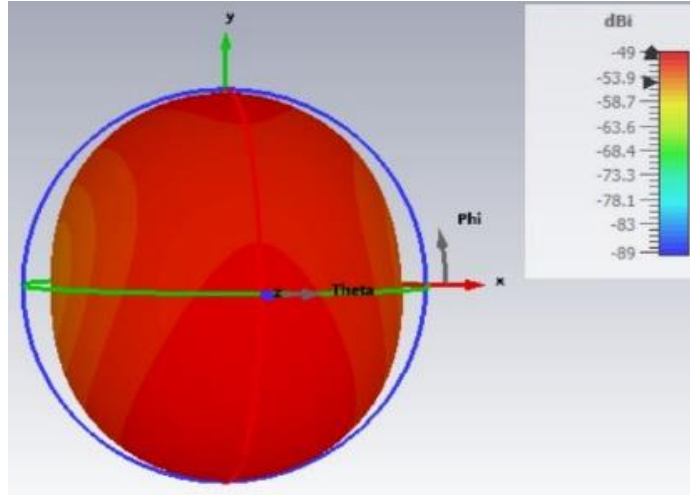
-a-



-b-



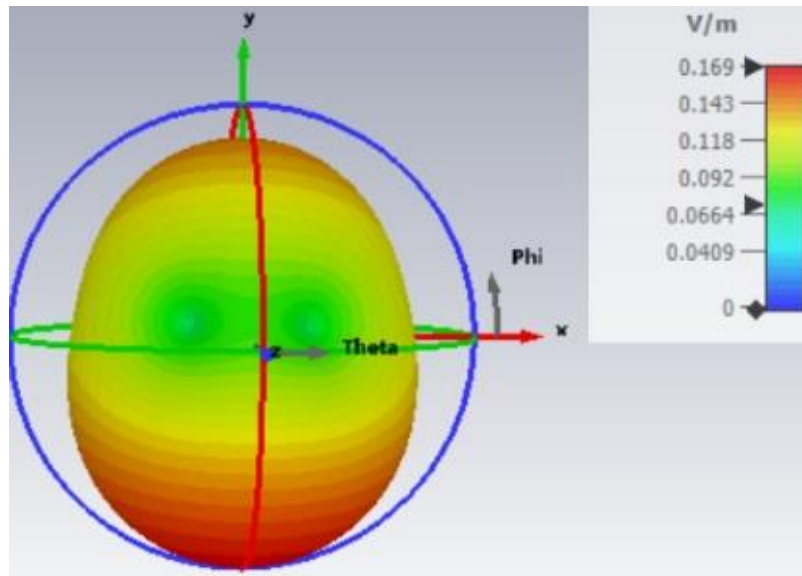
-C-



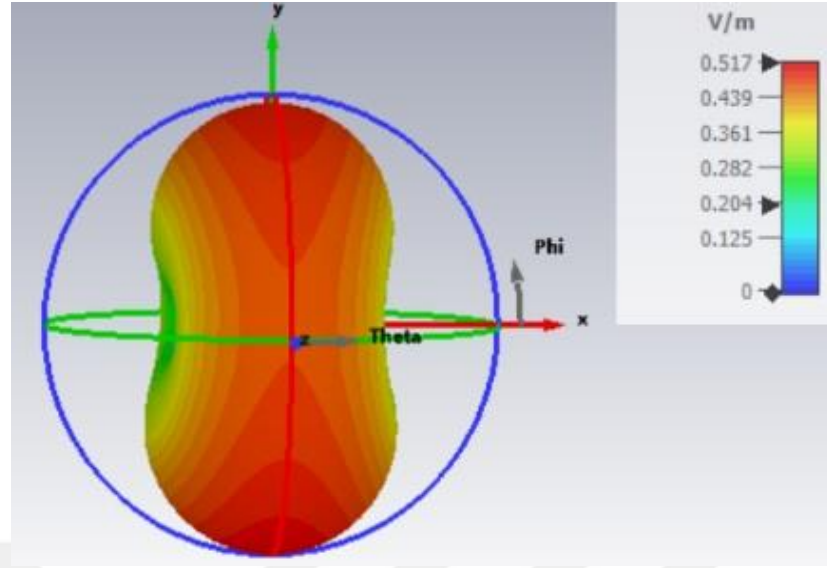
Şekil 4.4. Tasarlanan mikroşerit antenlerin kazanç değerleri a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III

Tasarlanan mikroşerit antenler 50 W güç ile beslendiklerinde etraflarında oluşan elektrik alan şiddeti (E) ve manyetik alan şiddeti (H) değişimleri Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da verilmiştir. Anten-I'e 50 W giriş gücü ile etrafında en yüksek 0.169 V/m elektrik alan ve 0.000448 A/m manyetik alan değeri ölçülmüştür. Anten-II için bu değerler 0.517 V/m ve 0.00137 A/m iken, Anten-III için ise 0.702 V/m ve 0.00186 A/m'dir. Düşük frekanslı mikroşerit anten uygulamalarında anten boyutları küçüldükçe anten verimi ve anten kazancı azalmaktadır. Bu durumda, anten radyasyonu da düşüktür. Anten boyutlarının küçültülmesi, anten çevresinde düşük değerli elektrik ve manyetik alanların oluşmasının temel nedenidir.

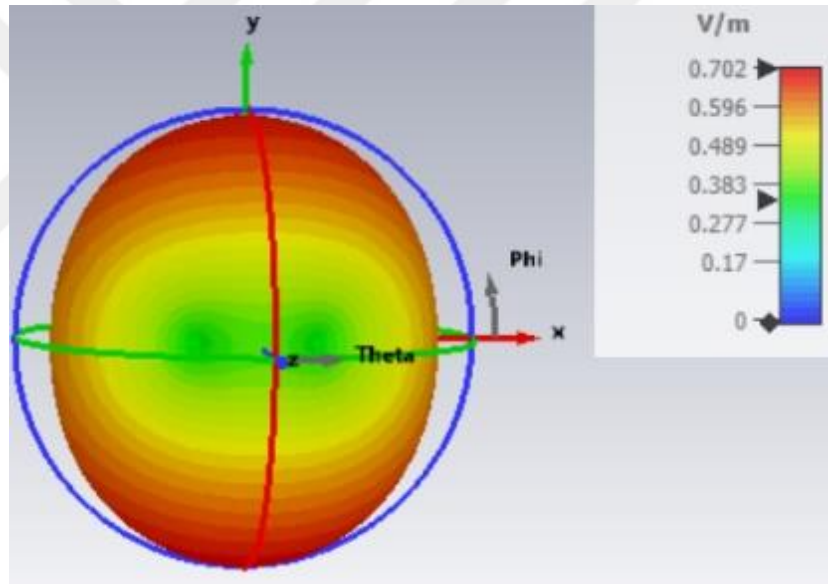
-a-



-b-

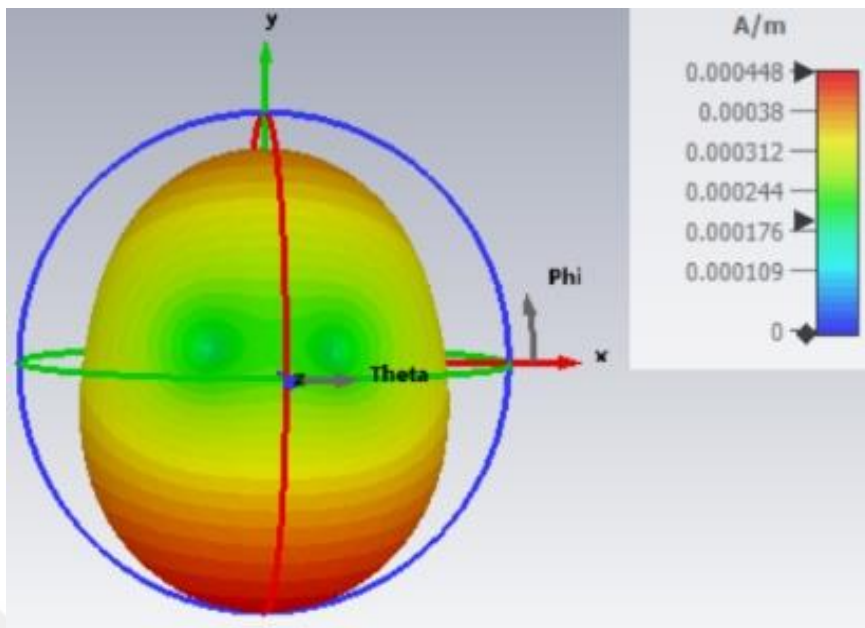


-c-

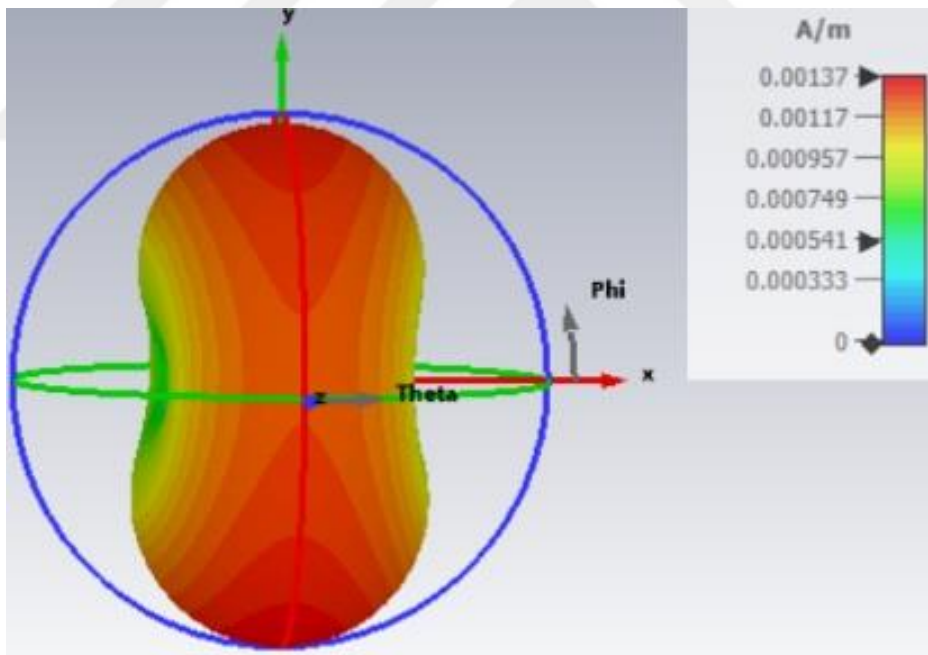


Şekil 4.5. Tasarlanan mikroşerit antenlerin üç boyutlu elektrik alan ışıma diyagramları a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III

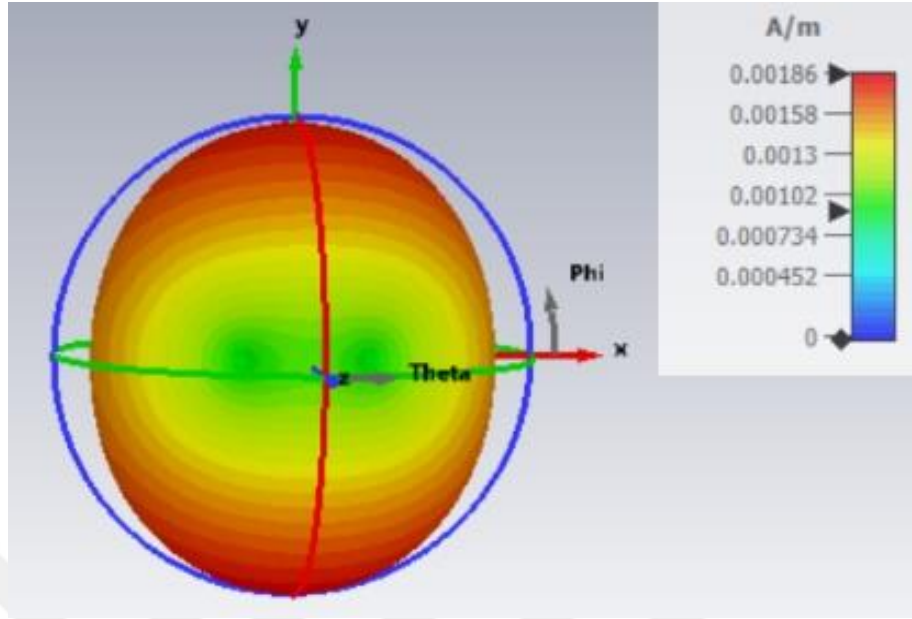
-a-



-b-



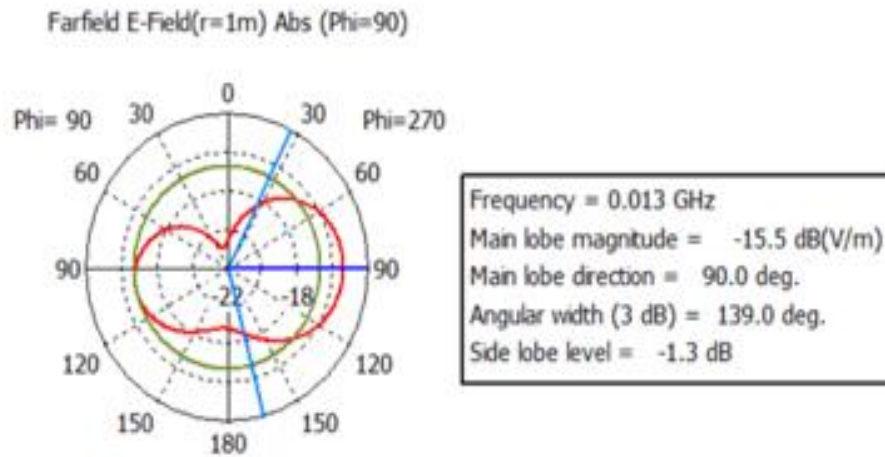
-c-



Şekil 4.6. Tasarlanan mikroşerit antenlerin üç boyutlu manyetik alan ışıma diyagramları a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III

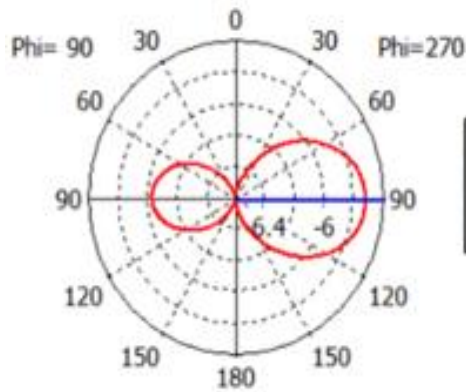
Tasarlanan mikroşerit antenlerin bir boyutlu elektrik alan ışıma grafikleri Şekil 4.7’de manyetik alan ışıma grafikleri ise Şekil 4.8’de verilmiştir. Anten-I için elektrik ve manyetik alan ışıma doğrultusu 90° , Anten-II için elektrik ve manyetik alan ışıma doğrultusu 91° , Anten-III için ise elektrik ve manyetik alan ışıma doğrultusu 89° yönündedir.

-a-



-b-

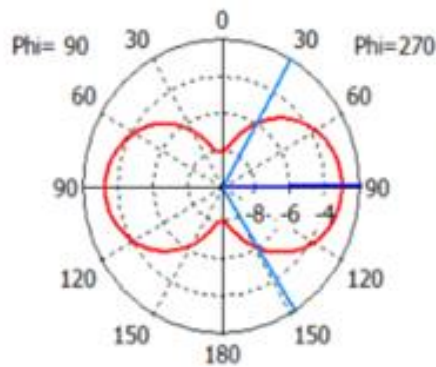
Farfield E-Field($r=1m$) Abs ($\Phi=90$)



Frequency = 0.027 GHz
Main lobe magnitude = -5.72 dB(V/m)
Main lobe direction = 91.0 deg.

-c-

Farfield E-Field($r=1m$) Abs ($\Phi=90$)

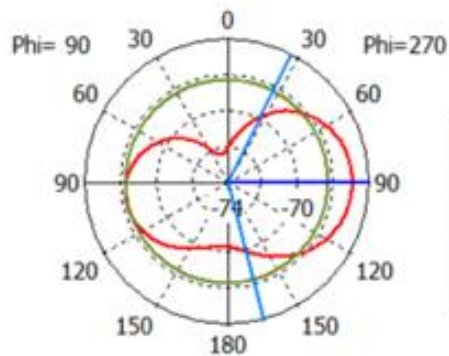


Frequency = 40 MHz
Main lobe magnitude = -3.07 dB(V/m)
Main lobe direction = 89.0 deg.
Angular width (3 dB) = 118.0 deg.

Şekil 4.7. Tasarlanan mikroserit antenlerin bir boyutlu elektrik alan ışınma grafiği a) Anten-I, b) Anten II, c) Anten-III

-a-

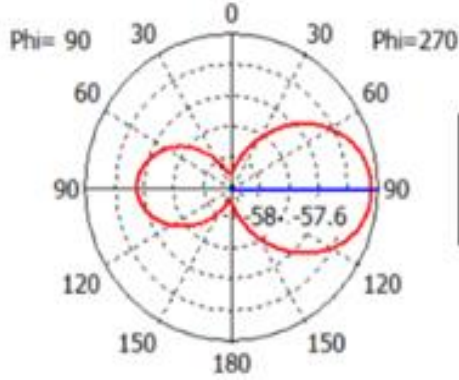
Farfield H-Field($r=1m$) Abs ($\Phi=90$)



Frequency = 0.013 GHz
Main lobe magnitude = -67 dB(A/m)
Main lobe direction = 90.0 deg.
Angular width (3 dB) = 139.0 deg.
Side lobe level = -1.3 dB

-b-

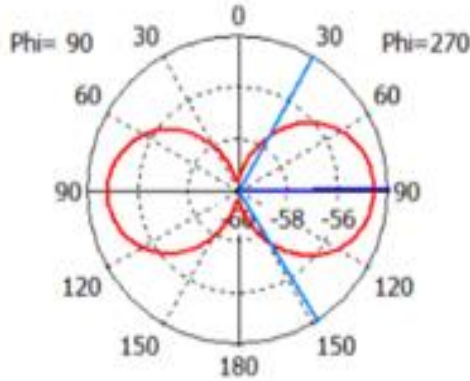
Farfield H-Field($r=1m$) Abs ($\Phi=90$)



Frequency = 0.027 GHz
Main lobe magnitude = -57.2 dB(A/m)
Main lobe direction = 91.0 deg.

-c-

Farfield H-Field($r=1m$) Abs ($\Phi=90$)



Frequency = 40 MHz
Main lobe magnitude = -54.6 dB(A/m)
Main lobe direction = 89.0 deg.
Angular width (3 dB) = 118.0 deg.

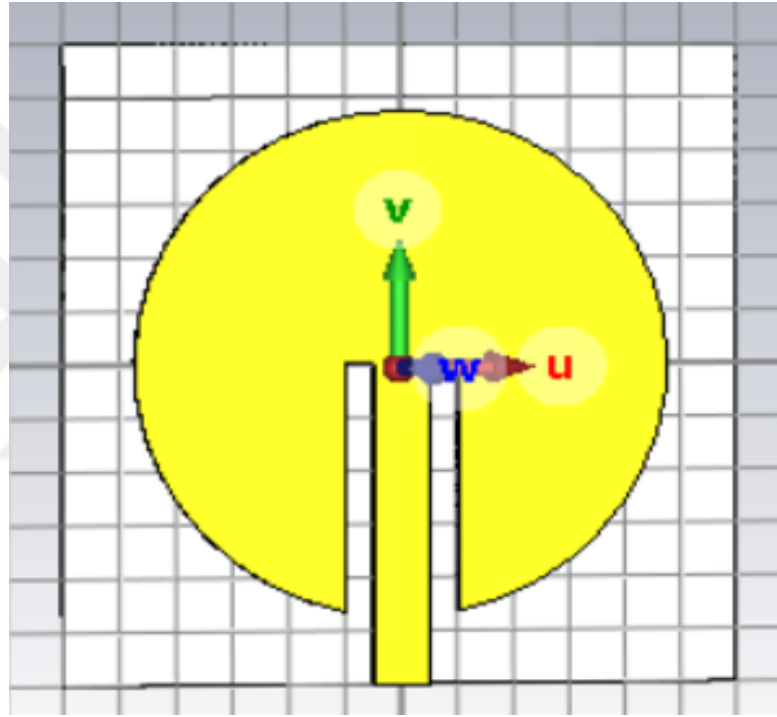
Şekil 4.8. Tasarlanan mikroserit antenin bir boyutlu manyetik alan ışıma grafiği a) Anten-I, b) Anten-II, c) Anten-III

4.1. Anten Çalışma Frekansı Seçimi ve Anten Düzenegi Tasarımı

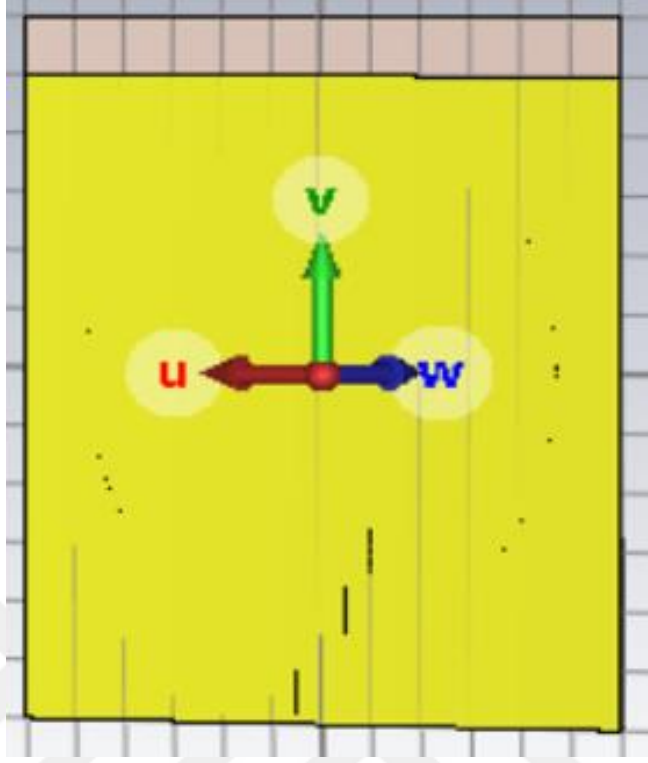
Çalışmanın ikinci aşamasında yapılan antenlerden alınan veriler ile birlikte literatürde yapılan çalışmalar incelenmiştir. Literatürde yapılan çalışmalarda doku yaralarının tedavi edilmesi üzerine en yaygın kullanılan frekans 27 MHz'dir. Bu nedenle çene bölgesinde oluşan doku yaralanmalarının tedavi edilmesi için tasarlanan anten frekansı 27 MHz seçilmiştir. Antenin lokal bir bölgeye ışıma yapabilmesi için konik ve horn yapıda iki farklı yansıtıcı tasarlanmıştır. İlk durumda tasarlanan anten yapısındaki yama kısım dikdörtgen olduğundan tasarım değiştirilerek dairesel yapıda

yeni bir anten tasarlanmıştır. Şekil 4.9’da tasarlanan yeni mikroşerit anten yapısı verilmiştir. Dairesel mikroşerit anten ebatlarının belirlenmesinde, mikroşerit anten tasarımında belirlenen denklemler ile toprak, dielektrik ve yama tabakalarının geometrilerinde düzenleme yapılarak anten boyutunun küçültülmesi sağlanmıştır. Dairesel antenin yama ve toprak kısmını oluşturan bakır iletkenin kalınlığı 0.5 mm, yalıtkan kısım FR-4’ün kalınlığı 1mm alınmıştır. Dairesel mikroşerit antenin uzunlukları Şekil 4.9.c’de gösterilmiştir.

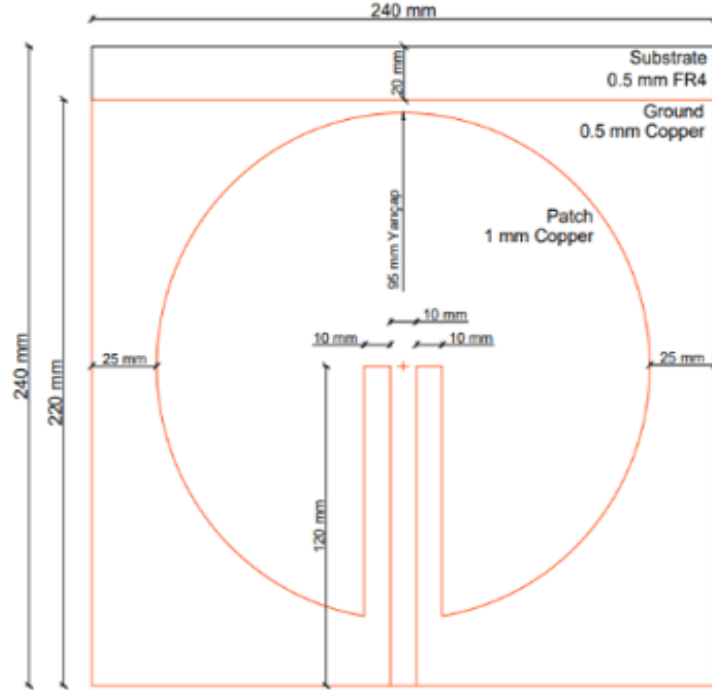
-a-



-b-

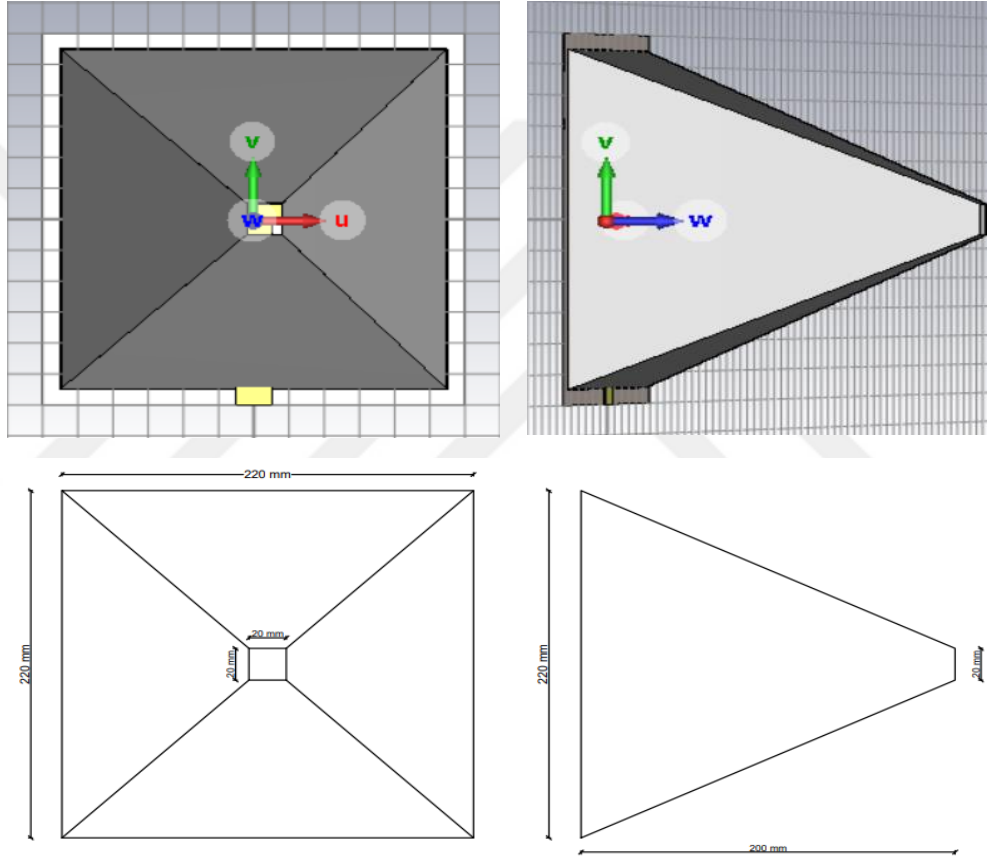


-c-

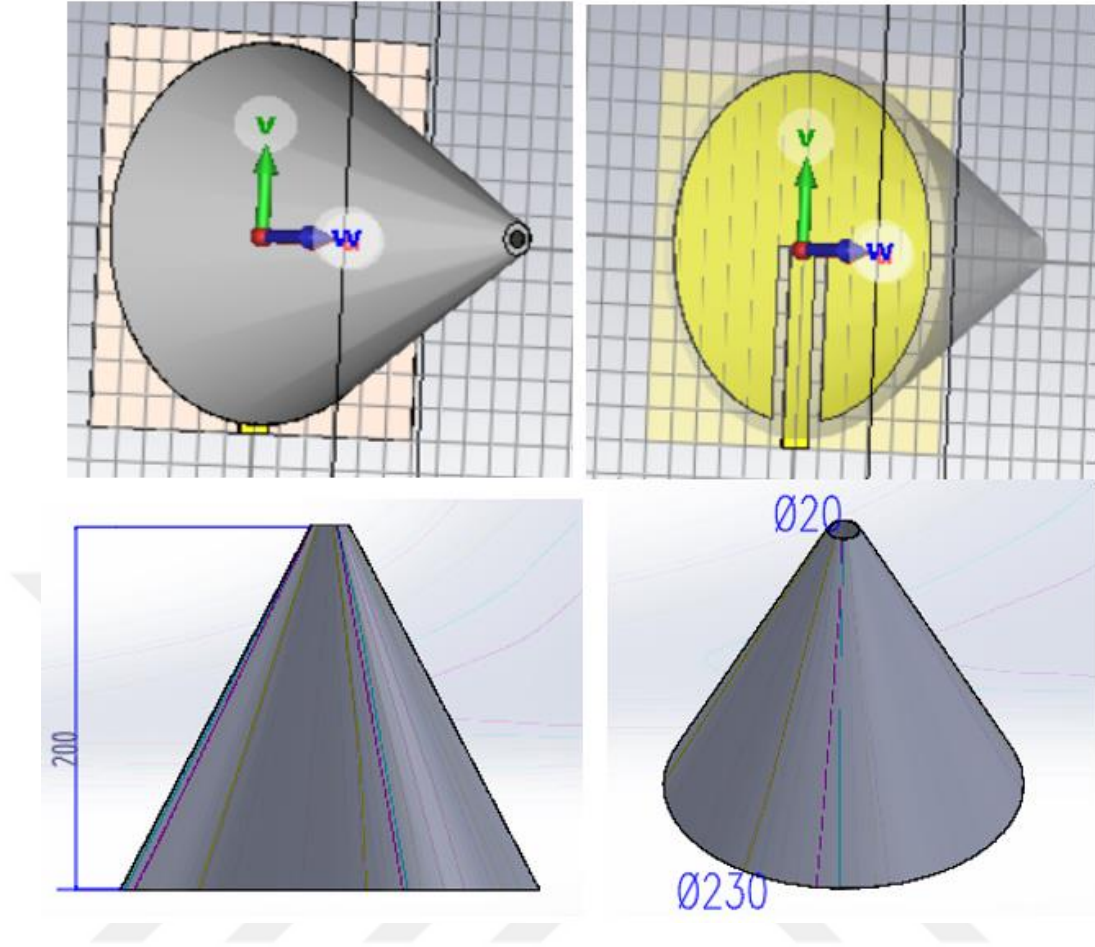


Şekil 4.9. Yama antenin a) ön görünüşü, b) arka görünüşü, c) uzunlukları

Dairesel mikroşerit anten üst kısmına horn ve konik yansıtıcı eklenerek, istenilen frekans değeri ve doğrusal olarak lokal bir alana ışınma yapması sağlanmıştır. Tasarımı yapılan horn yansıtıcı 200 mm uzunluğunda çelik malzemeden oluşmaktadır. Çelik kalınlığı 0.5 mm'dir ve alt taban ölçüleri 220 mm x 220 mm, üst taban ölçüleri 20 mm x 20 mm'dir. Şekil 4.10'da mikroşerit horn yansıtıcı yapısı ve uzunlukları gösterilmiştir. Tasarımı yapılan konik yansıtıcı 20 cm uzunluğunda çelik malzemeden oluşmakta olup taban yarıçapı 11.5 cm, uç bölümü çapı ise 1 cm ebatlarındadır. Şekil 4.11'de mikroşerit konik yansıtıcı yapısı ve uzunlukları gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Tasarlanan horn yansıtıcı ve ebatları

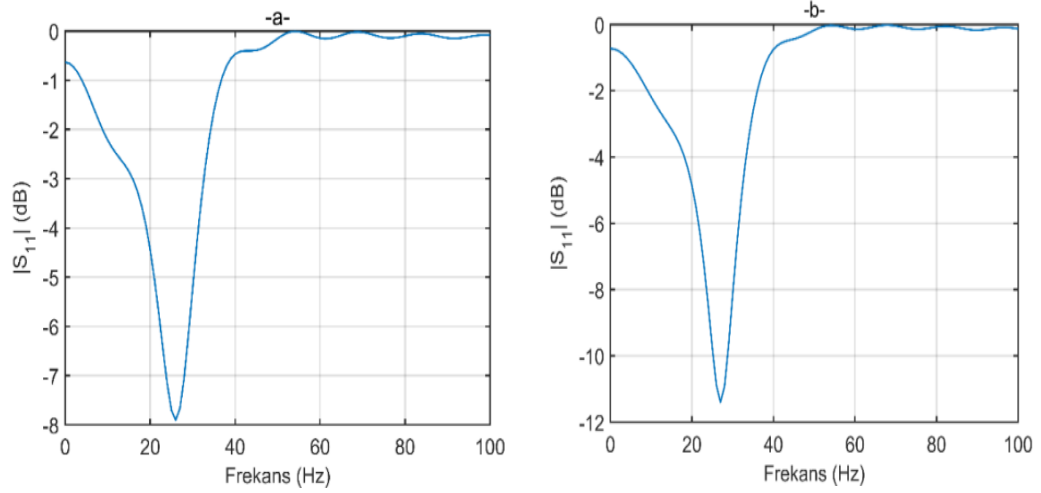


Şekil 4.11. Tasarlanan konik yansıtıcı ve ebatları

Çalışmanın üçüncü aşamasında tasarlanan dairesel yapıdaki mikroşerit antenin lokal bir bölgeye ışına yapabilmesi amacıyla horn ve konik yapıda iki farklı yansıtıcı tasarlanmıştır. Çalışmanın dördüncü aşamasında mikroşerit anten, konik ve horn yansıtıcı eklenmiş anten düzeneğinin elektrik alan, manyetik alan, S_{11} ve SAR değerleri sonuçları incelenmiştir.

4.2. Horn Yansıtıcı Anten Düzeneği Benzetim Sonuçları

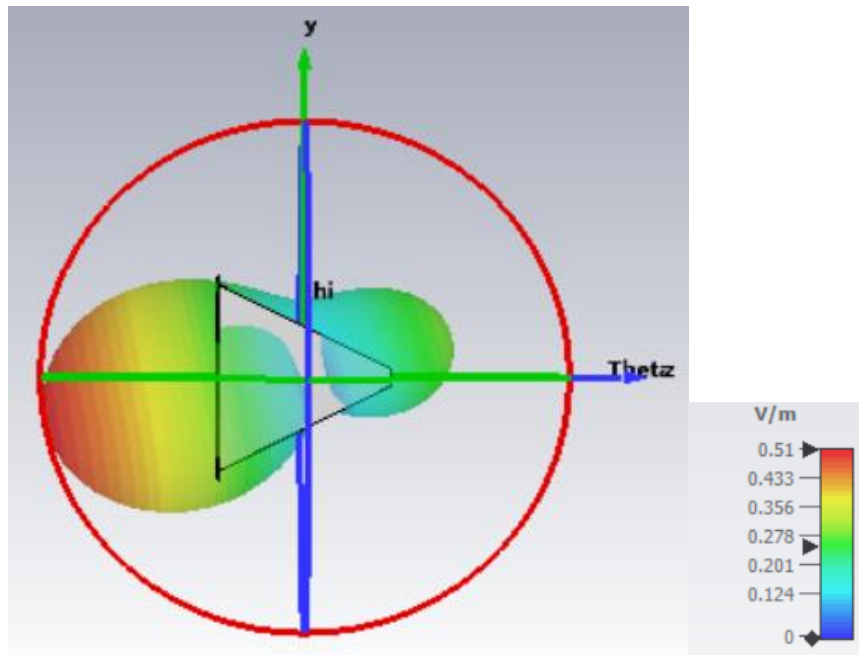
Horn yansıtıcı dahil edilmiş mikroşerit anten tasarımı ile horn yansıtıcı dahil edilmeden yapılan mikroşerit anten tasarımı üzerinden CST programı benzetim çalışması yapılmıştır. Yapılan benzetim çalışmasında yansıma katsayısı değerlerinin farklılık gösterdiği görülmüştür. 27 MHz frekansında horn yansıtıcı dahil olmayan (Şekil 4.12.a) mikroşerit antenden -7.67 dB S_{11} değeri elde edilirken horn yansıtıcı dahil olan mikroşerit antenden (Şekil 4.12.b) -11.4 dB S_{11} değeri elde edilmiştir.



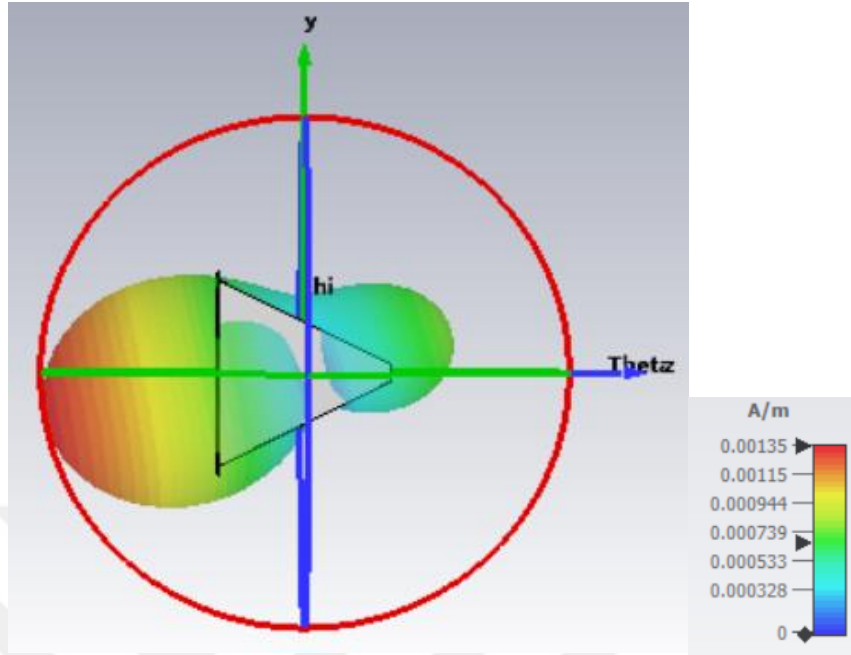
Şekil 4.12. Tasarlanan horn yansıtıcı a) dahil olmadığı durum, b) dahil olduğu durum antenin S_{11} değeri

CST'de horn yansıtıcı antene 50 W giriş gücü uygulandığında, antenin toprak tabakası tarafından antene yaklaşık 20 cm uzaklıkta, 0.51 V/m elektrik alan, 0.001 A/m manyetik alan değeri, antenin horn yansıtıcı tarafında, antene yaklaşık 23 cm uzaklıkta 0.278 V/m elektrik alan, 0.0007 A/m manyetik alan değeri elde edilmiştir. Şekil 4.13'de antenin CST sonuçlarına göre elektrik ve manyetik alan değerlerinin üç boyutlu değişimi gösterilmiştir.

-a-



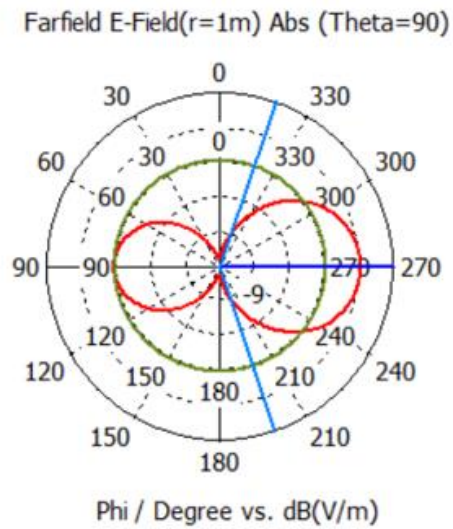
-b-

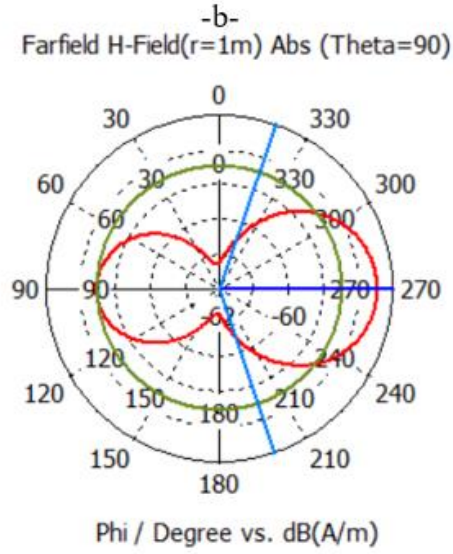


Şekil 4.13. Tasarımı yapılan antenin a) elektrik alan, b) manyetik alan değışim sonuçları

Tasarımı yapılan antenin tek boyutlu ışıma alan diyagramları Şekil 4.14'de verilmiştir. Anten düzeneğinin theta gösteriminde elektrik ve manyetik alan ışıma doğrultusu 270° dir.

-a-

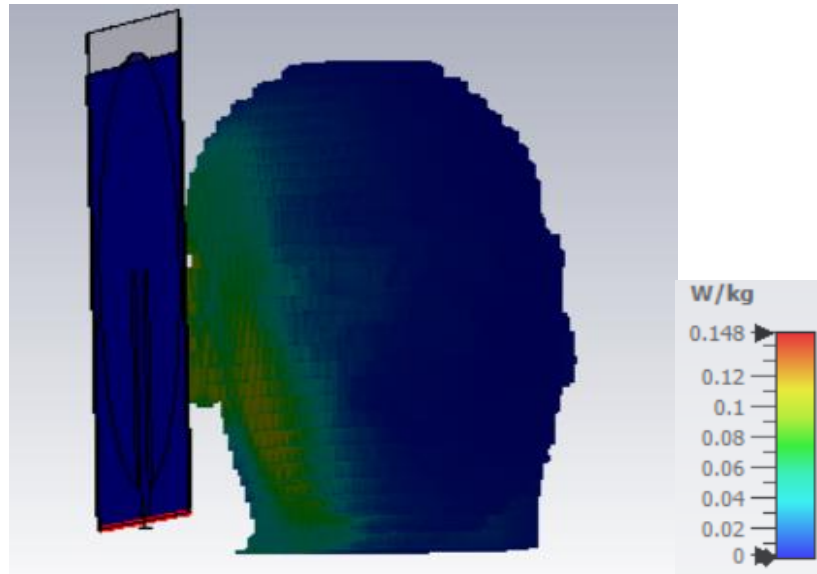




Şekil 4.14. Anten tek boyutlu a) elektrik alan, b) manyetik alan ışıma alanları

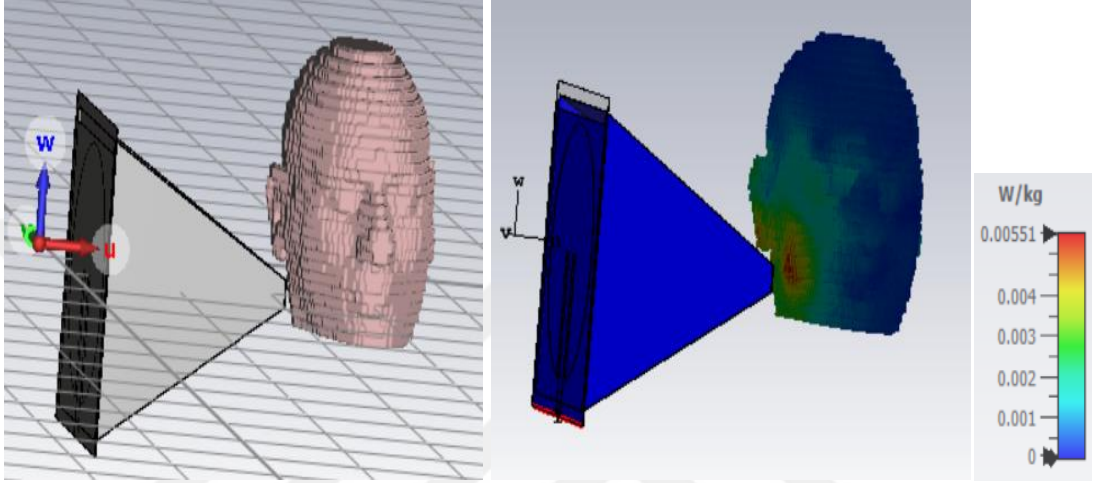
4.3. Horn Yansıtıcılı Anten İnsan Kafa Modeli Benzetim Sonuçları

Şekil 4.15’de CST programında yer alan insan kafa modeli ile dairesel mikroşerit antenin benzetim sonuçları yer almaktadır. Anten ışıma yaptığında insan kafa modelinin ışıma yapılan tarafının neredeyse tamamı elektromanyetik alana maruz kalmaktadır. Bu çalışmada antenin lokal bir bölgeye ışıma yaparak göz, kafatası ve beyin gibi organların bu ışımadan etkilenmemeleri sağlanmıştır. CST’de antene 50 W giriş gücü uygulandığında özgül soğurma oranı 0.148 W/kg değeri elde edilmiştir.



Şekil 4.15. Horn yansıtıcı dahil olmayan anten kafa modeli benzetim çalışma sonuçları

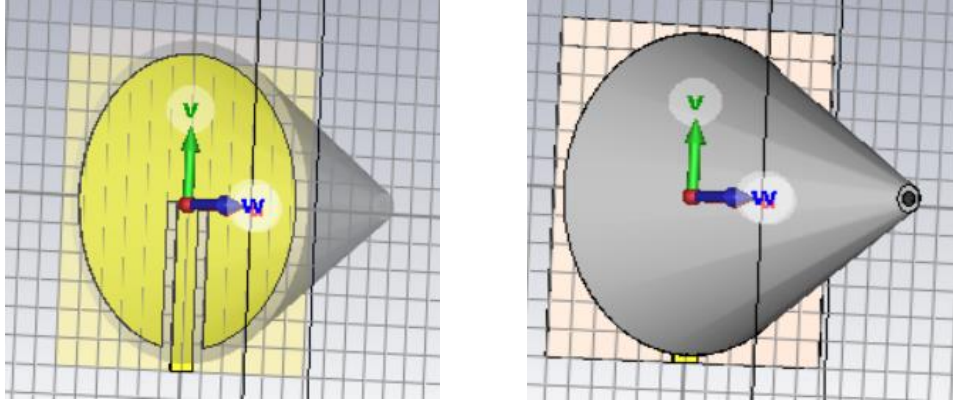
Anten düzeneğinin CST’de yer alan insan kafa modeli üzerinden 50 W giriş gücü verilerek yapılan benzetim sonuçları Şekil 4.16’da verilmiştir. Benzetim sonuçlarına göre antenin çene bölgesinde lokal bir alana ışıma yapması sağlanmıştır ve ışımanın en yoğun olduğu bölgede 0.005 W/kg SAR değeri sağlanmıştır. Bu değer ICNIRP tarafından yayınlanan kısmi vücut bölgesi için 2 W/kg limit ve tüm vücut için olan 0.08 W/kg değerlerinin altındadır.



Şekil 4.16. Anten düzeneği ile CST insan kafa modeli benzetimi

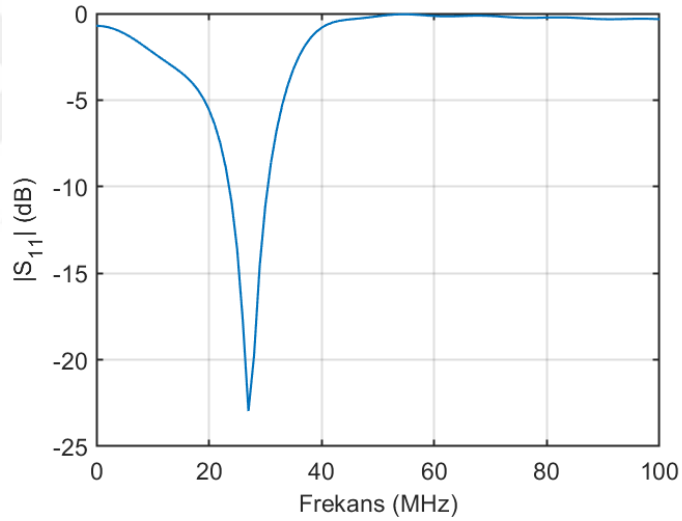
4.4. Konik Yansıtıcı Anten Düzeneği Benzetim Sonuçları

Tasarımı yapılan horn yansıtıcı mikroşerit anten düzeneğinin yansıtıcı kısmı değiştirilerek konik yapıda bir anten düzeneği tasarımı yapılmıştır. Bu sayede daha düşük S_{11} değeri sağlanırken daha yüksek elektrik alan ve manyetik alan değeri elde edilmiştir. Mikroşerit antene eklenmiş olan konik yansıtıcı tasarım görselleri Şekil 4.17’de yer almaktadır. Tasarımı yapılan mikroşerit antenin toprak tabakasının ebatları: 24 cm x 22 cm bakır malzeme, yalıtkan tabakasının ebatları: 24cm x 24 cm FR-4 malzeme ve yama dairesinin yarıçapı: 9.5 cm olan bakır malzemedir oluşmaktadır. Konik yansıtıcı 20 cm uzunluğunda çelik malzemedir oluşmakta olup taban yarıçapı 11.5 cm, uç bölümü çapı ise 1 cm ebatlarındadır.



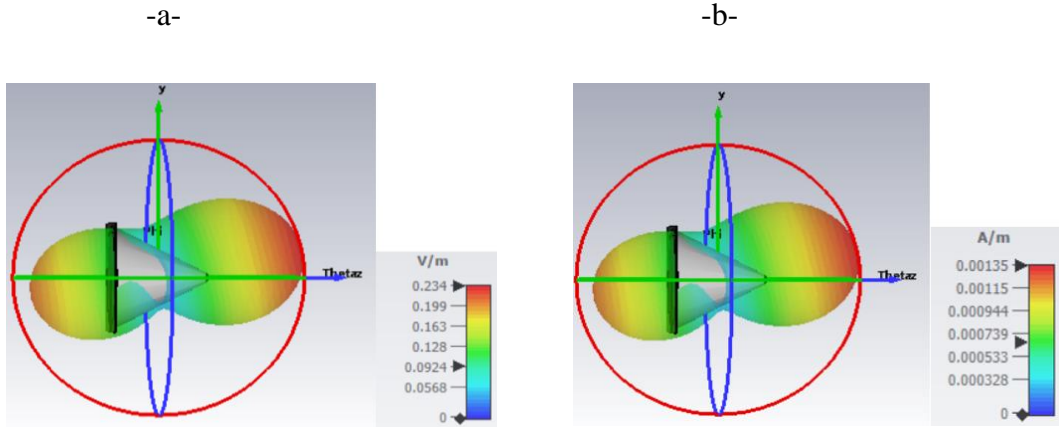
Şekil 4.17. Tasarlanan konik yansıtıcı mikroşerit anten görüntüsü

Bu ebatlar ile tasarlanan yuvarlak mikroşerit antenin S_{11} grafiği Şekil 4.18’de gösterilmektedir. Tasarlanan konik mikroşerit anten yuvarlak ile elde edilen S_{11} grafiğine göre 27 MHz frekansında -23 dB değeri sağlanmıştır.



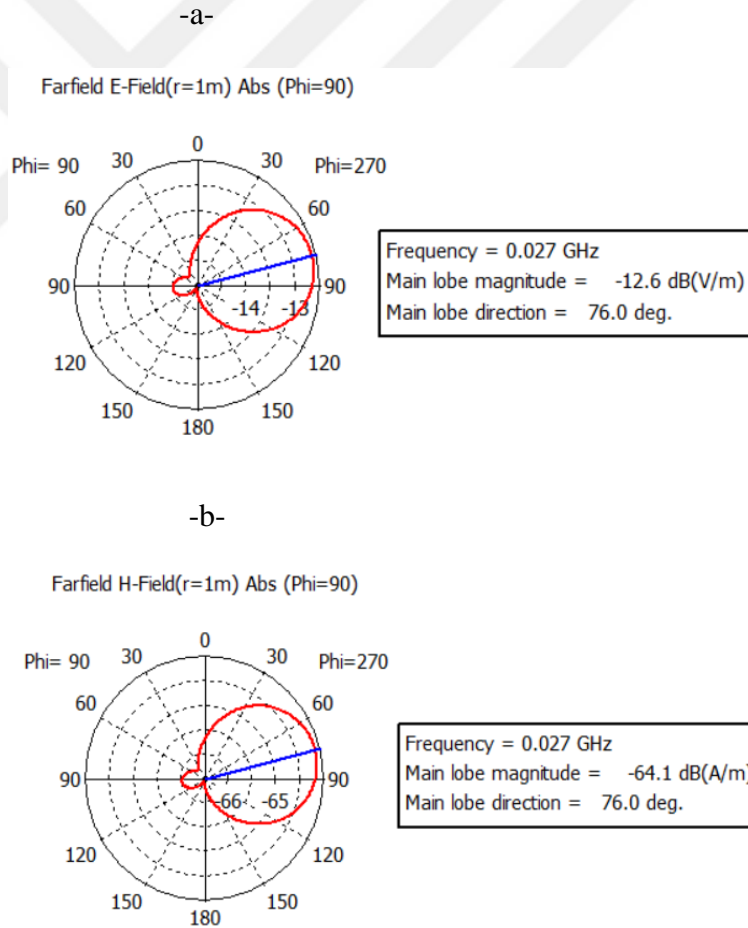
Şekil 4.18. Mikroşerit konik tasarım anten S_{11} grafiği

Tasarlanan antenin elektrik ve manyetik alanın Φ ve θ açısına bağlı değişimleri Şekil 4.19’da gösterilmiştir. Tasarlanan anten ile 50 W giriş gücü uygulandığında, antenin konik yansıtıcı tarafında, antene yaklaşık 23 cm uzaklıkta, yaklaşık 0.00062 A/m manyetik ve 0.234 V/m elektrik alan elde edilmiştir.



Şekil 4.19. Tasarım anten a) elektrik alan, b) manyetik alan değişim sonuçları

Tasarımı yapılan antenin elektrik alan tek boyutlu değişimi Şekil 4.20'de verilmiştir. Anten düzeneğinin elektrik ve manyetik alan ışıma doğrultusu 76° dir.



Şekil 4.20. Tasarımı yapılan anten tek boyutlu a) elektrik alan, b) manyetik alan ışıma sonuçları

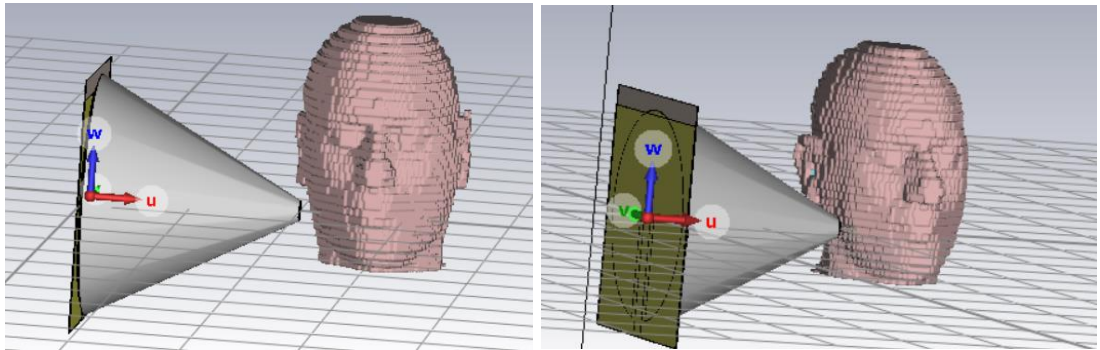
4.5. Konik Yansıtıcı Anten Düzenegi ile İnsan Kafa Modeli Benzetimi

Tasarımı yapılan antenin CST’de mevcut olan insan kafa modeli ile ışınma alanları incelenmiştir. CST programında yer alan yüz modelinin elektriksel iletkenlik (electric conductivity, σ) ve dielektrik sabiti (relative permittivity, ϵ_r) parametreleri 27 MHz frekansı referans alınarak Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1. İnsan kafasında bulunan dokuların 27 MHz frekansı elektriksel iletkenlik ve manyetik geçirgenlik değerleri

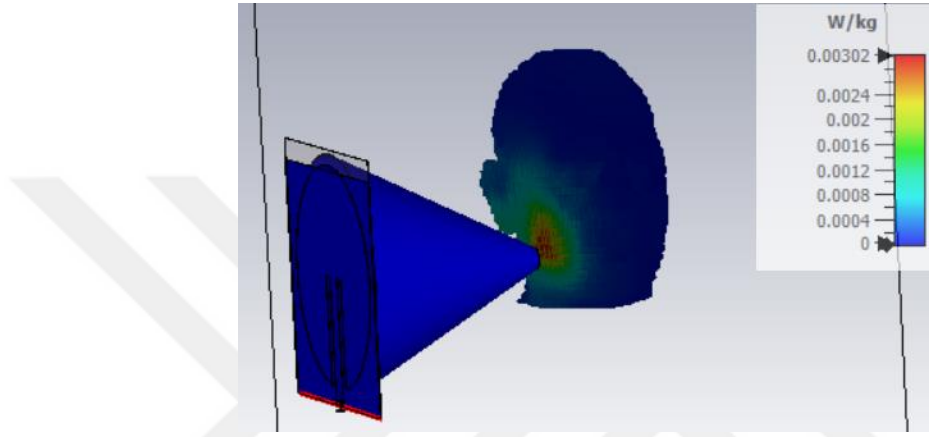
Doku İsmi	Frekans MHz	Elektriksel İletkenlik (S/m)	Dielektrik Sabiti (F/m)
Kemik Ortalaması	27	0.051538	21.824
Beyin	27	0.22511	106.66
Kan	27	1.158	126.96
Göz	27	0.84365	104.84
Yağ	27	0.032909	8.4678
Kas	27	0.654	95.947
Sinir	27	0.26776	82.135
Yemek Borusu	27	0.83754	119.49
Deri	27	0.42748	114.74
Diş	27	0.051538	21.824

Tasarlanan antenin CST programında insan yüz modeli ile konumlandırılması Şekil 4.21’de gösterilmiştir.



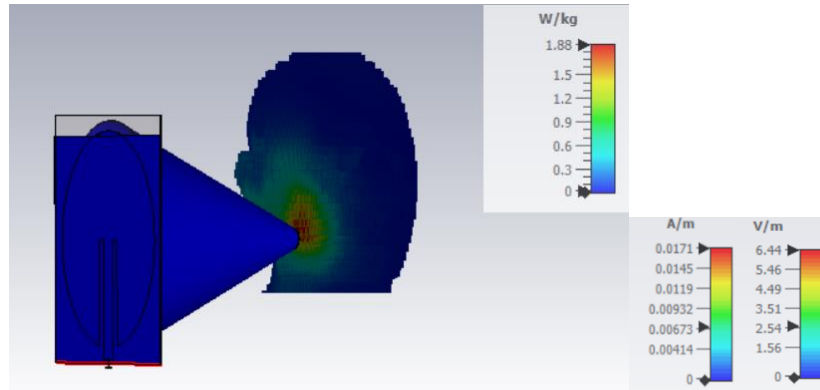
Şekil 4.21. CST programında anten ve insan yüz modelinin konumlandırılması

CST programında yapılan benzetim sonucunda antenin SAR değişimi Şekil 4.22’de gösterilmiştir. Tasarlanan anten ile sadece çene bölgesine ışıma yapması sağlanmıştır. Bu sayede yüz bölümünde bulunan beyin, göz gibi organların elektromagnetik radyosana maruz kalması engellenmiştir. Tasarlanan anten ile çene bölgesinde 50 W giriş gücünde elde edilen SAR değerinin en yüksek 0.00302 W/kg olduğu, bu değerin de ICNIRP alışma frekansında belirlediği maruziyet limit değerinin altında olduğu görülmektedir.



Şekil 4.22. Konik tasarım anten CST insan kafa modeli benzetim çalışması sonucu

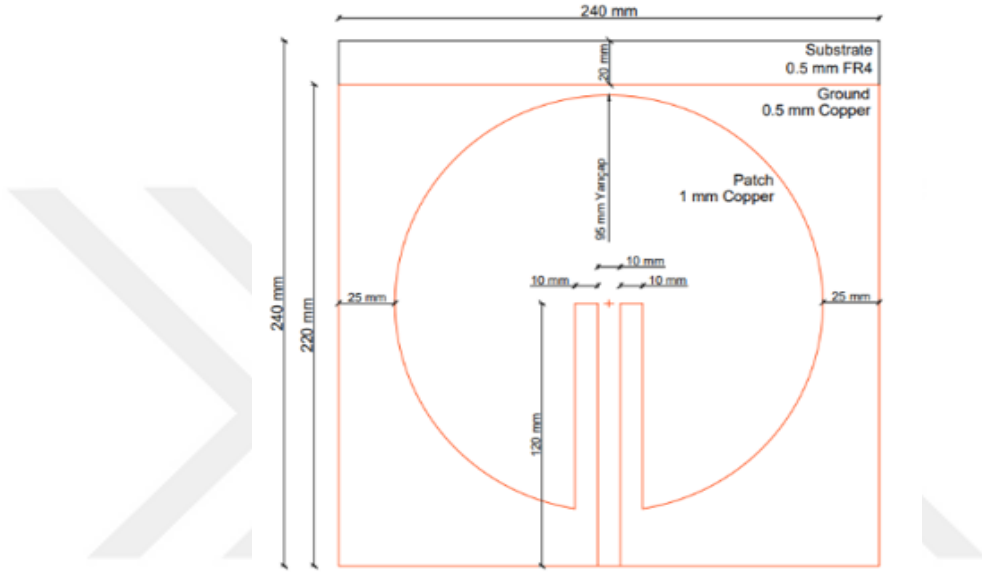
Anten girişine 1250 W giriş gücünde meydana gelen en yüksek SAR değerinin 1.88 W/kg olduğu ve bu değerin de ICNIRP limit değerlerinin altında olduğu görülmektedir. Bu durum oluşturulan sistemin uygulanacak hasta üzerinde sağlık açısından her hangi bir olumsuzluk meydana getirmeyeceği anlamına gelmektedir. Maksimum SAR değerinde, anten girişine 1250 W gücü verildiğinde 6.44 V/m elektrik alan ve 0.0171 A/m manyetik alan değeri elde edilmiştir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. Konik tasarım anten maksimum SAR değeri benzetim sonuçları

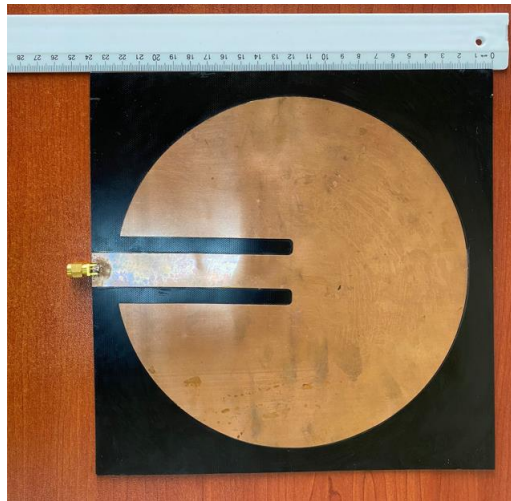
4.6. 27 MHz Frekansında Çalışan Mikroşerit Anten Üretimi

CST' de benzetim çalışmaları yapılan 27 MHz frekansında çalışan konik yansıtıcı mikroşerit anten düzeneği tasarımının fiziki olarak üretimi yapılmıştır. Anten üretimi mikroşerit anten ve konik yansıtıcı olmak üzere iki aşamada tamamlanmıştır. Şekil 4.24'de tasarımı yapılan antenin uzunlukları, Şekil 4.25'de üretimi yapılan antenin görselleri ve uzunlukları verilmiştir.



Şekil 4.24. CST programı üzerinden tasarımı yapılan yama antenin uzunlukları

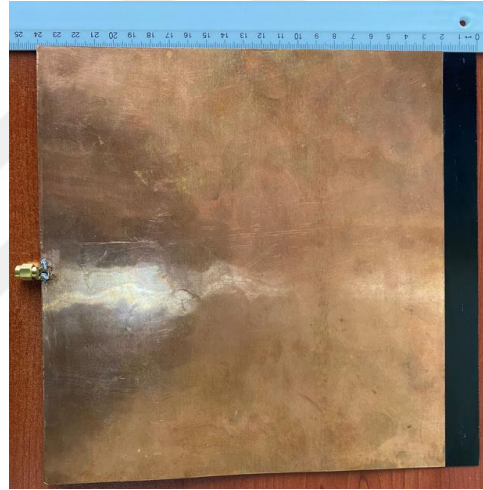
-a-



-b-



-c-

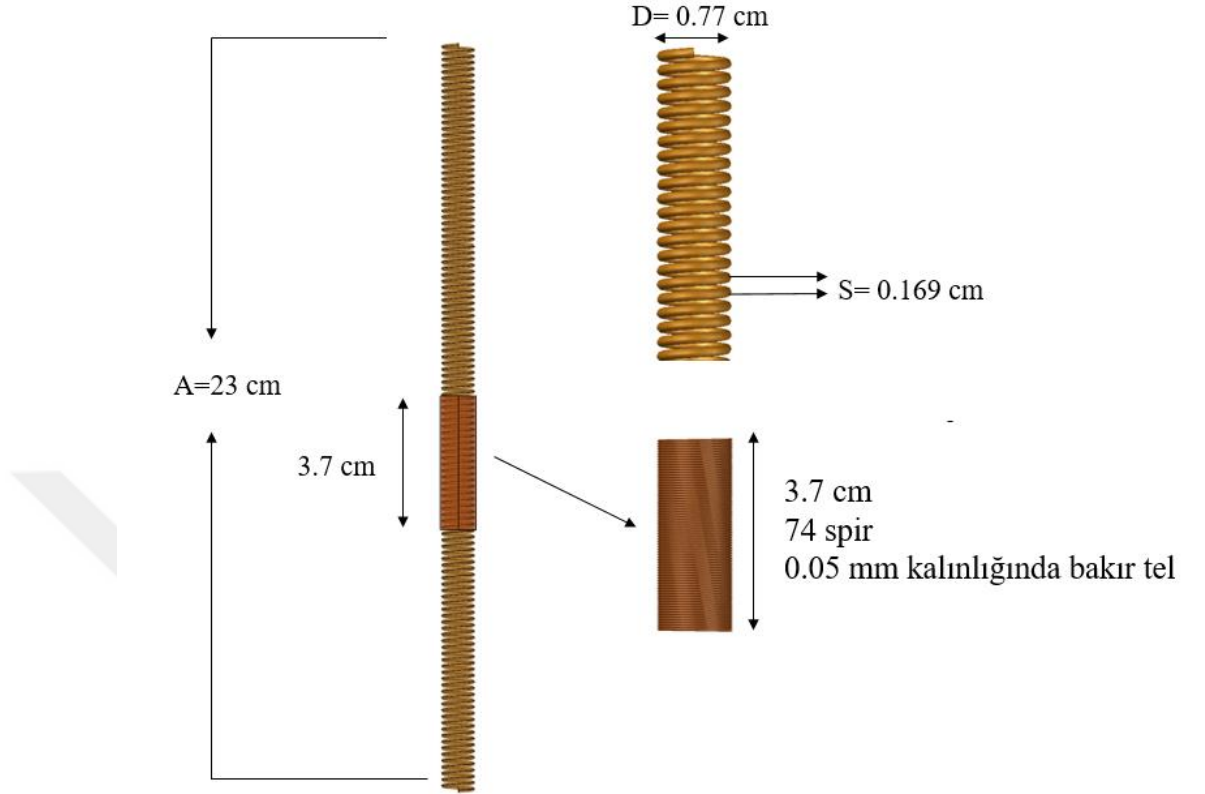


Şekil 4.25. Üretimi yapılan mikroşerit yama anten a) dielektrik yatay kenar uzunluğu, b) dielektrik dikey kenar uzunluğu, c) toprak kenar uzunluğu

4.7. 27 MHz Frekansında Çalışan Helisel Anten Tasarımı

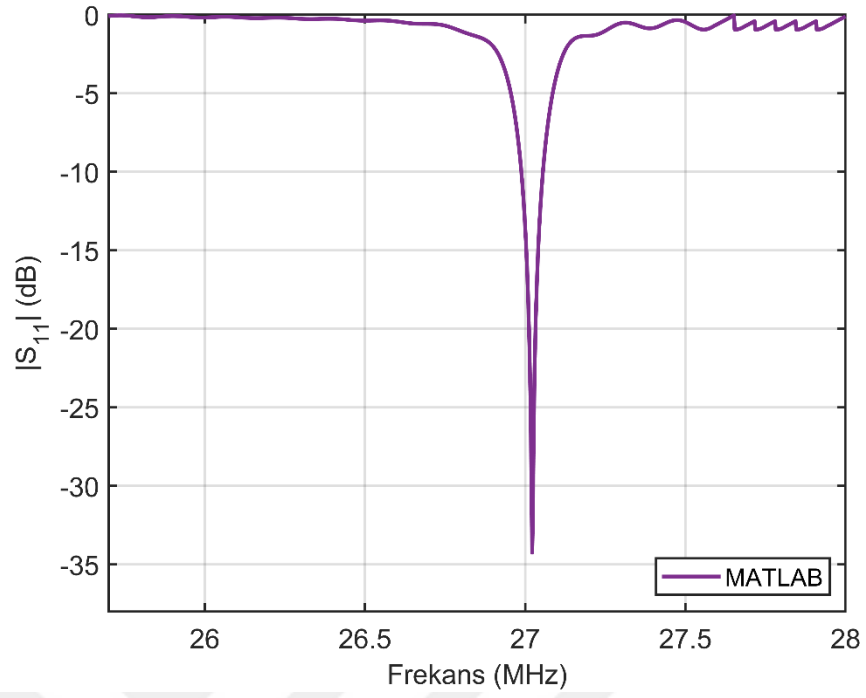
Çalışmanın beşinci aşamasında mikroşerit antenin kazanç değerlerinin düşük olması ve yapılan ölçümlerde uygun S_{11} değerlerinin alınamaması sebebi ile MATLAB programı kullanılarak 27 MHz frekansında çalışan helisel anten tasarımı yapılmıştır. CST programında düşük frekanslarda sarmal antenlerin simülasyonları için yüksek server gerektiren bilgisayarlara ihtiyaç olması ve simülasyon sürelerinin çok uzun olması nedeni ile helisel anten tasarımında MATLAB programı kullanılmıştır. Tasarımı yapılan helisel antenin boyu 23 cm, spir çapı 0.77 cm, sarımlar arası mesafesi 0.169 cm ve 118 sarımdan oluşmaktadır. Antenin merkez eksenine, 0.05 mm kalınlığında, 77 spiriden oluşan bakır tel yerleştirilmiştir. Bu bakır spiraller alt taraftaki ve üst taraftaki helis sarımlarına bağlanmıştır. Böylece antenin frekans değeri düşürülmüştür ve anten

kazancı yükseltilmiştir. MATLAB programında tasarımı yapılan helisel antenin ebatları Şekil 4.26'da gösterilmiştir.



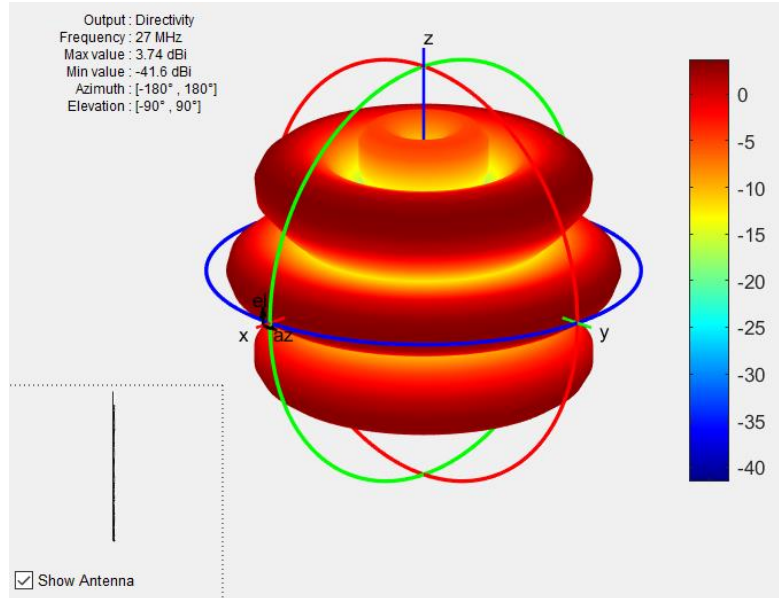
Şekil 4.26. Helisel antenin boyutları

Bu ebatlar ile tasarlanan helisel antenin MATLAB benzetim sonuçlarında elde edilen S_{11} grafikleri Şekil 4.27'de gösterilmiştir. Tasarlanan helisel antenin S_{11} grafiğine göre 27 MHz frekansında -34 dB değeri sağlanmıştır.



Şekil 4.27. Helisel anten S_{11} grafiği

Tasarlanan helisel antenin MATLAB benzetim sonuçlarında oluşan kazanç değerleri ve ışıma grafikleri Şekil 4.28’de gösterilmiştir. Helisel antenin kazanç değeri 3.74 dBi olarak elde edilmiştir.



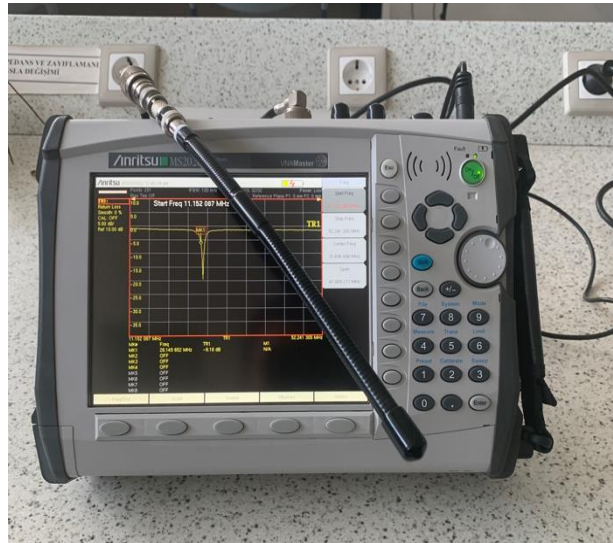
Şekil 4.28. Helisel anten ışıma grafiği

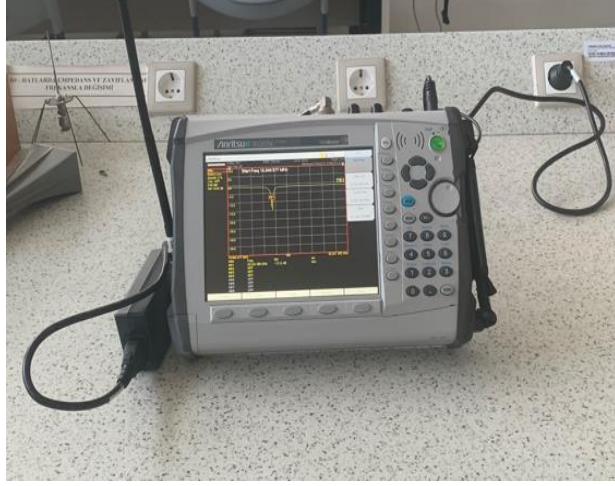
Tasarlanan helisel antenin kazanç değerlerinin yükseltilmesi için antenin toprak bölümü antenin ortasına alınmıştır. Toprak tabakası, antenin üst tarafı ve alt tarafında bulunan helis spirallerine iki ayrı kısım olarak irtibatları yapılmıştır. MATLAB programında tasarımı yapılan helisel antenin fiziki olarak üretimi yapılmıştır. Üretimi yapılan antenin fotoğrafları Şekil 4.29’da verilmiştir.



Şekil 4.29. Üretimi yapılan helisel anten fotoğrafları

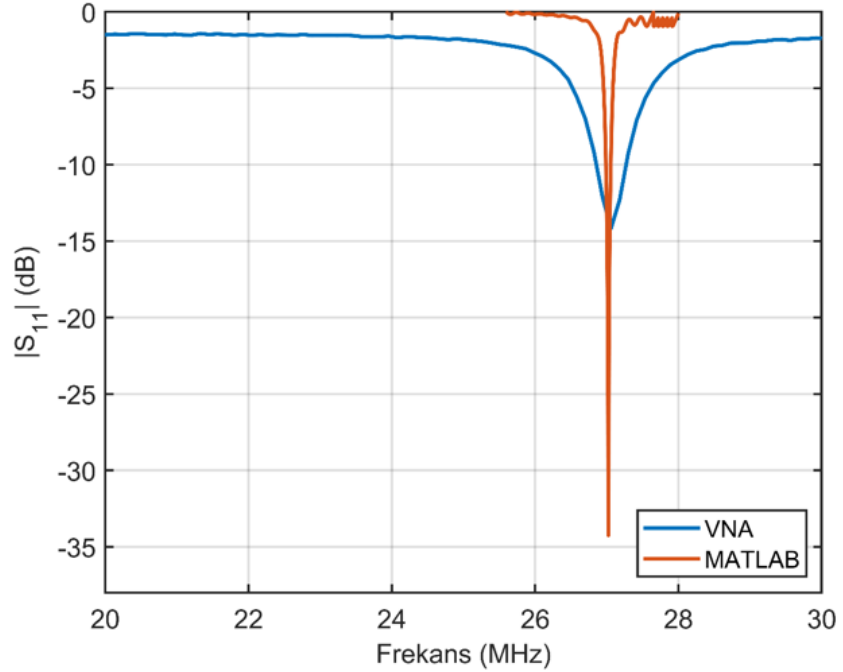
Üretimi yapılan helisel antenin S_{11} ölçümleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Ana Bilim Dalı laboratuvarlarında Anritsu 2026 C marka ağ analizörü (VNA 5kHz-6GHz) ile yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde en yüksek -18 dB S_{11} değeri elde edilmiştir. Helisel anten S_{11} ölçüm fotoğrafları Şekil 4.30’da gösterilmiştir.





Şekil 4.30. Üretimi yapılan helisel anten için VNA ölçüm görselleri

Üretimi yapılan helisel antenin S_{11} ölçüm sonuçları ile MATLAB programında tasarlanan antenin benzetim çalışması sonucunda elde edilen S_{11} değerleri karşılaştırması Şekil 4.31’de gösterilmiştir. MATLAB programında helisel anten S_{11} değeri -34 dB değeri elde edilirken, fiziki olarak ölçüm sonuçlarında en yüksek -18 dB değeri elde edilmiştir.



Şekil 4.31. Helis anten VNA ölçüm sonuçları

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada diş hekimliği cerrahi branşlarında insan çene bölgesine yapılan operasyonlar sonrasında oluşan doku yaralanmalarının iyileştirilme süreçlerinin kısıtılmasına yönelik 27 MHz frekansında çalışan mikroşerit ve helisel olmak üzere iki farklı anten tasarlanmıştır. Mikroşerit anten iki kısımdan oluşmaktadır. Bunlar dairesel mikroşerit anten ve yansıtıcı kısımdır. Yansıtıcı kısım antenin lokal bir bölgeye ışımaya yapabilmeye amacıyla horn ve konik olmak üzere iki farklı yapıda tasarlanmıştır. Dairesel mikroşerit anten 0.5 mm kalınlığında bakır malzemeye sahip toprak tabaka, 0.5 mm kalınlığında FR-4 malzemeye sahip dielektrik tabaka ve 1 mm kalınlığında bakır malzemeye sahip yama dairesinden oluşmaktadır ve uzunlukları 240 mm x 240 mm'dir. Dairesel mikroşerit anten üst kısmına horn yansıtıcı eklenerek, istenilen frekans değeri ve doğrusal olarak lokal bir alana ışımaya yapması sağlanmıştır. Tasarımı yapılan horn yansıtıcı 200 mm uzunluğunda çelik malzemedendir. Çelik kalınlığı 0.5 mm'dir ve alt taban ölçüleri 220 mm x 220 mm, üst taban ölçüleri 20 mm x 20 mm'dir. Horn yansıtıcı dahil edilmiş mikroşerit anten tasarımı ve horn yansıtıcı dahil olmayan mikroşerit anten tasarımları CST'de benzetim çalışması yapılmıştır. Benzetimde yansıma katsayısı (S_{11}) değerlerinin farklılık gösterdiği görülmüştür. 27 MHz frekansında horn yansıtıcı dahil olmayan mikroşerit antenden -7.67 dB S_{11} değeri elde edilirken horn yansıtıcı dahil olan mikroşerit antenden -11.4 dB S_{11} değeri elde edilmiştir. Horn yansıtıcılı mikroşerit antene 50 W giriş gücü uygulanarak CST'de antenden 0.51 V/m elektrik alan, 0.001 A/m manyetik alan değeri elde edilmiştir. Anten düzeneğinin CST'de yer alan insan kafa modeli üzerinden 50 W giriş gücü verilerek yapılan benzetim sonuçlarına göre antenin çene bölgesinde lokal bir alana ışımaya yapması sağlanmıştır ve ışımaya en yoğun olduğu bölgede 0.005 W/kg SAR değeri elde edilmiştir. Bu değer ICNIRP tarafından yayınlanan kısmi vücut bölgesi için 2 W/kg limit ve tüm vücut için 0.08 W/kg değerlerinin altındadır. Horn anten ile yapılan benzetim çalışmaları sonuçlarına göre anten S_{11} değerlerinin düşük değerlerde elde edilmesi ve ışımaya parametreleri arasındaki farkların tespit edilmesi amacıyla horn yansıtıcı yerine konik yansıtıcı kullanılmıştır. Konik yansıtıcı 20 cm uzunluğunda çelik malzemedendir oluşmakta olup taban yarıçapı 11.5 cm, uç bölümü çapı ise 1 cm ebatlarındadır.

Tasarlanan konik mikroşerit anten ile elde edilen S_{11} grafiğine göre 27 MHz frekansında -27.96 dB değeri sağlanmıştır. Tasarlanan konik yansıtıcı anten düzeneğinin 50 W gücünde 0.00062 A/m manyetik alan ve 0.234 V/m elektrik alan elde edilmiştir. Yapılan benzetim sonuçlarına göre konik yansıtıcı anten ile horn yansıtıcı antene göre daha düşük S_{11} değeri elde edilirken daha düşük elektrik ve manyetik alan değeri elde edilmiştir. Konik yansıtıcı anten düzeneği ile çene bölgesinde 50 W gücünde en yüksek 0.00302 W/kg SAR değeri elde edilmiştir. Bu değer horn yansıtıcı anten düzeneği ile oluşan SAR değerinin altındadır. İki mikroşerit anten düzeneği de çene bölgesinde lokal bir alana ışınım yapabilme tasarımına sahiptir. Bu sayede, hasarlı bölge dışında insan kafa bölümünde yer alan göz, beyin gibi hassas organların elektromanyetik alana maruz kalmamaları sağlanmıştır. Literatürde mevcut olan araştırmalar gözlemlendiğinde doku yaralarının tedavi süreçlerinin kısaltılması için düşük ancak farklı güçlere sahip elektrik alan veya manyetik alan değerleri kullanılmıştır. Bu çalışmada tasarlanan anten düzeneğinin giriş gücü değiştirilerek kullanılması uygun görülen elektrik alan ve manyetik alan değerleri sağlanabilir.

Mikroşerit antenin çene bölgesinde bulunan doku hasarları için kullanılması hedeflendiğinden anten boyutları küçültülmüştür. Boyutlardaki bu değişim ile beraber anten kazançlarının çok düşük sonuçlar verdiği görülmüştür. CST programında elde edilen bu sonuçlar kullanılarak anten fiziksel olarak üretilmiştir ve S_{11} ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde, CST programında elde edilen S_{11} değerleri anten kazancının çok düşük olması nedeni ile antenin fiziki olarak ölçüm sonuçlarında elde edilemediği görülmüştür. Bu durum 27 MHz frekansında çok düşük kazanç değerlerindeki tasarımı yapılan bu antenin CST programında olumlu sonuçlar elde edilse de sinyal yükseltici devre ile beraber kullanılması durumunda istenilen S_{11} , elektrik ve manyetik alan değerlerini sağlayabileceğini göstermektedir.

Mikroşerit anten fiziksel S_{11} ölçümleri sonucunda istenilen değerler elde edilmediği için anten tipi değiştirilerek 27 MHz frekansında çalışan helisel anten tasarımı yapılmıştır. Anten tasarımında, düşük frekans sarmal antenlerin CST programı kullanımında yüksek server kapasitesine sahip bilgisayar gerekmesi ve simülasyon sürelerinin çok uzun olması nedeni ile MATLAB programı kullanılmıştır. MATLAB programında tasarımı yapılan helisel anten 23 cm uzunluğunda, aralarında

0.169 mm mesafe bulunan 118 adet bakır sipirden oluşmaktadır. Antenin MATLAB benzetim sonuçlarına göre -34 dB S_{11} parametre değeri ve 3.74 dBi kazanç değeri elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda antenin fiziki olarak üretimi yapılmıştır ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği laboratuvarlarında Anritsu 2026C marka ağ analizörü cihazı ile S_{11} ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde en düşük -18 dB değeri olarak elde edilmiştir.

Literatürde yapılan çalışmalarda kullanılan anten tipleri incelendiğinde genellikle spiral, halka veya büyük boyutlarda anten düzenekleri kullanılmıştır. Bu çalışmalarda kullanılan antenlerin genellikle S_{11} , kazanç ve ışıma grafikleri detayları verilmemiştir. Bu çalışmada literatürde yer almayan mikroşerit anten düzeneği ve helis anten tasarımları yapılmıştır ve anten parametre grafikleri verilmiştir. Bu çalışmada yapılan anten tasarımları boyutlarının küçük olması, üretimin kolay olması ve lokal bir bölgeye ışıma yapabildiği yönleri ile öne çıkmaktadır. Tablo 5.1’de literatürde 27 MHz frekansında çalışan anten tipleri ve özellikleri verilmiştir.

Tablo 5.1. Literatürde yapılan 27 MHz frekansında çalışan anten tipleri ve özellikleri

Referans	Frekans	Anten Tipi	S_{11} Değeri	Kazanç	Giriş Empedansı	Ebatlar	Tur Sayısı
(Gümüşay, 2016)	27 MHz	Spiral Anten	-7 dB	-	50 Ω	120x120x1.6 mm kare spiral anten olarak verilmiştir.	14
(Kouloulis v.d., 2015)	27 MHz	Halka Anten	-	-	-	7 cm ve 9 cm yarıçapında 2 adet anten halka anten olarak verilmiştir.	-
(Rawe v.d., 2012)	27 MHz	Halka Anten	-	-	-	12cm uzunluğunda kablo olarak verilmiştir.	-
(Ruggera v.d., 2003)	27 MHz	Diatermi Aplikatör	-	-	50 Ω	58.4 x 42.5 x 15 cm cihaz boyutları olarak verilmiştir.	-
(Mangava ve Pulijala, 2011)	27 MHz	Diatermi Ünitesi	-	-	-	100 cm x 46 cm x 46cm cihaz boyutları olarak verilmiştir.	-
(Levendag v.d., 1988)	27 MHz	Kablo Anten	-	-	-	0.85 mm bakır kablo kalınlığı, uzunluklar verilmemiştir.	

(Park v.d., 2020)	30 MHz	Loop Anten	-	-30 dBi	-	240 mm x 13.4 mm olarak verilmiştir.	-
(Francis v.d., 2012)	27 MHz	Deşarj Tüplü Bakır Sarmal Anten Düzeneği	-	-	-	10 cm x 5 cm deşarj tüpü boyutları, ayrıca anten boyutları verilmemiştir.	
(Li v.d., 2010)	27 MHz	Spiral Anten	-	-	-	7.5 cm yarıçapında 0.7 cm genişliğinde sargılardan oluşmaktadır.Sargılar arası 0.3 cm' dir.	6

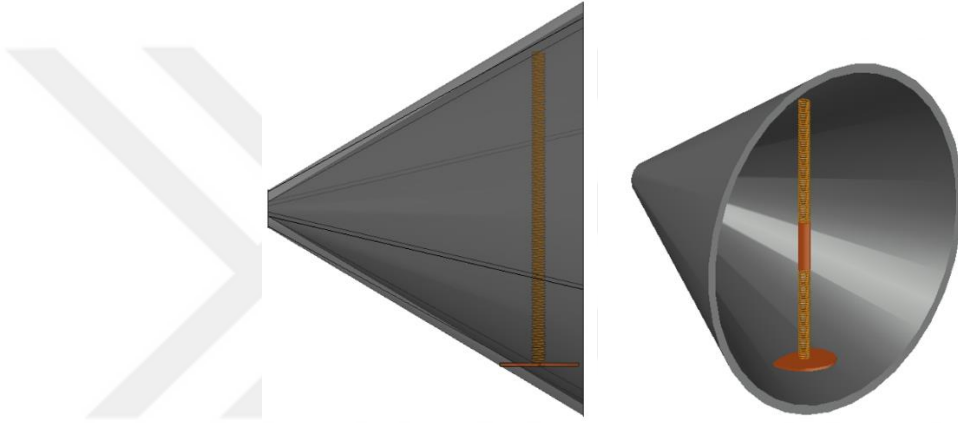
Yapılan bu çalışma ile elde edilen sonuçlar, doku bölgesinde oluşan yaraların iyileştirme tedavileri alanında farklı formlarda yapılacak anten düzeneklerinin yapılması, araştırılması ve iyileştirmesi çalışmalarına ışık tutacaktır.

PEMF ve PRFE tedavileri dünya çapında birçok ülkede kabul görmektedir. Literatürde bu tedavi şekilleri kullanılarak doku yaralanmalarının iyileşme süreçlerinin kısaltılmasına yönelik birçok çalışma yapılmıştır. Literatürde yapılan çalışmalarda kullanılan bobin ve spiral anten tasarımlardan farklı olarak bu çalışmada mikroşerit anten ve helisel anten kullanılmıştır. PRFE tedavisinde kullanılacak bir helisel anten tasarımının yapılması, mikroşerit anten düzeneği tasarımı ile de antenin lokal bir bölgeye ışına yapılması, çalışmamızın temel özgünlük noktalarıdır.

Bu çalışmada tasarımı yapılan antenlerin S_{11} , elektrik ve manyetik alan değerleri ve SAR değerleri sonuçları verilmiştir ve bu konu hakkında yapılan çalışmalara ışık tutmaktadır.

Bu çalışmada tasarlanan mikroşerit antenlerin ebatlarının küçültülmesi hedeflendiğinden anten kazanç değerleri düşük çıkmaktadır. Bu nedenle istenilen elektrik ve manyetik alan değerlerinin elde edilebilmesi için yüksek giriş gücü uygulanması veya antenin çalıştırılması için sinyal yükseltici devre kullanılması gerekmektedir. Bu durum farklı anten tiplerinin tasarlanması yönünde çalışmamızın geliştirilmeye açık yönünü oluşturmaktadır.

Ayrıca tasarımı yapılan helisel anten için mikroşerit anten düzeneğinde olduğu gibi elektromanyetik alanların bir noktaya yönlendirilmesi için bir yansıtıcı tasarımı yapılamamıştır. Bunun sebebi MATLAB programında bu tasarımın yapılamamasıdır. Bu durum farklı programlar kullanılarak helisel antenler için yansıtıcı tasarımı yapılarak elektromanyetik alanların tek bir alana yönlendirilmesi konularında çalışmamızın geliştirilmeye diğer bir açık yönünü oluşturmaktadır. Şekil 5.1’de helis antenin lokal bir bölgeye ışınma yapabilmesi için geliştirmeye açık örnek bir yansıtıcı tasarımı verilmiştir.



Şekil 5.1. Helis anten için örnek bir yansıtıcı tasarımı

KAYNAKLAR

- Abdelrahim, A., Hassanein, H.R., Dahama, M., (2011). Effect of pulsed electromagnetic field on healing of mandibular fracture: a preliminary clinical study. *J Maxillofac Oral Surg*, 69(6): 1708–1717.
- Al-Mandeel M. M., Watson, T. (2008). *Pulsed and continuous shortwave therapy*. In: Watson, T. Editor, *Electrotherapy: Evidence-Based Practice* (pp. 137–160), 12 th edition, Edinburgh, New York: Churchill Livingstone.
- Andrade, R., Duarte H., Pereira, R., Lopes, I., Pereira, H., Rocha, R., Mendes, J., (2016). Pulsed electromagnetic field therapy effectiveness in low back pain: A systematic review of randomized controlled trials. *Porto Biomedecial Journal*, 1(5). 156-163.
- Ang, B.K. Chung, B.K. (2007). A wideband e-shaped microstrip patch antenna for 5–6 GHz wireless communications. *Progress In Electromagnetics Research*, PIER 75, 397–407.
- Araujo A., Soares, V., Silva, F., Moreira, T. (2015). Radiofrequency for the treatment of skin laxity: mith or truth. *An Bras Dermatol*, 90(5): 707–721.
- Aronofsky, D.H. (1971). Reduction of dental postsurgical symptoms using nonthermal pulsed high-peak-power electromagnetic energy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 32(5):688-696.
- Atay, A., Özen J., Oruç S., Dalkız M., Beydemir B., Halaç E., (2003). Diş hekimliğinde implant çevresindeki kemik iyileşmesinin hızlandırılmasında kullanılabilecek elektromanyetik alan darbe üretici tasarımı. *Gülhane Tıp Dergisi* 45(4): 350- 354.
- Athanasidou, A., Karkambounas, S., Batistatou, A., Lykoudis, E., Katsaraki, A., Kartsiouni, T., et al., (2007). The effect of pulsed electromagnetic fields on secondary skin wound healing: an experimental study. *Bioelectromagnetics*, 28(5):362-368.
- Balanis, C.A., (2005). *Antenna theory: Analysis and design*: Willey-Inter Science.
- Balanis, C. A. (2012). *Advanced engineering electromagnetics*: Wiley.
- Barak S, Neuman M, Iezzi G, Piattelli A, Perrotti V, Gabet Y. (2016). A new device for improving dental implants anchorage: a histological and micro-computed tomography study in the rabbit. *Clin Oral Implants*, 27(8): 935-942.
- Basset, A. (1989). Fundamentals and practical aspects of therapeutic uses of pulsed electromagnetic fields (PEMFS). *Critical Rev Biomed Eng*, 17:451-529.
- Basset, A. (1994). Biological effects of electrical and magnetic fields. *San Diego: Academic Press Inc*, Pp.13-48.
- Chadwick, P. (2007). ‘‘Regulations and standards for wireless applications in eHealth,’’ *Annu Int Conf IEEE Eng Med.Biol Soc* 6171-4.
- Choi, H., Cheing, A., Ng G., Cheing, G. (2018). Effects of pulsed electromagnetic field (PEMF) on the tensile biomechanical properties of diabetic wounds at different phases of healing. *PLoS One*; 13(1): e0191074.
- Çiçek, M., (2011). *Bilişsel radyo teknolojisi ve düzenleme perspektifi*, Bilişim Uzmanlığı Tezi, Bilgi Teknolojileri İletişim Kurumu, ANKARA, 978-605-345-011-5.
- Diñçer, H. (2009). *Elektromagnetik ışınımın insan sağlığına etkisi*. Kocaeli Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Sistemleri Araştırma ve Uygulama Merkezi EHSAM, İzmit, Türkiye.

- Duan, Y., Wu, X., Gong Z., Guo, Q., Kong, Y. (2022). Pathological impact and medical applications of electromagnetic field on melanoma: A focused review. *Front Oncol*, 22;12:857068.
- Duck, F. A. (2013). *Physical properties of tissues: A comprehensive reference book*, Elsevier Science.
- Fang, D.G. (2010). *Antenna theory and microstrip antennas*. CRC Press, USA.
- Foley, N.D., Barry, C., Coughlan, R.J., O' Connor P., Roden D. (1990). Pulsed high frequency (27MHz) electromagnetic therapy for persistent neck pain. A double blind, placebocontrolled study of 20 patients. *Orthopedics*, 13(4):445-451.
- Furse, Cynthia., Christensen D.A., Durney C.H. (2009). *Basic introduction to bioelectromagnetics*. CRC press, Taylor and Francis.
- Goswami, D. Y. (2004). *The CRC handbook of mechanical engineering*, Second Edition: CRC Press.
- Goudarzi, I., Hajizadeh, S., Salmani, M. E., Abrari, K. (2010). Pulsed electromagnetic fields accelerate wound healing in the skin of diabetic rats. *Bioelectromagnetics*, 31(4):318-323.
- Grana, D.R, Marcos, H, Kokubu, G.A. (2008). Pulsed electromagnetic fields as adjuvant therapy in bone healing and peri-implant bone formation: an experimental study in rats. *Acta Odontol Latinoam* 21(1): 77-83.
- Gualdi, G., Costantini, E., Reale M., Amerio, P. (2021). Wound repair and extremely low frequency-electromagnetic field: Insight form in vitro study and potential clinical application. *Int J Mol Sci*, 10;22(9):5037.
- Guo, L., Kubat, N.J., Isenberg, R.A. (2011). Pulsed radio frequency energy (PRFE) use in human medical applications. *Electromagnetic Biology and Medicine*, 30(1): 21-45.
- Gümüşay, M., (2016). *Darbeli elektromagnetik alan ışım sistemlerinin in vitro yara iyileşmesine etkisi*. Basılmamış Yüksek Lisans Tezi İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Biyomedikal Teknolojileri Anabilim Dalı.
- Gümüşay, M., Gülbacı, F., Saygılı, S., Aydemir, I., Kaya A., Tuğlu, M. (2016). *Darbeli elektromanyetik alan ve darbeli radyofrekans uygulamalarının sıçanlarda yara iyileşme etkilerinin karşılaştırması*. Tıp Teknolojileri Kongresi, 978-1-5090-2386-8/16.
- Gümüşay, M., Kaya, A. (2014). Düşük enerjili darbeli elektromagnetik alanların yara iyileştirmesine etkileri. *Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi*.
- Habash, R. (2007). Bioeffects and therapeutic applications of electromagnetic energy: *CRC press*.
- Habash, R. W. Y. (2001). *Electromagnetic fields and radiation: Human bioeffects and safety*: Taylor & Francis.
- Hilger, I., Dahlke, K., Rimkus, G., Geyer, C., Seifert, F., Kosch, O., Sachs, J. (2013). Ultra-wideband sensing in medicine. *UltraMEDIS*.
- Işık, E.S. (2014). İnteraktif tıp ve rezonans terapileri. *Türkiye Klinikleri J. Fam. Med-Special Topics* 5(4):35-40.
- Kaya, A., Tuğlu, M., Kaya, D. (2017). Darbeli elektromanyetik alan ve aplikatör tasarımları ve yara iyileşme etkileri. *Tıp Teknolojileri Kongresi*, 978-1-5090-2386-8/16.
- Kouloulias, V., Karanasiou I., Giamalaki, M., Matsopoulos, G., Kouvaris, J., Kelekis, N., Uzunoglu N. (2015). Theoretical analysis, design and development of a 27-MHz folded loop antenna as a potential applicator in hyperthermia treatment. *International Journal of Hyperthermia, Early Online*:1-10.

- Küpelı, M. (2017). *Çift bant mikroşerit GPS anten analizi ve tasarımı*. Basılmamış Yüksek Lisans Tezi Hacettepe Üniversitesi, Lisansüstü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı.
- Levendag, C.,P., Visser, G.,A., Mierlo, M., J., I., Ru, J.,V., Marijnissen, A., Star, M., W., Berg, P., A., Rhooñ C., G., Hermens, F., A., Putten, J., L., W. (1987). *Radiotherapy and Oncology Elsevier*, 11;161-168.
- Li Q., Kao H., Matros E., Peng C., Murphy G., Guo L. (2011). Pulsed radiofrequency energy accelerates wound healing in diabetic mice. *Plast Reconstr Surg*, 127(6):2255-2262.
- Li, W., Huang, C., Ma, T., Wang, J., Liu, W., Yan, J., Sheng, G., Zhang, R., Wu, H., Liu, C. (2021). Low-frequency electromagnetic fields combined with tissue engineering techniques accelerate intervertebral fusion. *Stem Cell Res Ther.*, 17;12(1):143.
- Lyu H., John M., Burkland D., Greet B., Post A., Babakhani A., Razavi M. (2020). Synchronized biventricular heart pacing in a closed-chest porcine model based on wirelessly powered leadless pacemakers. *Scientific Reports*, 10(1):6252.
- Maier, M. (2011). Pulsed radio frequency energy in the treatment of painful chronic cutaneous wounds: A report of two cases. *Pain Medicine*, Volume 12, Pages 829–832.
- Mangavally, S., Pulijala, R. (2011). *Methods to improve heating efficiency of 27 MHz diathermy system by using reflector control*. Basılmamış Yüksek Lisans Tezi California State University, Sacramento, Elektrik-elektronik Mühendisliği Bölümü.
- Markov, M. S., (2007). Pulsed electromagnetic field therapy history, state of the art and future. *The Environmentalist*, 27: 465-475.
- Mohanaragam, K., Palagani, Y., Choi, J. (2019). Evaluation of specific absorption rate in three-layered tissue model at 13.56 MHz and 40.68 MHz for inductively powered biomedical implants. *Appl. Sci.*, 9(6), 1125.
- Naghizadeh, M., Gholampour, S., Naghizadeh, M., Nodoushan, F., S., Nikukar, H. (2020). The effect of electromagnetic field on decreasing and increasing of the growth and proliferation rate of dermal fibroblast cel. *Dermatologic Therapy*, doi:10.1111/dth.13803.
- Özen J, Atay, A, Oruç, S, Dalkız, M, Beydemir, B, Develi, S. (2004). Evaluation of pulsed electromagnetic fields on bone healing after implant placement in the rabbit mandibular model. *Turk J Med* 34(2): 91-95.
- Palero, J., Baragona, M., (2018). Device for radio frequency skin treatment. European Patent Specification. Patent No: EP 3 288 476 B1.
- Pandelisev, K. (2007). Multiple selectable field/current-voltage pads having individually powered and controlled cells. European Patent Specification. Patent No: US 7,177,696 B1.
- Peatros, J., Ware, M. (2011). *Physics of light and optics*: Brigham Young University.
- Pooam, M., Aguida B., Drahy, S., Jourdan N., Ahmad, M. (2021). Therapeutic application of light and electromagnetic fields to reduce hyper-inflammation triggered by COVID-19. *Commun Integr Biol*, 29;14(1):66-77.
- Paulsen F., W Jens. (2013). Sobotta atlas of human anatomy. *Londra, Urban &Fischer*; 3: 34-36
- Ramesh, M. Yip, K.B. (2003). Design formula for inset fed microstrip patch Antenna. *Journal of Microwaves and Optoelectronics*, Vol. 3, No 3, December.
- Rawe, M., I., Lowenstein, A., Barcelo, R., C., Genecov, G., D. (2012). Control of postoperative pain with a wearable continuously operating pulsed radiofrequency energy device: A preliminary study. *Aest Plast Surg*, 36:458-463.

- Refai H., Radwan, D., Hassanien, N. (2014). Radiodensitometric assessment of the effect of pulsed electromagnetic field stimulation versus low intensity laser irradiation on mandibular fracture repair: *A preliminary clinical trial. J Maxillofac Oral Surg*, 13(4): 51-457.
- Rhodes, L, (1981). The adjunctive utilization of diapulse therapy (pulsed high peak power electromagnetic energy) in accelerating tissue healing in oral surgery. *Nat Dent Assoc Quarterly*, 39(1): 166-175.
- Ripin, N. Awang, R.A. Sulaiman, A.A. Baba, N.H. (2012). Rectangular microstrip patch antenna with EBG structure. *IEEE Student Conference on Research and Development (SCOReD)*, December.
- Ruggera, S.,P., Witters, M., D., Maltzhan G., Bassen, I., H. (2003). In vitro assessment of tissue heating near metallic medical implants by exposure to pulsed radio frequency diathermy. *Phys. Med. Bio.* 48;2919-2928.
- Stocchero, M, Gobbato, L, De Biagi, M, Bressan, E, Sivolella, S. (2015). Pulsed electromagnetic fields for postoperative pain: a randomized controlled clinical trial in patients undergoing mandibular third molar extraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 119(3):293-300.
- Tesla, N. (1898). High frequency oscillators for therapeutic and other purposes. *The Electric Engineer*, vol: 26(550)p.477.
- Todorov, N. (1982). Magnetotherapy. *Meditzina i Physcultura Publishing House*; Sofia, 106pp.
- Tsai, M. T., Li, W. J., Tuan, R.S., Chang, W. H. (2009). Modulation of osteogenesis in human mesenchymal stem cells by specific pulsed electromagnetic field stimulation. *Journal of Orthopaedic Research*, 27(9):1169-1174.
- Volakis, J.L. (2018). *Antenna engineering handbook. McGraw-Hill Education; 5th edition*, December 4.
- Wagner, B., Steiner, M., Markovic, L., Crevenna, R. (2022). Succesfull application of pulsed electromagnetic fields in a patient with post-COVID-19 fatigue: a case report. *Wien Med Wochenschr*, 172(9-10):227-232.
- Weiss, D. S., Kirsner, R., Eaglstein, W. H. (1990). Electrical stimulation and wound healing. *Archives of dermatology*, 126(2):222-225.
- Zhang, K., & Li, D. (2013). *Electromagnetic theory for microwaves and optoelectronics*: Springer Berlin Heidelberg.

ÖZ GEÇMİŞ

Zafer Emre ALBAYRAK Samsun Anadolu Lisesi'ni bitirdikten sonra Lefke Avrupa Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünden 2009 yılında mezun oldu. 2016 yılında Ondokuz Mayıs Elektronik Anabilim dalında Yüksek Lisans eğitimini bitirdi. 2009-2010 yılları arasında Samsun Hafif Raylı Sistem Şantiyesinde, 2011-2016 yılları arasında Yeşilirmak Elektrik Dağıtım şirketinde ve 2016 yılından beri Samsun Büyükşehir Belediyesinde tesis sorumlusu olarak görev yapan Zafer Emre ALBAYRAK, orta derecede İngilizce bilmektedir. Temel ilgi alanları, Elektromanyetik Alan Teorisi, Mikroşerit Antenler ve Manyetizmadır (23.09.2022).

İletişim Bilgileri

Öğrenci no : 15210622

ORCID ID : 0000-0002-6632-1670

Yayımlar:

1. Albayrak, Z.E., Kurnaz, Ç. (2021). Microstrip Antenna Design for Pulsed Radio Frequency Energy and Pulsed Electromagnetic Field Applications, International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering, Cilt10, Sayı12, ss.7493-7499, doi:10.15662/IJAREEIE.2021.1012001.
2. Albayrak, Z.E., Kurnaz, Ç. (2021). Çene Cerrahisi Doku Yara Tedavisinde Kullanılacak Bir Mikroşerit Anten Tasarımı, Avrupa Bilim ve Teknolojisi Dergisi, Özel Sayı 29, ss. 111 - 116, doi.org/10.31590 /ejosat.1010456.