

**T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İN-VİTRO UYGULAMALAR İÇİN 2.45 GHZ MİKROŞERİT İMPLANT
ANTEN TASARIMI**

Fatih ALPER

**Danışman
Doç. Dr. Özlem COŞKUN**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ISPARTA - 2020**



© 2020 [Fatih ALPER]

TEZ ONAYI

Fatih ALPER tarafından hazırlanan "İn-Vitro Uygulamalar İçin 2.45 GHz Mikroşerit İmplant Anten Tasarımı" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

Danışman

Doç. Dr. Özlem COŞKUN
Süleyman Demirel Üniversitesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ
Süleyman Demirel Üniversitesi

Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Tuna GÖKSU
Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi

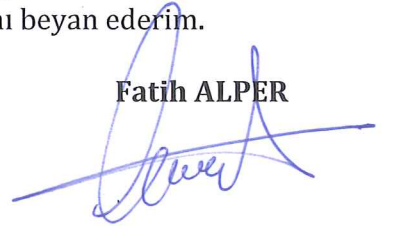
Enstitü Müdürü

Doç. Dr. Şule Sultan UĞUR

TAAHHÜTNAME

Bu tezin akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

Fatih ALPER



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER.....	i
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Mikroşerit Anten	2
1.1.1. Temel anten parametreleri	4
1.1.1.1. Işıma örüntüsü	4
1.1.1.2. Alan bölgeleri.....	5
1.1.1.3. Anten verimliliği.....	6
1.1.1.4. Kazanç	7
1.1.1.5. Yönlülük.....	7
1.1.1.6. Geri dönüş kaybı.....	8
1.1.1.7. Bant genişliği	8
1.1.1.8. Hüzme genişliği.....	9
1.1.2. Mikroşerit antenin avantajları ve dezavantajları	10
1.2. Mikroşerit İmplant Anten	10
1.2.1. İmplant anten yapısı	11
1.2.2. İmplant anten ve ortam	12
1.3. Elektromanyetik Etkileşim.....	13
1.3.1. Elektrik ve manyetik alan	13
1.3.2. Elektromanyetik dalgalar	15
1.3.3. Elektromanyetik dalga çeşitleri.....	16
1.3.4. Elektromanyetik dalganın özellikleri.....	18
1.3.5. Elektromanyetik dalga polarizasyonu	19
1.3.6. Elektromanyetik dalga yayılımı	19
1.3.7. Elektromanyetik alanın dokular üzerindeki etkileri.....	20
1.3.8. Elektromanyetik dalgaların tıpta kullanımı	20
1.4. Radyasyon.....	21
1.4.1. İyonlaştırıcı radyasyon	21
1.4.2. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon.....	22
1.5. SAR (Özgül Soğurma Oranı).....	22
1.6. CST Microwave Studio Simülasyon Programı.....	23
2. KAYNAK ÖZETLERİ.....	26
3. MATERYAL VE YÖNTEM	35
3.1. Mikroşerit İmplant Antenin Tasarımı ve Gerçeklemesi.....	35
3.2. Doku Modelinin Oluşturulması	38
3.3. Deri Dokusunun Özellikleri.....	41
3.5. Doku Fantom Sıvısının Oluşturulması.....	43
3.6. Antenin Yerleştirildiği Ortam.....	44
3.7. Deney Düzenegi ve Ölçüm	46
4. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	48
5. SONUÇLAR.....	55

KAYNAKLAR.....	57
ÖZGEÇMİŞ.....	62



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

İN-VİTRO UYGULAMALAR İÇİN 2.45 GHZ MİKROŞERİT İMPLANT ANTEN TASARIMI

Fatih ALPER

Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Özlem COŞKUN

Günümüzde özellikle ülkemizin öncelikli alanları arasında bulunan sağlık sektöründeki gelişmeler, biyotelemetri sistemlerini de etkilemiş ve biyomedikal cihazların bu alandaki kullanımı önemli oranda artmıştır. Biyotelemetri, insan vücudundaki önemli parametrik değerlerin uzaktan takibini yaparak, doktorlara hastalıkların teşhis ve tedavisinde yardımcı olmayı hedeflemektedir. Biyotelemetriyi oluşturan önemli elemanlardan biri olan antenler, verilerin kablosuz olarak aktarılması ve ilgili sistemin minyatürizasyonunda etkin bir görev üstlenmektedir. Bu bağlamda, küçük boyutlu, biyoyumlu malzemelerle tasarlanan medikal standartlarla belirlenmiş çıkış gücünde bulunan ve yerleştirildiği yakın dokularda istenmeyen ısıl etkiler oluşturmayan mikroşerit anten tasarımları biyomedikal cihaz sistemlerinde gerekmektedir.

Bu tez çalışmasında in-vitro uygulamaları için kullanılacak özgün bir mikroşerit implant anten tasarımı önerilmiştir. Anten boyutu 30 mm*28 mm*1.59 mm olarak tasarlanmıştır. Tasarımında dielektrik sabiti 4.3, kayıp tanjantı 0.025 ve yüksekliği 1.52 mm olan FR4 taban malzemesi kullanılmıştır. İmplant antenin analizi CST Microwave Studio programında gerçekleştirilmiştir. İstenilen değerler elde edildikten sonra doku modeli oluşturularak deri doku içerisine implant anten yerleştirilmiştir. Tasarlanan mikroşerit implant antenin ISM bandında 2.45 GHz'de geri dönüş kaybı ve SAR değeri ölçülmüştür. Yapılan ölçümler sonucunda doku içi ve dışı sırasıyla geri dönüş kaybı -18 dB ve -33 dB, SAR değeri ise 153 W/kg olarak gözlemlenmiştir. Daha sonra antenin baskı devre teknolojisi ile gerçekleştirilmesi yapılarak, deri dokusunun özelliklerini gösteren bir fantom sıvı oluşturulmuş ve anten bu sıvı içine yerleştirilmiştir. Son olarak tasarımı yapılan antenin simülasyon ve deney sonuçları değerlendirilerek literatürdeki çalışmalarla karşılaştırılması yapılmıştır. Deri dokusu içerisindeki ölçüm sonuçlarının benzetim sonuçlarıyla oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: İmplant anten, İn-vitro uygulamalar, Biyotelemetri, Mikroşerit anten

2020, 62 sayfa

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

2.45 GHZ MICROSTRIP IMPLANT ANTENNA DESIGN FOR IN-VITRO APPLICATIONS

Fatih ALPER

**Süleyman Demirel University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Electronic and Communication Engineer**

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Özlem COŞKUN

Today, especially the developments in the health sector, which is among the priority areas of our country, have also affected the biotelemetry systems and the use of biomedical devices in this area has increased significantly. Biotelemetry aims to support doctors in the diagnosis and treatment of diseases by remote monitoring of important parametric values in the human body. Antennas, one of the important elements of biotelemetry, take an active role in wireless transfer of data and miniaturization of the system. In this context, antennas designed with small, biocompatible materials are being developed. These antennas, which are frequently used in biomedical device systems, have an output power determined by medical standards and do not create unwanted thermal effects in the nearby tissues where they are placed.

In this thesis study, a microstrip implant antenna that can be used in in-vitro applications was proposed. Antenna size was designed as 30 mm*28 mm* 1.59 mm. In the design, a FR4 substrate material was used whose permittivity is 4.3, loss tangent is 0.025 and height is 1.52 mm. The analysis of the implant antenna was simulated in the CST Microwave Studio program. After obtaining the desired performance, a tissue model was created and an implant antenna was placed in the skin tissue. Return loss and SAR value of the designed antenna were measured in the 2.45 GHz ISM band. As a result, return losses were observed as -18 dB and -33 dB and SAR was 153 W / kg inside and outside the tissue respectively. Then, the antenna was manufactured with PCB and a phantom liquid was created that provides the electromagnetic properties of the skin tissue and the antenna was placed in this liquid. Finally, the simulation and experiment results of the designed antenna were evaluated and compared with literature studies. It has been observed that the measurement results in the skin tissue are well aligned with the simulation results.

Keywords: Implant antenna, In-vitro application, Biotelemetry, Microstrip antennas.

2020, 62 pages

TEŐEKKÜR

Bu araştırma için beni yönlendiren, karşılaştığım zorlukları bilgi ve tecrübesi ile aşmamda yardımcı olan değerli Danışman Hocam Doç. Dr. Özlem COŞKUN'a teŐekkürlerimi sunarım. Literatür araştırmalarımnda yardımcı olan değerli hocam Arř. Gör. Mahmut Ahmet GZEL'e teŐekkür ederim.

Tezimin her aşamasında beni yalnız bırakmayan aileme sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Fatih ALPER
ISPARTA, 2020



ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1. Mikroşerit yama anten.....	3
Şekil 1.2. Anten alan bölgeleri.....	5
Şekil 1.3. Anten hüzmeye genişlikleri.....	9
Şekil 1.4. Doku içinde implant antenin yapısı.....	11
Şekil 1.5. İmplant antenin yerleştirildiği ortam.....	12
Şekil 1.6. Elektromanyetik dalganın yayılma doğrultusu.....	15
Şekil 1.7. Elektromanyetik spektrum.....	16
Şekil 1.8. CST Microwave Studio simülasyon programı arayüzü.....	24
Şekil 3.1. Tasarımı yapılan antenin simülasyon görüntüsü.....	36
Şekil 3.2. Mikroşerit antenin simülasyon görüntüsü ve ölçüleri.....	37
Şekil 3.3. Tasarımı yapılan antenin gerçekleşmiş görüntüsü.....	38
Şekil 3.4. Üç katmanlı doku modeli.....	39
Şekil 3.5. Doku modelinin yan tarafından simülasyon görüntüsü.....	39
Şekil 3.6. Doku modelinin alt tarafından simülasyon görüntüsü.....	40
Şekil 3.7. Doku modelinin farklı bir açıdan simülasyon görüntüsü.....	40
Şekil 3.8. Deri dokusunda iletkenlik ve dielektrik sabitinin frekansa göre değişimi.....	43
Şekil 3.9. Saydamlaştırılan doku modelinde antenin üstten görüntüsü.....	45
Şekil 3.10. Deri dokusu saydamlaştırılan dokuda antenin yandan görüntüsü.....	45
Şekil 3.11. Deri dokusu saydamlaştırılan dokuda antenin alttan görüntüsü.....	46
Şekil 3.12. Fantom sıvı ve ölçüm düzeneği	47
Şekil 3.13. Oluşturulan fantom sıvı içerisinde S_{11} ölçümünün yapıldığı blok diyagram.....	47
Şekil 4.1. Dokudaki SAR dağılımı ve sonuç skalası.....	50
Şekil 4.2. Tasarımı yapılan antenin doku içindeki elektrik alan dağılımı ve elektrik alanın maksimum değeri.....	52
Şekil 4.3. Tasarımı yapılan antenin doku içindeki yönlülüğü.....	52
Şekil 4.4. Doku dışı S_{11} ölçüm sonuçları	53
Şekil 4.5. Doku içi S_{11} ölçüm sonuçları	54

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1. Tasarımı yapılan antenin uzunluk parametreleri.....	37
Çizelge 3.2. 2.45 GHz'de farklı dokuların elektriksel özellikleri.....	41
Çizelge 3.3. Deri dokunun fantom içeriği.....	44
Çizelge 4.1. Mevcut çalışmanın literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırılması	48
Çizelge 4.2. Farklı güç girişleri için tasarımı yapılan antenin SAR değerleri.....	51



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

B	Manyetik akı yoğunluğu
BG	Bant genişliği
C	Spesifik ısı kapasitesi
CST	Bilgisayar simülasyon teknolojisi
D	Elektrik akı yoğunluğu
D	Yönlülük
DGBE	Diethylene glycol monobuthyl ether
E	Elektrik alan şiddeti
ϵ_0	Toplam verimlilik
ϵ_r	Yansıma
ϵ_c	İletken verimliliği
ϵ_d	Dielektrik verimliliği
FNBW	İlk sıfır ışınma genişliği
G	Kazanç
GHz	Gigahertz
GSM	Mobil iletişim için küresel sistem
H	Manyetik alan şiddeti
HF	Yüksek frekans
HFSS	Yüksek frekanslı yapısal simülatör
HPBW	Yarım güç ışınma genişliği
IEEE	Elektrik-Elektronik Mühendisleri Enstitüsü
IFAC	Uluslararası Muhasebeciler Federasyonu
INIRC	Uluslararası İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon Komitesi
IRPA	Uluslararası Radyasyondan Korunma Ajansı
ISM	Endüstriyel bilimsel ve tıbbi
MDA	Mikrodalga ablasyonu
MHz	Megahertz
MICS	Tıbbi implant iletişim hizmeti
NaCl	Sodyum klorür
PIFA	Düzlemsel ters F anten
Pin	Antenin toplam giriş gücü
Prad	Işınma şiddeti
RFID	Radyo frekansı tanımlama
RL	Geri dönüş kaybı
SAR	Özgül soğurma oranı
U	Antenin belli bir yöndeki ışınma gücü
UHF	Ultra yüksek frekans
TRITON X-100	Polyethylene glycol mono phenyl ether
λ	Dalga boyu
σ	İletkenlik katsayısı
Γ	Yansıma katsayısı
ρ	Yoğunluk

1. GİRİŞ

Telemetri bir sistemin uzaktan ulaşılamayan bir bölgesini kontrol edilmesi ve izlenmesidir. İnsanlar ve hayvanlar için kullanılan telemetriye ise biyotelemetri adı verilmektedir. Biyotelemetri sistemlerinin temelleri, Amerikan Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi NASA tarafından 1958 yılında ortaya çıkarılmıştır. Uzaya gönderilen astronotların fizyolojik parametrelerinin, yeryüzünde bulunan sağlık çalışanlarına iletilmesi için yapılan araştırmalar biyotelemetri sistemlerinin ana gövdesini oluşturmuştur (Singh, 2005). Aynı yıl içerisinde Ake Senning'in ilk kez bir kalp pilini insan vücudu içerisine yerleştirmesi de implant edilebilir biyomedikal cihazların sivil amaçlı kullanımı olarak günlük yaşamımızda yer almıştır (Hall ve Hao, 2012).

Biyotelemetri sistemlerinin ana görevi ise, insan vücudundaki hayati parametrelerin uzaktan takibini yapmak ve doktorlara hastalıkların teşhis ve tedavisinde yardımcı olmaktır. Günümüz biyotelemetri uygulamalarında EKG, EMG, EEG, kanbasıncı, kan akışı ve vücut sıcaklığı gibi birçok değerin uzaktan ölçülmesi mümkündür. Uygulama alanlarındaki bu çeşitlik biyotelemetri sistemlerinde kullanılacak olan biyomedikal cihazların farklılaşmasını sağlamakta ve cihazların tasarımlarını gün geçtikçe değiştirmektedir. Özellikle hastalıkların önceden teşhisinin oldukça önem kazandığı son yıllarda biyotelemetri uygulamalarının gereksinimlerini karşılayacak yenilikçi elemanların (anten, mikroişlemci/mikrodenetleyici, sensör gibi) geliştirilmesine/üretilmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

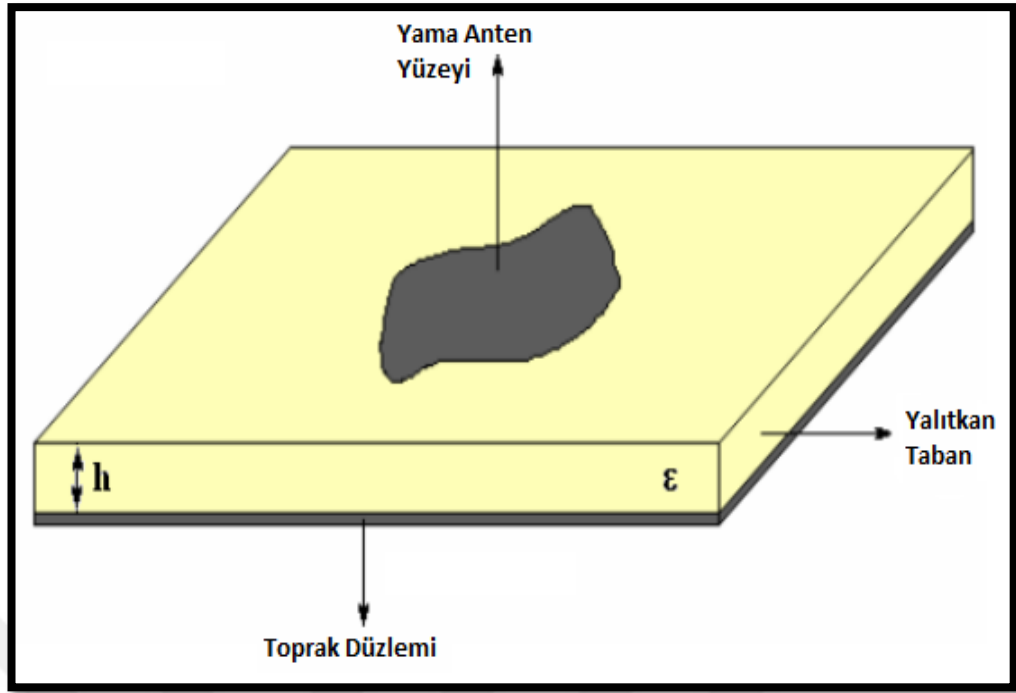
Bu sistemlerin önemli bileşenlerinden biri olan anten elemanı, verilerin iletilmesini sağlarken, sistemin küçültülmesinde de oldukça kritik bir rol oynamaktadır. Bu bağlamda biyo-uyumlu ve uygulama gereksinimlerini karşılayacak minyatür yapıları anten tasarımlarının geliştirilmesi tıbbi sistemin başarımı açısından üstesinden gelinmesi gereken önemli bir parametredir (Topsakal, 2009).

Tıbbi uygulamalarda kullanılan anten tasarımları genel olarak, yutulabilir, giyilebilir ve implant antenler olmak üzere üç grupta incelenmiştir. Yutulabilir antenler, vücut içindeki değişkenlik gösteren bazı parametrelerin (örneğin; ısı) aktarılmasında ve kolon kanserinin teşhisinde kullanılmaktadır (Yang vd., 2008). Giyilebilir antenler ise vücut yüzeyine yerleştirilerek kalp ritmi, kandaki oksijen miktarı ve kandaki şeker seviyesi gibi değerlerin ölçümünde kullanılabilirler (Lee, 2015). İmplant antenler ise vücut içerisinde belirli bir konuma sabit olarak yerleştirilerek mikrodalga görüntüleme, kalp ritim bozuklukları, kanser teşhis ve tedavisinde kullanılmaktadır (Sondas vd., 2014).

1.1. Mikroşerit Anten

Mikroşerit antenler kolay tasarlanabilmesi, uyumluluğu ve mikrodalga bölgesinde çalışabilmesi sebebiyle çokça tercih edilmektedir. Mikroşerit anten fiziki yapı olarak üstte ince iletken ışına yüzeyi, ortada yalıtkan bir malzeme ve altta tamamı ince iletken toprak yüzeyi bulunmaktadır.

Basit bir mikroşerit anten alt ve üst katmanları bakır ve orta malzemesi FR4 yalıtkan malzemeden oluşmaktadır. Üst taraftaki iletken istenilen tasarıma göre farklı şekillerde tasarlanabilir. Alttaki iletken yüzey ise tüm tabakayı kaplamaktadır. Mikroşerit antende en çok FR4'ün kullanılmasının nedeni kolay ulaşılabilirlik ve düşük maliyet olmasıdır. Aşağıdaki Şekil 1.1'de basit bir mikroşerit yama anten görüntüsü verilmiştir.



Şekil 1.1. Mikroşerit yama anten (Keskin, 2012).

Mikroşerit antende kullanılan dielektrik malzemenin iki görevi vardır. Birincisi; kalınlığı ve dielektrik geçirgenliği ile antenin ışıma özelliklerini belirler. İkincisi ise anten malzemelerinin monte edilip sabitlenmesini sağlar (Sainati, 1996).

Mikroşerit anten tasarımında dielektrik malzemenin rolü büyüktür. Dielektrik malzemenin dielektrik değerinin küçük, kalınlığı ise büyük seçilirse antenin ışması daha iyi olmaktadır. Ayrıca bant genişliği de artmaktadır (Pozar, 1992; Balanis, 2005).

Mikroşerit anten yapısı itibariyle baskı devre teknolojisine benzemektedir. Bu sayede bu teknolojinin avantajlarını kendinde barındırır. Altta ki toprak tabakanın iletken bir metal olması sebebiyle füze teknolojilerine de kolay adapte olabilmektedir (Arı, 2013).

Mikroşerit antenler 1953 yılında Deschamps tarafından ilk defa düşünölmüştür. 1955 yılında Gutton ve Baissinot tarafından Fransa'da patenti alınmıştır. Ancak yirmi yıl sonra kolaylıkla uygulanabilir ve üretilebilir konuma gelmiştir. Pratik bir şekilde ilk olarak Howell ve Munson mikroşerit anteni imal etmişlerdir.

Bu çalışmalardan sonra mikroşerit antenin üretiminin basit, maliyetinin düşük olması, küçük olmaları ve dual bant olarak çalışmaları mikroşerit antene olan ilgiyi artırmış ve bu konu üzerine birçok çalışma yapılarak araştırma yazıları yazılmıştır. Mikroşerit antenler 1980'li yıllardan sonra fabrikasyon olarak üretilmeye başlanmıştır (Hall ve James, 1989).

Mikroşerit antenler günümüzde oldukça yaygın olarak birçok alanda kullanılmaktadır. Bu alanlar uçaklar, uzay araçları, radarlar, uydu haberleşmesi, askeri uygulamalar ve biyoteleometri uygulamaları olarak özetlenebilir. Mikroşerit antenlerin dar bant ve giriş empedans uyumsuzluğu gibi dezavantajları da vardır. Ancak bu durumların üstesinden besleme tipi, besleme yeri, besleme hattının genişliği ve diğer özellikler ayarlanarak üstesinden gelinir. Böylelikle mikroşerit antenler birçok farklı alanda rahatlıkla kullanılabilir.

1.1.1. Temel anten parametreleri

Temel anten parametreleri antenin performansını değerlendirebilmek amacıyla önemli bir yere sahiptir. Anten parametrelerinin bazıları birbiriyle bağlantılıdır (Balanis, 2013).

1.1.1.1. Işıma örüntüsü

Anten ışma örüntüsü, antenin ışma özelliklerini uzay koordinatlarına göre açıklayan matematiksel fonksiyon ya da grafiksel gösterimlerdir (Balanis, 2013). Çoğu durum için ışma örüntüsü uzak alan için tanımlanır. Işıma özellikleri güç alıcı yoğunluğu, ışma şiddeti, alan kuvveti, yönlülük ya da polarizasyonudur.

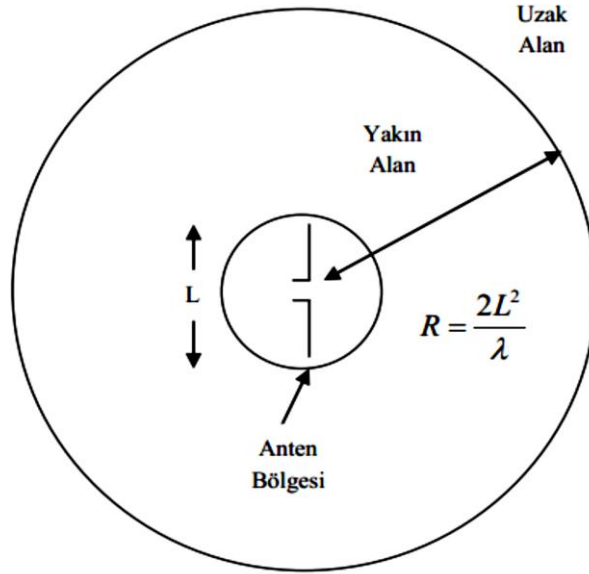
Genellikle dB cinsinden ifade edilir. Logaritmik olarak da ifade edilebilir (Balanis, 2013).

1.1.1.2. Alan bölgeleri

Antenin ışıması ile ilgili hesaplamalar yaparken alan kavramından da bahsetmek gerekir. Ölçümleri yapılan noktanın antene olan uzaklığına göre sonuçlar değişecektir.

Anteni kuşatan üç alan vardır. Bunlar reaktif yakın alan, ışılan yakın alan ve uzak alandır (Balanis, 2013).

Şekil 1.2’de uzak ve yakın alan bölgeleri gösterilmiştir.



Şekil 1.2. Anten alan bölgeleri (Balanis, 2005)

Reaktif yakın alan antenin hemen dışını çevreleyen alandır. Yakın alanın antene yakın olan kısmı da denilmektedir.

$$R < 0.62\sqrt{D^3/\lambda} \quad (1.1)$$

Işıyan yakın alan, uzak alan ile reaktif yakın alan arasında kalan bölgedir. Antenin boyutu (D), dalga boyundan küçük ise veya antenin boyutu dalga boyuna göre çok küçük ise bu bölgeden söz edilmeyebilir (Balanis, 2013).

$$R \geq 0.62\sqrt{D^3/\lambda} \quad (1.2)$$

Uzak alan enerjinin antene dönmediği yüksüz olan bölgedir. Uzak alan koşulları; Antenin uzak alanının belirlenebilmesi için geometrik ve optik koşulların sağlanması gerekir.

- Geometrik koşul; $R \gg 0$ (gözlem noktası)
- Optik koşul; $R \gg \lambda$ olması gerekir.

$$R < 2 * D^2/\lambda \quad (1.3)$$

D: Antenin en büyük boyutu

λ : Dalga boyu

1.1.1.3. Anten verimliliği

Antenin verimliliğini etkileyen birçok etken vardır. Örneğin besleme hattının empedans uyumluluğu, kullanılan dielektrik malzemenin kayıpları antenin verimliliğini etkileyen başlıca etkenlerdendir (Gözel, 2015). Toplam verimliliği formalize etmek gerekirse;

$$e_0 = e_r e_c e_d \quad (1.4)$$

e_0 : Toplam verimlilik

e_r : Yansımaya $(1-|\Gamma|^2)$

e_c : İletken verimliliği

e_d : Dielektrik verimliliği

Γ : Antenin giriş terminalinde gerilim yansımaya katsayısı

1.1.1.4. Kazanç

Anten kazancı, antenin performansı hakkında bize bilgi veren parametrelerdendir. Antenin kazancı yönlülükle alakalıdır. Fakat kazançta verimliliğe bakılması gerekir. Antenin kazancı bir yöndeki ışımaya şiddetinin, antenin her tarafındaki ışımaya şiddeti toplamına bölünmesi ile hesaplanır (Balanis, 2013). Antenin kazancı (1.5)'deki formül ile hesaplanabilir.

$$\text{Kazanç} = G = 4\pi \frac{U(\theta, \phi)}{P_{in}} \quad (1.5)$$

U: Antenin belli bir yöndeki ışımaya gücü

P_{in}: Antenin toplam giriş gücü

1.1.1.5. Yönlülük

Yönlülük, antenin bir yöne yaptığı ışımaya şiddetinin diğer bütün yönlerde yaptığı ortalama ışımaya şiddetine bölünmesi ile elde edilir. Yönlülük boyutsuz bir parametredir. Ortalama ışımaya şiddeti ise toplam ışımaya şiddetinin 4π ye bölümünden elde edilir (Balanis, 2013).

Yönlülük anten için oldukça önemli bir parametredir. Çünkü haberleşme için iki anten kullanıldığında bunların yönlülük olarak doğru konumlandırılması gerekir. Böylece iletim sağlanabilir. Yönlülüğün matematiksel ifadesi;

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U}{P_{rad}} \quad (1.6)$$

D: Yönlülük

U: Antenin belli bir yöndeki ışımaya gücü

P_{rad}: Işıma şiddeti

1.1.1.6. Geri dönüş kaybı

Bir devrede verilen elektromanyetik sinyalin geri gelen kısmına yansıyan dalga denir. Geri yansıyan bu dalgayı ifade etmek için yansıma katsayısı ifadesi kullanılır (Kasar, 2015). Aynı zamanda yansıma katsayısı giden dalga gerilimiyle dönen dalga geriliminin birbirine oranına eşittir ve dB cinsinden ifade edilir. dB cinsinden bu parametreye geri dönüş kaybı adı verilir Geri dönüş kaybı antenin empedans uyumluluğunun ne kadar iyi olduğu hakkında bilgi vermektedir. Matematiksel gösterimi;

$$RL = 20 \log |\Gamma| \quad (1.7)$$

RL: Geri dönüş kaybı

Γ : Yansıma katsayısı

Devrede yansımanın hiç olamaması istenir. Fakat bu mümkün değildir. Geri dönüş kaybı hiçbir zaman sıfır olmaz. Devrenin kullanıldığı yere göre minimize edilir (Gözel, 2015).

1.1.1.7. Bant genişliği

Anten karakteristiklerinin belirli bir standardı sağladığı frekans aralığına antenin bant genişliği denir. Bant genişliğinin alt sınırına alt kesim frekansı, üst sınırına üst kesim frekansı denir. Bant genişliği S_{11} grafiğinde 10 dB aralığında kalan frekans aralığı olarak da tarif edilebilir.

Antenler geniş bantlı veya dar bantlı olarak tarif edilirler. Geniş bant üst kesim frekansının alt kesim frekansına oranı olarak verilir. Günümüzde 40:1 oranında çok geniş bantlı antenlerde vardır. Dar bantlı antenler ise üst ve alt kesim frekans aralığının merkez frekansına oranı yüzde olarak verilir (Balanis, 2013).

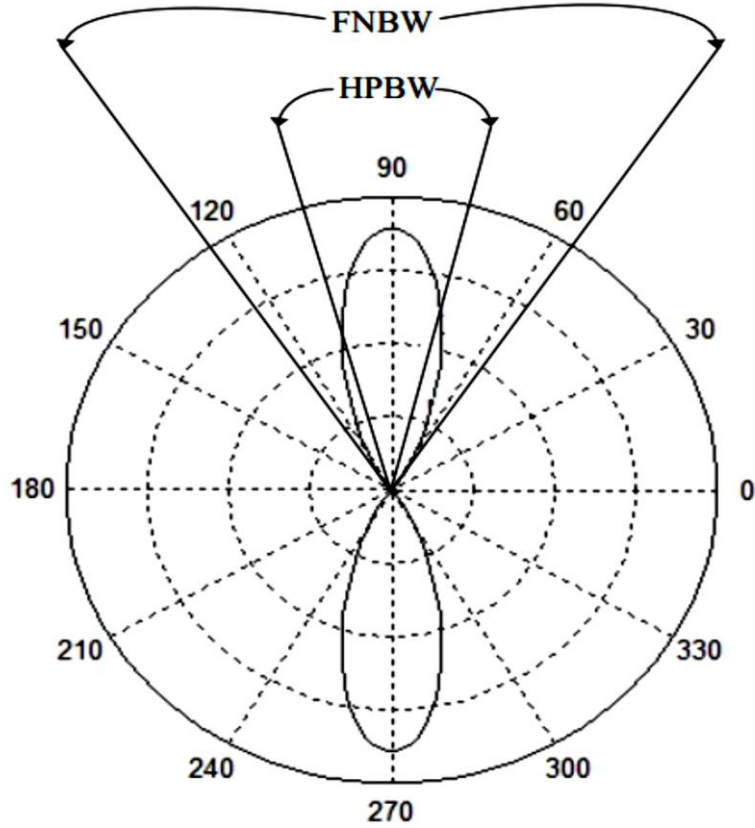
Bant genişliği geniş ve dar bant olarak formalize etmek gerekirse sırasıyla;

$$BG = \frac{f_{üst}}{f_{alt}} \text{ (geniş bant)} \quad (1.8)$$

$$BG (\%) = \frac{f_{üst} - f_{alt}}{f_{merkez}} * 100 \text{ (dar bant)} \quad (1.9)$$

1.1.1.8. Hüzme genişliği

Bir anten örüntüsünün en yüksek olduğu değerde seçilen noktaların arasında kalan açı olarak tarif edilebilir. Şekil 1.3'de anten hüzme genişliklerinin görüntüsü verilmiştir. İki çeşit hüzme genişliğinden bahsedilebilir. Bunlardan birincisi yarı güç hüzme genişliğidir (HPBW). Yarı güç hüzme genişliği güzün yarıya düştüğü yerdeki açıdır. İkincisi ise ilk sıfır hüzme genişliğidir (FNBW). Gücün sıfıra düştüğü yerdeki açıdır (Balanis, 2013).



Şekil 1.3. Anten hüzme genişlikleri (Gözel, 2015)

1.1.2. Mikroşerit antenin avantajları ve dezavantajları

Avantajları,

- Çok küçük boyutlarda tasarım yapılabilirler.
- Maliyeti düşüktür.
- İstenilen yere uygun tasarım yapabilmeye olanak sağlar.
- Dual bant veya çoklu bant tasarımı yapılabilir.
- Füze ve diğer teknolojilere kolay uyum sağlayabilir.
- Baskı devre teknolojisi kullanıldığı için tasarımı kolaydır.
- Seri üretime uygundur.

Dezavantajları,

- Dar bant genişliği.
- Verimi düşüktür.
- Kazancı düşüktür.
- Eklem yerlerinde istenmeyen ışımlar oluşmaktadır.
- Işımları yönlüdür. Bu bazı tasarımlarda avantaj da olabilir.

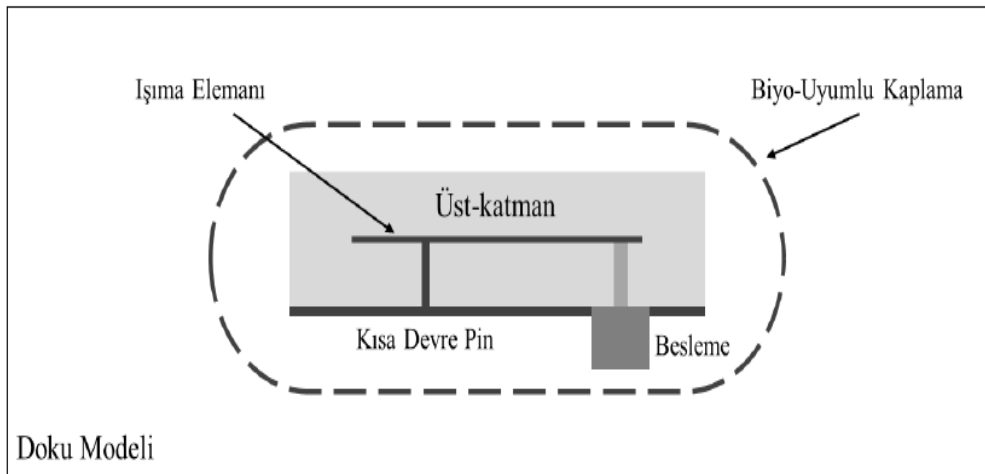
1.2. Mikroşerit İmplant Anten

İnsan vücuduna anten yerleştirilerek, cihazlarla kablosuz haberleşme için birçok çalışma yapılmıştır (Basari vd., 2012; Hassan, 2016). Bu çalışmalar sonucunda implant anten tasarımları yapılmaya başlanmıştır. İmplant antenler insan vücuduna yerleştirildiği için boyutlarının oldukça küçük tasarlanması gerekmektedir. Ayrıca bu antenlerin küçük güçlerde iyi performans göstermesi amaçlanmıştır.

1.2.1. İmplant anten yapısı

İmplant antenlerin yerleştirildikleri ortama göre doku eşdeğerinin oluşturulması gerekir. Simülasyon için kullanılan dokunun büyüklüğü ve kalınlığı kullanıldığı yere göre değişmektedir. Dokunun büyük oluşturulması ölçüm sonuçları için iyi olabilir. Fakat dokunun büyük oluşturulması simülasyon sonucuna ulaşmayı geciktirebilir (Yamaç, 2015).

İmplant antenler doku içine uygulanacağı için antenin doku ile temasını engellemek amacıyla biyo uyumlu katman kullanılmaktadır (Şekil 1.4). Yoksa insan vücudu antene karşı tepki gösterecektir ve antenin performansını etkileyecektir (Yamaç, 2015).



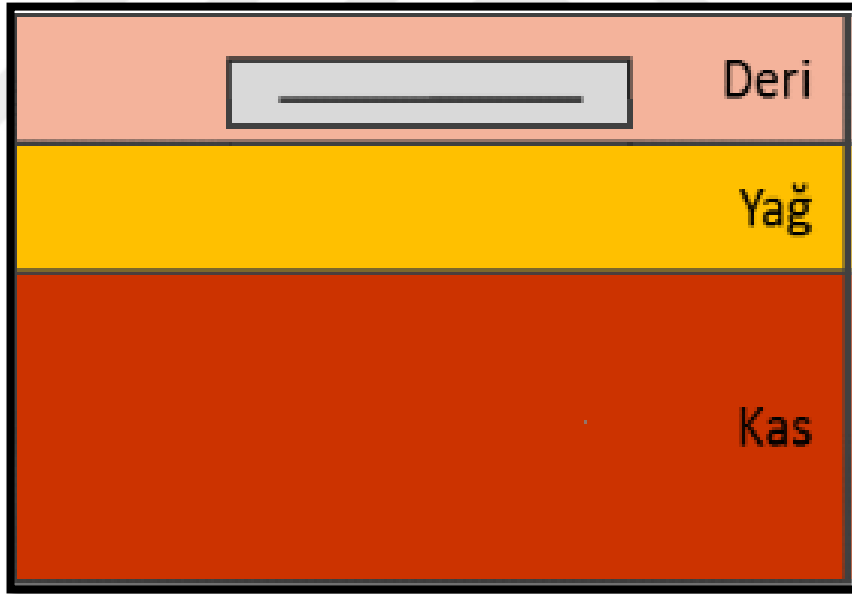
Şekil 1.4. Doku içinde implant antenin yapısı (Yamaç, 2015)

Doku içinde kullanılan anten boyutunun küçük olması oldukça önemlidir. Bu durum için bu alanda yapılan çalışmalarda PIFA antenin kullanıldığı görülmüştür (Kiourti ve Nikita, 2012a). PIFA anten bir antenin boyutunu yarıya düşürerek aynı işlevi görmesini sağlayabilir (Liu vd., 2008; Huang ve Kishk, 2011).

1.2.2. İmplant anten ve ortam

İmplant antenin doku içine yerleştirilmesinde birçok parametreye dikkat etmek gerekmektedir. Doku ortamı havaya göre daha kayıplı bir ortamdır. Mikroşerit anten doku içine yerleştirildiği zaman merkez frekansı ve S_{11} 'inde değişimler olmaktadır. Bunun sebeplerinden bir tanesi doku ve havanın dielektiğinin ve iletkenliğinin farklı olmasıdır. Ayrıca dokuda anten gücünün soğurulması ve elektromanyetik dalgaların yansımaları fazla olacağı için anten performansı ciddi manada farklılık gösterecektir.

Bu tür çalışmalarda doku örneği üç katmanlı olarak tasarlanmaktadır (Şekil 1.5) (Kim ve Rahmat-Samii 2004; Karaçolak vd., 2008; Almari vd., 2013; Doddipalli vd., 2017; Gözel vd., 2019). Kas doku, yağ doku ve son olarak en üstte olacak şekilde deri doku konulmaktadır.



Şekil 1.5. İmplant antenin yerleştirildiği ortam

Deri doku ve farklı dokulara yerleştirilmiş çalışmalarda vardır (Polat 2011; Arı 2013; Almari vd., 2013; Kampianakis vd., 2017; Kumar vd., 2017).

Simülasyonda kullanılmak üzere parametrelerin daha iyi gözlemlenebilmesi için üç boyutlu olarak insan vücudu modellenilebilir. Fakat bu şekildeki modellemelerde ve doku modelinin büyük tasarlanmasında simülasyon süresi çok fazla uzamaktadır. Bu nedenden dolayı uygulanması oldukça zordur (Yamaç, 2015).

1.3. Elektromanyetik Etkileşim

Teknolojinin artmasıyla elektromanyetik dalga üreten cihazların kullanımı gittikçe artmıştır. Dolayısıyla insanların bu dalgalara olan maruziyeti artmıştır (Atılğan, 2013). İnsanlar üzerinde elektromanyetik dalgaların bu şekilde artması bu dalgaların zararının araştırılması ve ölçümlerin yapılması noktasında birçok çalışma ortaya konulmuştur (Özen vd., 2004; Us, 2017; Wessapan ve Rattanadecho, 2018).

1.3.1. Elektrik ve manyetik alan

Bir cisim üzerindeki proton ve elektronun durumuna göre cisim yüklü veya yüksüz sayılır. Cisimlerdeki yükün çeşidine göre cisimler birbirini çeker veya iterler. Böylece yükler arasında bir etkileşim olur. Alan, uzayda yüklerin karakterine ve yükler arasındaki uzaklığa bağlı olarak, yüklerin etrafında oluşan etkileşimin, etkilerini ve yönünü göstermek üzere bahsedilen bir terimdir (Atılğan, 2013).

Elektrik alan; birim yüke etki eden kuvvet olarak adlandırılır. Yönlü bir büyüklüktür. Birimi volt/metre (V/m)'dir. Elektrik alanın şiddeti kaynaktan uzaklaştıkça azalır. Elektrik alanda elektrik alan vektörleri vardır. İki zıt kutup olması durumunda vektör çizgileri artı gruptan eksi gruba doğru olur. Aynı kutup olması durumunda vektör çizgileri birbirleri asla kesmezler birbirini itecek şekilde sonsuzda eş doğrultuda olurlar (Postacı, 2017).

Manyetik alan; duran ya da hareketli yüklü parçacıkların etrafında elektrik alan oluştuğu gibi, hareketli parçacıkların etrafında elektrik ve manyetik alan oluşur.

Manyetik alan için parçacıkların hareketli olması gerekir. Vektörel bir büyüklüktür. Birimi amper/metre (A/m)'dir. Manyetik alan elektrik alana göre daha etkilidir. Ayrıca manyetik alanın şiddeti akımın hızıyla doğru orantılıdır.

Hareketli olan elektrik yüklerinin manyetik alanın kaynağı olması E (Elektrik alan şiddeti V/m), B (Manyetik akı yoğunluğu Wb/m²), D (Elektrik akı yoğunluğu C/m²), H (Manyetik alan şiddeti A/m), vektörlerinin arasında bir ilişki oluşturur. Bu ilişki ünlü fizikçi Maxwell tarafından ortaya konulmuştur. Maxwell denklemleri integral form olarak aşağıda ifade edilmiştir (Polat, 2011).

Faraday kanunu:

$$\oint E \cdot dl = - \frac{d}{dt} \int_s B \cdot n \cdot da \quad (1.10)$$

Amper çevre kanunu

$$\oint_c H \cdot dl = \int_s J \cdot n \cdot da + \frac{d}{dt} \int_s D \cdot n \cdot da \quad (1.11)$$

Manyetik alan için Gauss kanunu:

$$\oint_{\Sigma} B \cdot n \cdot da = 0 \quad (1.12)$$

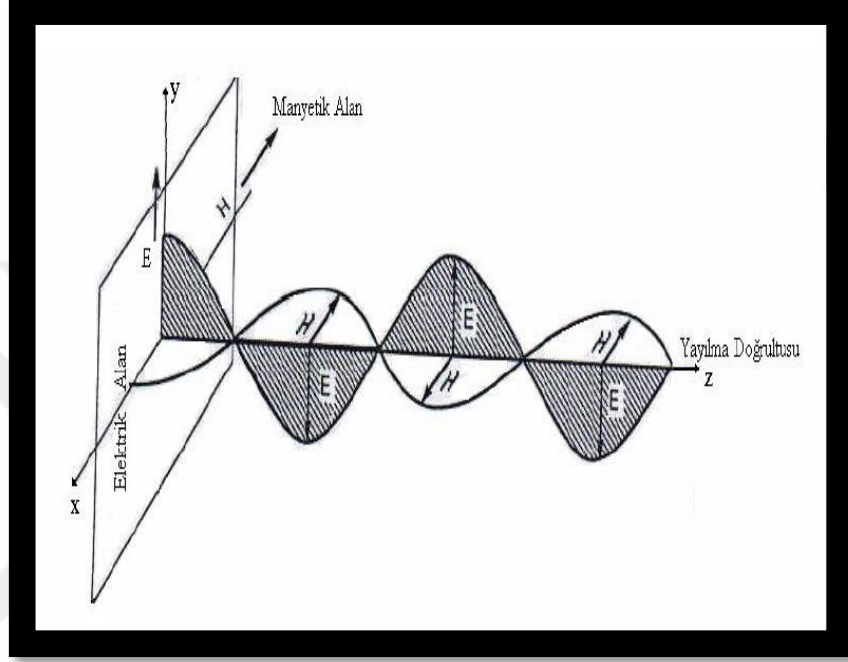
Elektrik alan için Gauss kanunu:

$$\oint_{\Sigma} D \cdot n \cdot da = \int_v \rho \cdot dv \quad (1.13)$$

olarak ifade edilir.

1.3.2. Elektromanyetik dalgalar

Elektromanyetik dalgalar boş uzayda ışık hızı ile ilerleyebilen elektrik ve manyetik bileşeni olan dalgardır. Bu dalgalar bir akım kaynağı tarafından üretilirler. Dalganın yayılma doğrultusu Şekil 1.6 'da gösterilmiştir.



Şekil 1.6. Elektromanyetik dalganın yayılma doğrultusu (Us, 2013)

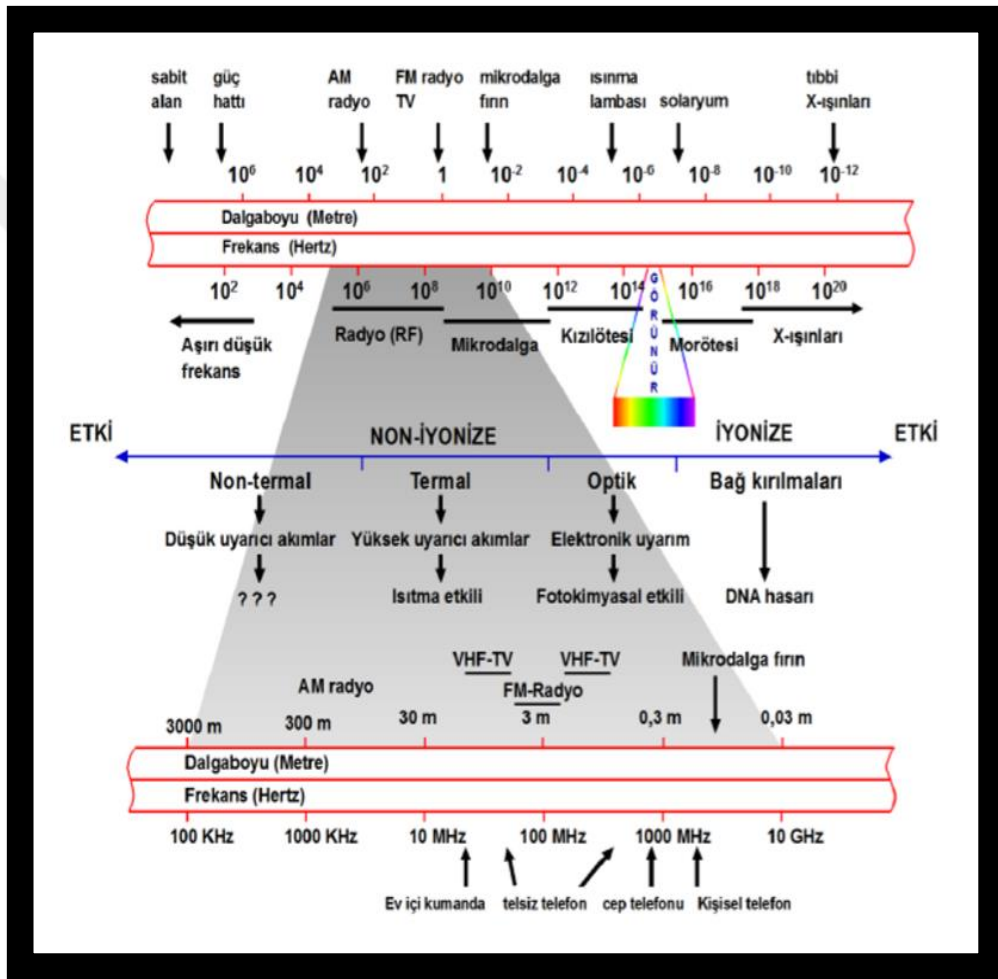
Doğal elektromanyetik kaynakları olarak güneş, bazı yıldızlar ve atmosferdeki etkileşimler olarak söylenebilir.

Doğal olmayan bazı elektromanyetik dalga kaynakları ise:

- Elektrik hatları
- Elektrikli ev aletleri
- Vericiler (Radyo ve TV)
- Telsiz sistemleri
- GSM baz istasyonu ve GSM telefon cihazları olarak söylenebilir (Güngör, 2005).

1.3.3. Elektromanyetik dalga çeşitleri

Bir enerjinin uzayda dalga olarak ilerlemesine ışına adı verilir. Bu tanımdan yola çıkarak elektrik ve manyetik dalganın uzayda ilerlemesine ise elektromanyetik ışına denir. Elektromanyetik dalgalar frekanslarına göre gruplandırılırlar. Bu gruplandırmanın sonucunda oluşan dağılıma spektrum adı verilir. Şekil 1.7’de elektromanyetik spektrum gösterilmiştir (Düzgün, 2009).



Şekil 1.7. Elektromanyetik spektrum (Postacı, 2017)

Radyo dalgaları:

Radyo dalgaları frekans olarak küçük fakat dalga boyları oldukça büyüktür. Dalga boylarının uzun olması sayesinde çok uzun mesafelere bozulmadan gönderilebilir. Radyo dalgaları elektronik devrelerle üretilirler (Düzgün, 2009).

Mikrodalgalar:

Mikrodalgaların boyları 50 mm ile 30 cm arasındadır. Bu dalgaların bir diğeri adı radar dalgalarıdır. Bunun nedeni radar teknolojilerinde kullanılmasıdır. Elektronik lambalar aracılığı ile üretilirler. Uzun süreli mikrodalgalara maruz kalmak insan vücudunda olumsuz etkilere yol açabilir. Tıpta fizik tedavi uygulamalarında ısıtma amacı bu dalgalar uygulanmaktadır (Düzgün, 2009).

Kızılötesi ışınlar:

Kızılötesi ışınların dalga boyları 0.8 nm – 125 nm arasındadır. Sıcak cisimlerden yayılırlar. Gece görüşü, termografi, meteoroloji gibi alanlarda kullanılırlar (Düzgün, 2009).

Görünür ışık:

Görünür ışıkların dalga boyları 360 nm – 800 nm arasındadır. Spektrumda insan gözü tarafından görülen kısımdır. Atomların ısı etkisinde uyarılmaları sonucu ortaya çıkarlar (Düzgün, 2009).

Morötesi ışınlar:

Morötesi ışınlar 60 nm ile 380 nm arasındadır. Gaz boşalma tüpleri ile metallere orta hızda çarpması sonucu üretilirler. Morötesi ışınlar az miktarda olduğunda vücuda yararı vardır. Çünkü D vitamini sentezi ve kemik gelişimi için etkin rol oynar. Ancak insan vücudu fazla miktarda bu ışınlara maruz kalırsa, vücutta bulunan protein ve nükleik asitler bu ışını çok soğuracağından dolayı cilt kanserine yol açabilir. Dünyadaki ozon tabakasının delinmesinden dolayı dünyanın bu ışınların tehdidi altında kaldığını uzmanlar bildirmektedir (Düzgün, 2009).

X ışınları:

X ışınları 10^{-13} ile 10^{-8} m arasındadır. Metal bir yüzeye yüksek enerjili elektronların çarpıtılması sonucu üretilirler (Düzgün, 2009). İnsan vücudunun uzun süreli maruz kalması sonucu kansere yol açabilir. Tıpta radyo terapi uygulamalarında kullanılmaktadır. Bu dalgalar insan vücudunda her şeyi delip geçerken, kemikler ve dişler bu dalgaları soğurur. Böylece kemiklerin ve dişlerin görüntülenmesi sağlanır.

Gama ışınları:

Gama ışınları 10^{-14} ile 10^{-10} m arasındadırlar. Radyoaktif çekirdeklerin dönüşümleri sırasında ortaya çıkarlar. Spektrumun en yüksek enerjili dalgalarıdır. İnsan vücudunun kesinlikle maruz kalmaması gerekir. Kanserojen etkileri vardır (Düzgün, 2009).

1.3.4. Elektromanyetik dalganın özellikleri

Elektromanyetik dalgalar enerji ile birlikte momentum taşırlar. Bir dalgadaki elektrik ve manyetik alan aynı fazdadır. Bu dalgalarda elektrik ve manyetik alan bileşenleri birbirine dik bir şekilde bir doğrultuda yayılırlar. Ayrıca diğer dalgalarda olduğu gibi elektromanyetik dalgalarda da frekans, dalga boyu ve şiddet gibi terimlerden bahsedebilir.

Frekans; elektromanyetik bir dalganın kendini tekrarlama sıklığı olarak ifade edilebilir. Birimi Hertz (Hz)'dir.

Dalga boyu; elektromanyetik dalgaların salınımlarını tamamlarken aldığı mesafe dalga boyu olarak adlandırılır. Birimi metre (m)'dir. Lamda (λ) ile gösterilir (Görgün, 2005).

1.3.5. Elektromanyetik dalga polarizasyonu

Elektromanyetik dalgalar enine dalgalardır. Bu yüzden boyuna dalgaların aksine elektrik ve manyetik alan vektörleri yayılma yönüne diktirler. Bununla birlikte enine dalgalar düzlemsel polarize olurlar. Dalgaların yayılımında bir noktada elektrik alan vektörünün zamanla çizdiği şekle dalga polarizasyonu denilmektedir. Elektrik alan vektörünün zamanla çizdiği şekil olarak da tanımlanabilir. Elektrik alan vektörü doğrusal ise doğrusal polarizasyon, eliptik olarak ilerliyorsa eliptik polarizasyon, dairesel bir şekil çizerek ilerliyorsa dairesel polarizasyon olarak adlandırılır. Aynı zamanda elektrik alan bileşeni yere dik bir şekildeyse düşey polarizasyon, elektrik alan bileşeni yere eş doğrultuda ise yatay polarizasyon olarak tanımlanır. Böylece bir elektromanyetik dalga üreten vericinin polarizasyonu ne ise, alıcının da aynı olmalıdır (Görgün, 2005).

1.3.6. Elektromanyetik dalga yayılımı

Elektromanyetik dalgalar farklı ortamlarda ilerlerken farklı cisimlerle karşılaşılırlar. Bu engellerin yapısına göre dalganın göstermiş olduğu davranış farklılık gösterir. Bu davranışları yansıma, kırınım, kırılma ve saçılma olarak sınıflandırabiliriz.

Yansıma: Elektromanyetik dalganın önündeki cisme çarparak belli bir açıyla geri dönmesidir. Aynalarda ışığın yansıması gibi düşünülebilir.

Kırınım: Elektromanyetik dalga önündeki engele çarptığında güç kaybederek devam eder. Bu durum kırınım olarak adlandırılır.

Kırılma: Elektromanyetik dalganın bulunduğu ortamdaki hava yoğunluğunun değişmesi kırılmaya yol açabilir. Çok yoğun ortamdaki az yoğun ortama geçerken veya az yoğun ortamdaki çok yoğun ortama geçerken dalga normal ile belli bir açı yaparak kırılmaya uğrar.

Saçılma: Bir verici tarafından gönderilen dalganın kırılma, kırınım ve yansıma gibi nedenlerden dolayı bir kısmı farklı doğrultularda ilerlemektedirler. Böylece alıcıya farklı yönlerden dalgalar gelmeye başlar. Bu duruma saçılma denir. Alıcıya gelen sinyalin gücü daha yüksek veya zayıf olabilir (Görgün, 2005).

1.3.7. Elektromanyetik alanın dokular üzerindeki etkileri

Günümüzde elektronik cihazların çok kullanılması üzere elektromanyetik alana maruziyet gittikçe artmaktadır. Çünkü çevremizdeki elektronik cihazlar düşük veya yüksek elektromanyetik dalga oluşturmaktadırlar. Elektromanyetik alana maruz kalan dokularda alanın yüksek veya düşük olması fark etmez mutlaka etkileri olur. Fakat alanın yüksek olması daha ciddi sonuçlara yol açabilir. Elektromanyetik alana maruz kalan dokularda ısınmalar meydana gelebilir. Aynı zamanda dokularda kimyasal değişimlere de yol açabilir. İnsanlardaki bu etkiler yorgunluk ve halsizlik olarak gözükabilir (Atılğan, 2013).

Elektromanyetik alan yüksek olduğu zaman dokularda dalgadan ziyade enerji olarak hareket eder. Bu enerji dokulardaki atomlar arası bağları kopararak atomları negatif veya pozitif olarak yüklü konuma getirebilir. Aynı zamanda bu enerjideki ışınlar (X ve Gamma) moleküllere çarptığında molekülün yapısını değiştirebilirler. Böylece o dokuda kanser olma yolu kolaylaşmış olur (Atılğan, 2013).

1.3.8. Elektromanyetik dalgaların tıpta kullanımı

Teknolojinin gelişmesiyle günümüzde tıptaki birçok cihazda elektromanyetik dalgaların kullanıldığını görmek mümkündür. Tıpta kullanılan bazı elektromanyetik dalgaları ve cihazları aşağıdaki gibi sınıflandırabiliriz (Us, 2013).

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) – Radyo frekans dalgaları

Bilgisayarlı tomografi (BT) – X ışınları

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) - Gama ışınları

Floroskopik, Radyografik Görüntü – X ışınları

Osteoartirit Tedavisi – Radyo Dalgaları

Göz Hastalıkları ve Ameliyatı – Argon lazer

Hipertermi ve Ablasyon – Radyo frekansı, Mikrodalga, Kızılötesi, Lazer

1.4. Radyasyon

Atom bir elementin bütün özelliklerini taşıyan en küçük parçasıdır. Atomlarda merkezde yani çekirdeğinde pozitif yüklü ve nötr parçacıklar, etrafında ise negatif yüklü elektronlar bulunur. Bir atom kararsız halden kararlı hale geçerken etrafa elektromanyetik dalga veya parçacık olarak enerji yayar. Bu yayılan elektromanyetik dalga veya parçacık olan enerjiye radyasyon denir. Radyasyonu iki başlık altında toplayabiliriz (Postacı, 2017).

- İyonlaştırıcı radyasyon
- İyonlaştırıcı olmayan radyasyondur

1.4.1. İyonlaştırıcı radyasyon

Elektromanyetik dalgaların veya parçacık olarak ilerleyen enerjinin bir ortamdan geçerken ortama enerji yaymasıyla ortamdaki atomları iyonlaştıran radyasyon türüdür. Bir gram dokunun absorbe ettiği enerjiye rad denir. Rad; radyasyonun enerji birimidir.

- 0 - 125 arası rad çok az bulgulara
- 125 – 250 arası rad düzeltilebilir bulgulara
- 250 – 400 arası rad düzeltilemeyen ve bazen ölüme
- 500 rad ve üzeri %50 ölüme
- 700 rad ve üzeri kesin ölüme sebep olur (Postacı, 2017).

1.4.2. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon

İyonlaştırıcı olmayan radyasyon elektromanyetik olmayan radyasyon olarak da adlandırılırlar. Düşük frekanslıdır ve enerjileri az olduğu için ortamdaki atomları iyonlaştıramazlar. Mobil haberleşmedeki radyasyon bu gruba dahil edilebilir. İnsan vücuduna etki eden bu radyasyon belli bir bölgede ısınmaya neden olur. Bu ısınma içeriden olduğu için deride hissedilmeyebilir. Bu yüzden uluslararası standartlar belirlenmiştir (Postacı, 2017).

1.5. SAR (Özgül Soğurma Oranı)

Özgül soğurma oranı (SAR-Specific Absorption Rate) birim ağırlık başına soğurulan elektromanyetik güç olarak ifade edilir. Birimi watt/kilogramdır (W/kg).

Elektromanyetik dalganın dokuya etkisi, dalganın enerjisine, dokunun maruz kalma süresine ve soğurulan enerjinin miktarına göre değişmektedir. Doku tarafından soğurulan bu güç (özellik oranı) ısınmaya neden olur. Bu gücün soğurulma hızı çok önemlidir. Bu hızı etkileyen faktörler bazıları ise dalganın frekansı, dalganın geliş açısı, dokunun elektriksel özellikleri, dokunun elektromanyetik kaynağa mesafesi ve dokudaki su oranıdır. SAR değerini doğrudan ölçmek kolay değildir. Ölçüm yapılabilmesi için elektrik alan, manyetik alan ve enerji yoğunluğu gibi parametreler kullanılmaktadır (Postacı, 2017).

Özgül soğurma oranının matematiksel formülü aşağıdaki gibidir.

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} E^2 \quad (1.14)$$

E; elektrik alan (V/m)

σ ; iletkenlik (S/m)

ρ ; yoğunluk (kg/m^3)

Özgül soğurma oranı ile sıcaklık arasındaki bağlantı ise;

$$SAR = C \frac{dT}{dt} \quad (1.15)$$

C; spesifik ısı kapasitesi

dT/dt ; doku içindeki sıcaklık artışı

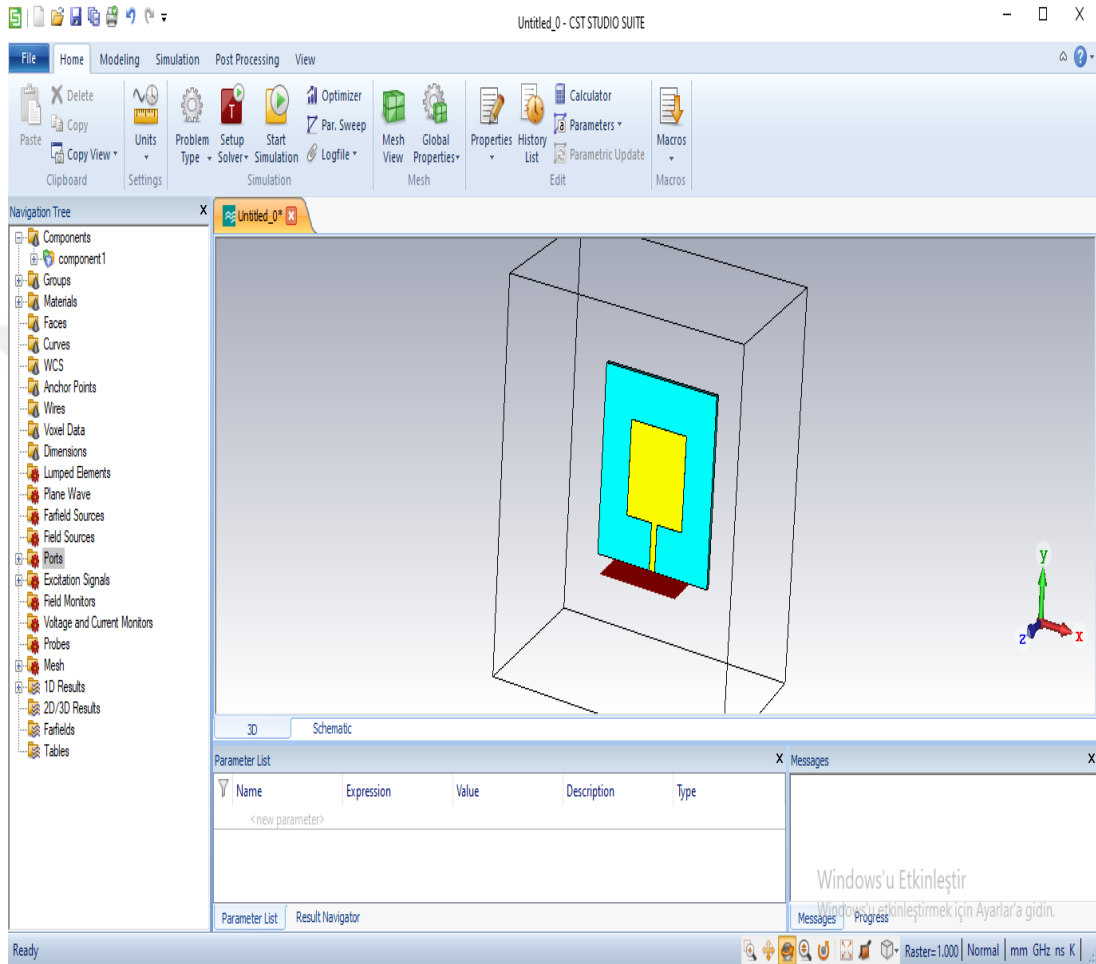
olarak ifade edilir (Psenakova, 2006).

Dokuda 1°C'lik sıcaklık artışı için bir kilogram dokunun 4 W 'lık enerji soğurması gerekmektedir. Yaşam ortamı için üst sınırı INIRC (International Non-Ionizing Radiation Committee) ve IRPA (International Radiation Protection Agency) 0.08 W/kg olarak belirlemişlerdir (Polat, 2011).

1.6. CST Microwave Studio Simülasyon Programı

CST Microwave Studio simülasyon programı frekans bileşenlerinin üç boyutlu olarak elektromanyetik sonuçlarını gösteren bir programdır. Aynı zamanda üç boyutlu tasarlanan bu yapıların nümerik sonuçlarını da görmemizi sağlar. CST Microwave Studio simülasyon programı CST'nin bir alt programıdır. Bu yazılım programı oldukça yaygınlaşmış ve mikrodalga ile alakalı çalışmalarda ve firmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bu yazılım programında istenilen anten türleri tasarlanıp sonuçları gözlemlenebilir. Gerekli malzeme ve araçlar programın kütüphanesinden elde edilebilir. Aşağıdaki Şekil 1.8' deki ekran görüntüsünde programda yapılan basit bir yama antenin görüntüsü verilmektedir.



Şekil 1.8. CST Microwave Studio simülasyon programı ara yüzü

CST Microwave Studio simülasyon programı çalışma prensibi olarak oluşturulan üç boyutlu şekli mesh adı verilen çok küçük parçalara bölerek çalışır. Bu parçaların her birine ayrı ayrı Maxwell ve diğer dalga denklemlerini uygular. Böylece gerçeğe çok yakın sonuçlar verir. Bir simülasyon da mesh sayısı ne kadar yüksekse sonuç o kadar gerçeğe yakın olur. Ancak bir programda mesh sayısının yüksek olması simülasyon süresini de bir o kadar uzatmaktadır.

Anten simülasyonunda besleme yapılabilmesi için sanal port oluşturulmaktadır. Bu program sayesinde özellikle S_{11} , kazanç, yönlülük, uzak alan, VSWR, z parametreleri ve s parametreleri gibi parametreler hesaplanabilir. Tasarımı yapılan yama antenler programın özelliği olan dxf uzantılı dosya çıktı alınarak antenin gerçekleştirilmesi yapılabilir.



2. KAYNAK ÖZETLERİ

Gözel vd. (2019), vücuda yerleştirilen biyomedikal antenler üzerine çalışılmıştır. Bir anten tasarımı yapılarak, bu anten simüle edilmiştir. Çalışmada kullanılmak üzere rezonans frekansı 868 MHz UHF bandında, H şeklinde bir mikroşerit anten tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan antende alt yapı malzeme olarak FR4 kullanılmıştır. Simülasyon için oluşturulan doku üç farklı katmandan oluşmaktadır. Bu katmanlar kas, yağ ve deriden meydana gelmektedir. Anten bu doku örneğinde deri ile yağ katmanı sınırındadır. Simülasyon sonucuna göre SAR değeri CST simülasyon programında 396,8 W/kg olarak hesaplanmıştır. Çalışmada diğer çalışmalarla karşılaştırma yapılarak ortalama bir değer bulunduğu görülmüştür. Ayrıca doku içinde tasarlanan antenlerin çalışma frekansının ayarlanabilmesi, antenin doku içindeki yerine, dokunun iletkenlik ve dielektriği gibi birçok parametre bağlı olduğu gözlemlenmiştir.

Yeap vd. (2019), implant edilebilir çift bant çalışan bir anten üzerine çalışma yapmıştır. Tasarlanan antenin rezonans frekansları 402 MHz ve 2.45 GHz'dir. Antende malzeme olarak R03210 kullanılmıştır. Doku içi uygulamalarda kullanılan antenlerin boyutları oldukça küçük tasarlanmıştır. Bu çalışmada kullanılan antenin boyutları 22 mm*16 mm*1.27 mm'dir. Yapılan simülasyon sonuçlarına göre SAR değeri 402 MHz ve 2.45 GHz frekanslarında sırası ile 0.352 ve 0.054 uW/kg olarak hesaplanmıştır. Bu değerler IEEE C95.1-1999 tarafından belirlenen sınırların altında olduğu görülmüştür. Daha sonra anten ilk önce insan derisine koyularak, ardından parçalanmış domuz etine koyularak ölçümler yapılmıştır. Ölçümler sonucu antenin iyi radyasyon özelliklerine sahip olduğu ve SAR değerinin düşük olmasıyla kullanılabilir bir anten olduğu gözlemlenmiştir.

Basari vd. (2012), uzun süreli kontrol edilmesi gereken hastaların uzaktan kontrol edilebilmesi amaçlanmıştır. Hastaların böylece vücut sıcaklığı, nabız, kalp ritmi gibi kriterler uzaktan kontrol edilebilmiştir. Bu çalışmada katlanmış bir dipol anten tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan anten iki tarafı da tel olarak ayarlanmıştır. Antenin rezonans frekansı UHF bandında 924 MHz'dir. Tasarlanan anten 33.9 mm boyundadır. Çapı 3.1 mm'dir.

Yapılan ölçümler sonucu antenin S_{11} değeri -21.70 dB, bant genişliği 250 MHz ve kazancı -30 dB'dir. Çalışmada kullanılan dokular kas, yağ ve deri olarak tasarlanmıştır. Dokuların boyutları sırası ile 310 mm*60 mm*60 mm'dir. Kalınlıkları 54 mm, 4 mm ve 2 mm'dir. Anten deri dokunun alt sınırına yerleştirilmiştir. Sonuç olarak doku içerisine yerleştirilen anten ile 10 m haberleşme sağlandığı gözlemlenmiştir.

Kumar vd. (2017), bu çalışmada biyomedikal uygulamalar için yeni bir implant anten tasarımı yapılmıştır. Böyle bir çalışma ile kablosuz olarak insan vücudundaki bazı olayları incelemek hedeflenmiştir. Tasarlanan anten dielektrik malzemesi teflon olan bir yama antendir. Boyutları 16 mm*16 mm*1 mm'dir. Önerilen antenin frekansı 2.4-2.48 GHz olarak tasarlanmıştır. İnsan dokusunu tek katmanlı olarak düşünülmüştür. Simülasyon olarak kas dokusunun özellikleri kullanılmıştır. Simülasyonlar CST üzerinden yapılmıştır. Daha sonra dokunun fantom modeli oluşturularak ölçümler gerçekleştirilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda antenin geri dönüş kaybı 37 dB olarak gözlemlenmiştir. ISM bandında tasarlanan bu antenin boyutunun küçük olması ve yapılan ölçümler sonucunda bu tür uygulamalar için kullanılması uygun olduğu gözlemlenmiştir.

Basir vd. (2018), biyomedikal uygulamalar için anten tasarımı sunulmuştur. Tasarlanan anten dual bant olarak 403 MHz ve 2450 MHz de çalışacak şekilde tasarlanmıştır. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan antenlerin oldukça küçük boyutlarda olması gerekmektedir. Bunun için bu çalışmada anten spiral olarak tasarlanmıştır. Bu sayede 14 mm*17 mm*0.25 mm boyutlarında tasarlanabilmektedir. Antende substrat malzeme olarak roger kullanılmıştır. Böylece yüksek bir kazanç elde etmek amaçlanmıştır. Antenin simülasyonu için CST ve XFDTD Remcom kullanılmıştır. Gerçekleme doku özelliklerini taşıyan tuzlu çözelti ile yapılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda SAR değeri 403 MHz de 1 gramda 603.62 W/kg, 2450 MHz de 1 gramda 330.41 W/kg olarak hesaplanmıştır. Antenin kazancı ise 403 MHz ve 2450 MHz de sırası ile -33 dB ve -16 dB, bant genişliği yine sırası ile 18.4 MHz ve 40.8 MHz olarak görülmüştür.

Tasarlanan bu antenin bant genişliği ve kazancı göz önünde bulundurulduğunda bu tür uygulamalar için kullanılabilir bir anten olarak gösterilebileceği gözlemlenmiştir.

Yamaç, (2015), bu çalışmada biyomedikal telemetri için implant edilebilen mikro şerit anten tasarımı sunmuştur. Tanıtılan anten 402-405 MHz MICS bandını ve 2.45 GHz ISM bandını kapsamaktadır. Anten implant edilebilir olması için antenin küçük boyutlarda olması gerekmektedir. Tanıtılan antenin boyutları 10.5 mm * 11.5 mm * 1.27 mm'dir. Anten Rogers 3010 taban malzemesi ile tasarlanmıştır. İmplant antenin analizi CST Microwave Studio programı kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca tek katmanlı deri dokusu fantom modeli oluşturularak da ölçümler yapılmıştır. Bu çalışmada ek olarak esnekliği göstermek adına üç farklı boyutta anten tasarımı da sunulmuştur. Yapılan ölçümler sonucunda MICS bandında %42.1 ve ISM bandında %5.8 bant genişliği sunmaktadır. Anten kazançları sırasıyla -39 dB ve -22.9 dB'dir. SAR değeri olarak da sırasıyla 369 W/kg ve 396.4 W/kg'dır. Bu ölçümler ışığında sonuçların diğer çalışmalara göre tatmin edici olduğu gözlemlenmiştir.

Hassan, (2016), bu çalışmada insan dokusuna implant edilebilir bir anten tasarımı yapılarak bu konu üzerinde çalışma yapılmıştır. Tasarlanan anten Rogers tabanının üzerine L ve C şekilleri oluşturularak yapılmıştır. Bunun nedeni L şekli MICS 402-405 MHz bandı için, C şekli ise ISM 2.36-2.4 GHz için tasarlanmıştır. Bu sayede dual bant çalışan bir anten tasarımı yapılmıştır. Antenin simülasyonunda üç katmanlı doku modeli kullanılmıştır. Anten deri ile yağ arasına yerleştirilmiştir. Deri dokunun fantom modeli oluşturularak ölçümler gerçekleştirilmiştir. Ölçümler sonucunda MICS ve ISM bandında sırasıyla, bant genişliği 80 MHz ve 100 MHz'dir. Antenin kazancı -44 dB ve -10 dB'dir. SAR değeri ise; 5233 W/kg ve 6643 W/kg olarak ölçülmüştür. Bu SAR değerlerinin oldukça yüksek olduğu ve sınırın (1.6 W/kg) üstünde olduğu gözlemlenmiştir.

Doğan vd. (2014), mobil telefonların kullanım esnasında oluşturmuş olduğu zararı en aza indirebilmek amacıyla uluslararası standartlar oluşturulmuştur. Bu standartlardaki en temel bileşen ise SAR (özgül soğurma oranı)'dır. Bu çalışmada on adet farklı boyutlarda dipol anten tasarımı yapılarak SAR değeri ölçümü yapılmıştır. Tasarlanan bu antenler arasından referans anten seçilerek ölçüm yapılmıştır. Dipol bir antenin SAR değerinun ölçülmesi için geri dönüş kaybının en küçük değeri -20 dB olması gerekmektedir. SAR değerinun ölçülmesi için ölçme düzeneğinin kurulması gerekmektedir. Bu düzende dokunun özelliklerine sahip fantom, elektrik alan ölçmeye yarayan prob, SAM fantom içerisinde probun hareketini sağlayan bir robot, baz istasyonu simülatörü ve ölçme programı bulunmaktadır. 900 MHz de dipol antenin SAR ölçüm sisteminde 24.73 dB yansıma kaybı elde edilmiştir. Elde edilen bu değeri dipol antenin SAR ölçüm sisteminde referans olarak kullanılabilceğini göstermiştir.

Polat, (2011), farklı frekanslardaki cihazların oluşturmuş olduğu elektromanyetik alanların insan kas dokusu üzerindeki etkileri incelemiştir. Kasın incelenebilmesi için FHSS programında doku modeli oluşturularak simülasyon yapılmıştır. Aynı zamanda kas dokusunun eşdeğer sıvı modelini oluşturmuş ve gerçekleştirme yapılmıştır. Bu model üç katmanlı doku modeli olarak silindirik oluşturulmuştur. Çalışmada 900 MHz ve 1800 MHz frekansındaki cep telefonu, 2.45 GHz frekansındaki kablosuz haberleşme cihazları ve ayrıca 27.12 MHz frekansındaki tıbbi fizyoterapi tedavi cihazlarının doku üzerindeki etkilerine bakılmıştır. Yapılan çalışma sonucu 900 ve 2450 MHz frekanslarında elektromanyetik alan maruziyetinin doku içerisinde sıcaklık yükselmesine neden olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca 1800 ve 2450 MHz için SAR değerinun 4W/kg değerinden yüksek, 27 ve 900 MHz frekanslarında ise bu değerin altında kaldığı görülmüştür. Ayrıca SAR değeri kas dokusu üzerinde deri ve yağ dokularından daha fazla görünmektedir.

Doddipalli vd. (2017), giyilebilir uygulamalar için alçak profilli beşgen şeklinde bir monopol yama anten tasarımı sunulmuştur. İnsan sokusunun anten performansı üzerine etkisi araştırılmıştır. Tasarlanan anten 15 mm*25 mm boyutlarında bir yama antendir. Yama anten de dielektrik malzeme olarak FR4

kullanılmıştır. Bu çalışmada simülasyon aşamasında program olarak HFSS ve CST simülasyon programları kullanılmıştır. Simülasyonda üç katmanlı doku modeli kullanılmıştır. Anten dokuların içine değil deri dokunun üzerine konumlandırılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda SAR değeri 1 g dokuda 0.48 W/kg olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlar ışığında sunulan antenin giyilebilir uygulamalarda kullanılması uygun olduğu görülmüştür.

Özen vd. (2004), bu çalışmada elektromanyetik kaynakların insan beyin dokusundaki etkileri araştırılmıştır. 900 MHz'de beyin dokusundaki ısı artışı gözlemlenerek özgül soğurma oranı hesaplanabilirliği gösterilmiştir. Ölçümler beyin dokusuna eş değer bir fantom sıvı oluşturularak yapılmıştır. Doku uygulanan enerji doğrultusunda ilk anlarda hızlı sıcaklık artışı gözlenirken 6-7 dakika sonra sıcaklık artışı yavaşlamıştır. Otuz dakika sonra ısı artışı artık kararlı duruma geçiş yapmıştır. Dokudaki sıcaklık artışı kaynağın uzaklığına, frekansa ve dokunun maruz kalma süresine göre değişmektedir. Bu çalışmada probun fantom sıvıya uzaklığı 7 mm olarak alınmıştır. Ölçüm sonuçlarına göre 900 MHz'de uygulanan telefon frekansının beyin dokusundaki sıcaklık artışı 0,1°C'ı geçmemektedir. Uluslararası standartlarda termal etkide 1°C'nin altındaki dereceler kabul edilmektedir. Böylece ölçümler kabul edilen aralıkta olduğu için 900 MHz deki cihazların kullanımında bir sıkıntı görülmemektedir.

Liu vd. (2013), bu çalışmada ortopedik implantlarda kullanılacak bir RFID sistemden bahsedilmektedir. İnsanların protez veya implant değiştirme ameliyatlarından sonra hastanın kontrolünü yapmak amaçlanmıştır. İnsan vücuduna yerleştirilen RFID etiketlerin dışardan okunması zordur. Çünkü dokuya yerleştirilen RFID etiketin verimliliğinin düşük olması ve metal etkisinden dolayı okuma zorlaşmaktadır. Bunun için dışardan dokunma yöntemi ile prob kullanılmıştır. Bu prob 13,56 MHz pasif etiketler için kullanılmıştır. Simülasyon sırasında altı kat domuz derisi üzerinden prob ile okuma yapılabilmektedir. Yapılan ölçümler sonucunda bu yöntemin verimliliği arttırdığı ve ortopedik implantlarda kullanılabileceği gözlemlenmiştir.

Almari vd. (2013), bu çalışma tıbbi uygulamalar için kullanılacak bir implant anten sunmuştur. Son on yılda tıbbi uygulamalar için kablosuz implantlara ilgi artmıştır. Çünkü hastaların şeker seviyesi, tansiyon ve kalp pilleri gibi birçok unsurun takip edilmesine olanak sağlanabilmektedir. Anten 2.4 GHz ISM bandında tasarlanmıştır. Kayıplı vücut dokularında radyasyon verimliliğini en yüksek verimliliğe çıkarmak için anten dokuya yerleştirilmiştir. Yağ dokunun kalınlığı rastgele seçilmiştir. Yağ dokunun dielektrik değeri beş civarında düşük bir değer olduğu için sonuçları aşırı derecede etkilemeyecektir. Simülasyonlar CST Microwave Studio programında yapılmıştır. Tasarlanan antenin yalıtkan malzemesi FR4 olarak seçilmiştir. Ayrıca koaksiyel olarak yama antenin beslemesi yapılmıştır. Antenin boyutu 34 mm*30 mm*1 mm'dir. Antenin bant genişliği %6.1, elde edilen kazanç ise -9.3 dB'dir. Simülasyonda üç katmanlı doku modeli kullanılmıştır. Gerçeklenme de ise domuz eti kullanılmıştır. Ancak yapılan ölçümler sonucunda domuz etinin kullanımının uygun olmadığı görülmüştür. Bunun yerine insan dokusunun eşdeğer özelliklerini gösteren fantom sıvıların kullanılması önerilmiştir.

See vd. (2015), 434 MHz'de nöro motor protez için iki implant anten sunulmuştur. Bu anten dipol bir implant antendir. Antenin simülasyonunda üç boyutlu olan deri, yağ ve kas dokudan oluşan doku modeli kullanılmıştır. Anten kalınlığı 0.8 mm olup dokudan 20 mm uzağa konumlandırılmıştır. Tasarımı sunulan antenin simülasyonları HyperLynx 3D electromagnetic software programı kullanılmıştır. Antenin yönlülüğü 3.8 dBi ve bant genişliği %4.6 olarak gözlemlenmiştir. Yapılan ölçümlerde 8 cm de 14 dB kayıp olduğu gözlemlenmiştir. İleriki çalışmalar için bant genişliği artırılarak daha iyi sinyal aktarımı önerilmiştir.

Us, (2013), günümüzde kanser tedavisinde pek çok yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan bir tanesi hipertermi yöntemidir. Dokulara elektromanyetik dalga gönderilerek dokuda ısı artışı meydana getirip kanser dokunun ortadan kaldırılması amaçlanmaktadır. Bu çalışmada elektrik ve manyetik alanların dokular üzerindeki oluşturduğu SAR ve ısı değişimi incelenmiştir. Bu değişimler MATLAB ortamında FDTD tabanlı simülasyonlar yapılarak gözlemlenmeye

çalışılmıştır. Bu FDTD metodu ile dokulardaki elektromanyetik dalganın iteratif olarak çözümlenmiştir. Dokulara uygulanan elektromanyetik dalganın frekansı ve uygulama zamanı arttıkça dokunun sıcaklığının arttığı gözlemlenmiştir.

Usluer, (2017), bu çalışmada implant anten tasarımı sunulmuştur. Hastalıkla yaşamak zorunda olan insanların hastalıklarının takibini yapabilmek adına kablosuz implant sistemler önemli bir yer tutmaktadır. Tasarımı sunulan anten 402-405 MHz (MICS) ve 2.4-2.48 GHz (ISM) bandlarında çalışan bir dual band antendir. Anten 14 mm*14 mm*1.27 mm boyutlarında Rogers taban malzemesi ile tasarlanmıştır. Antenin gerçekleştirilmesinde baskı devre teknolojisi kullanılmıştır. Ölçümler ilk önce CST Microwave Studio ve HFSS simülasyon programları kullanılarak yapılmış, daha sonra ilk olarak doku özelliğine eşdeğer fantom sıvı ile ardından fare deri dokusuna anten yerleştirilerek ölçümler tamamlanmıştır. Ölçümler sonucunda MICS ve ISM bandında sırası ile %20 ve %6 bant genişliği gözlemlenmiştir. SAR değerleri sırasıyla 354.1 W/kg, 368 W/kg olarak hesaplanmıştır. Doku boyutunun büyümesi ve antenin daha derinlere yerleştirilmesi SAR değerini düşürdüğü de görülmüştür. Ayrıca antenin kazancı MICS bandında maksimum -39.6 dB, ISM bandında -26 dB olarak ölçülmüştür. Bu sonuçlar çerçevesinde literatürdeki çalışmalarla karşılaştırıldığında biyoteleometri sistemler için oldukça önemli bir alternatif olduğu düşünülmektedir.

Huang ve Kishk, (2011), insan vücuduna yerleştirilen kalp pili için bir implant anten tasarımı yapılmıştır. Bu anten MICS bandında 403 MHz de çalışmaktadır. Anten, spiral şeklinde tasarlanmış mikroserit bir antendir. Taban malzemesi olarak Rogers kullanılmıştır. Doku olarak kas dokuya yerleştirilmiştir. Ölçümler ilk olarak HFSS simülasyon programında gerçekleşmiş daha sonra kas dokusunun fantom eşdeğer sıvısı oluşturularak ölçümler tamamlanmıştır. Ölçüm sonuçlarına göre antenin doku içindeki S_{11} 'i 403 MHz iken anten boşlukta S_{11} 'i 489 MHz olmaktadır. Ölçülen SAR değeri ise 2.749 W/kg olarak gözlemlenmiştir. Yapılan gözlemler sonucu simülasyon ile ölçümlerin birbirine yakın olduğu görülmüştür.

Karaçolak vd. (2008), diyabet hastalarının şeker seviyesini devamlı olarak izlenebilmesi için implant anten tasarımı yapmıştır. Bu anten 402-405 MHz (MICS) ve 2.4-2.48 GHz (ISM) bandlarında çalışan bir dual band antendir. Anten 22.5 mm*22.5 mm*2.5 mm boyutlarında tasarlanmıştır. Çalışmada optimizasyon olarak parçacık sürü optimizasyonu kullanılmıştır. Anten deri dokuya konumlandırılmıştır. Ölçümler için üç boyutlu doku modeli oluşturulmuştur. Ölçümler deri eşdeğer sıvısı oluşturularak yapılmıştır. Ölçümler sonucunda bant genişliği MICS bandında %35.3, ISM bandında %7.1 olduğu gözlemlenmiştir. MICS bandı için oluşturulan fantom sıvı başarılı olmuş ve ölçüm sonucu iyi değerler bulunmuştur. Ancak ISM bandı için oluşturulan sıvının iletkenliği normal deri dokuya göre daha düşük çıkmıştır.

Kiourti ve Nikita, (2012a), bu çalışmada implant antenlerin dokudaki tasarım ve elektromanyetik etkileri incelenmiştir. Bunun için dört farklı frekansta (402 MHz, 433 MHz, 868 MHz, 915 MHz) PIFA anten tasarımları yapılmıştır. Bu çalışmada anten kafadaki deri doku özelliklerine göre ölçümler yapılmıştır. Ölçümler deri dokusunun eşdeğer fantom modeli oluşturularak yapılmıştır. Ölçümler sonucunda 402 MHz, 433 MHz, 868 MHz, 915 MHz frekanslarında sırası ile SAR değeri 1 g dokuda 324.74 W/kg, 309.74 W/kg, 296.94 W/kg, 294.86 W/kg olarak ölçülmüştür. Antenlerin kazançları sırası ile -36.9 dB, -35.99 dB, -35.14 dB, -32.94 dB olarak gözlemlenmiştir.

Duan vd. (2012), diferansiyel olarak beslenen dual band bir implant anten tasarımı sunmuştur. Bu besleme şekli olarak literatürdeki ilk implant anten tasarımıdır. Bu anten 433.9 MHz ve 542.4 MHz olmak üzere iki rezonans frekansta çalışmaktadır. Anten üç katmanlı doku modelinin her katmanına koyularak ölçüm yapılmıştır. Yapılan çalışma ilk önce HFSS programında simüle edilmiş, daha sonra fantom sıvıda ölçüm yapılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda antenin tek katmanlı doku ile çok katmanlı doku arasında çok bir fark olmadığı gözlemlenmiştir. Ayrıca değişik dokularda yapılan ölçümlerden yola çıkarak, deri ve kas dokuda yapılan ölçümler birbirine yakın yağ dokuda ise biraz düşüktür. Bunun nedeni yağ dokunun iletkenlik ve geçirgenliğinin yüksek, dielektriğinin ise düşük olmasından kaynaklanmaktadır. Yapılan ölçümlerde SAR değeri 10 g

dokuda 423 MHz ve 532 MHz de sırası ile y-z düzleminde 0.930 mW/kg ve 0.936 mW/kg, x-z düzleminde 0.895 mW/kg ve 0.933 mW/kg olarak gözlemlenmiştir.

Fukunaga vd. (2004), cep telefonlarındaki radyo frekansının doku üzerindeki SAR değerine ve dolayısıyla dokudaki sıcaklık değişimi gözlemlenmiştir. Sıcaklığa bağlı olarak dokuların iletkenlik ve geçirgenlik parametrelerinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Ölçümler için doku eşdeğer sıvısı oluşturulmuştur. 1 GHz den aşağıdaki sıvılar için deiyonize su, sükröz ve NaCl kullanılırken, 1GHz den yüksek frekanslarda sükröz ve NaCl yerine Triton ve DGBE kullanılmıştır. Sükröz olan sıvıda sıcaklıkla beraber iletkenlik değişirken geçirgenlik sabit kalmıştır. Sıcaklık başına %2 iletkenlik azalmaktadır.

Uçar vd. (2018), 2.45 GHz ISM bandında arşiment spiral implant anten tasarımı yapmıştır. Tasarlanan bu anten dokuya yerleştirilerek S_{11} incelenmiştir. Antende taban malzemesi olarak Rogers kullanılmıştır. Ölçümler CST Microwave Studioda simülasyon yapıldıktan sonra; ilk önce doku eşdeğer sıvısında, ardından fare dokusunda ölçüm yapılmıştır. Ölçümler sonucu fare dokusu içerisinde bant genişliği %3 iken, fantom sıvı içerisinde %2 olarak gözlemlenmiştir. S_{11} ise -26 dB olarak ölçülmüştür. Tasarlanan anten literatürdeki antenlere göre küçük boyutlardadır.

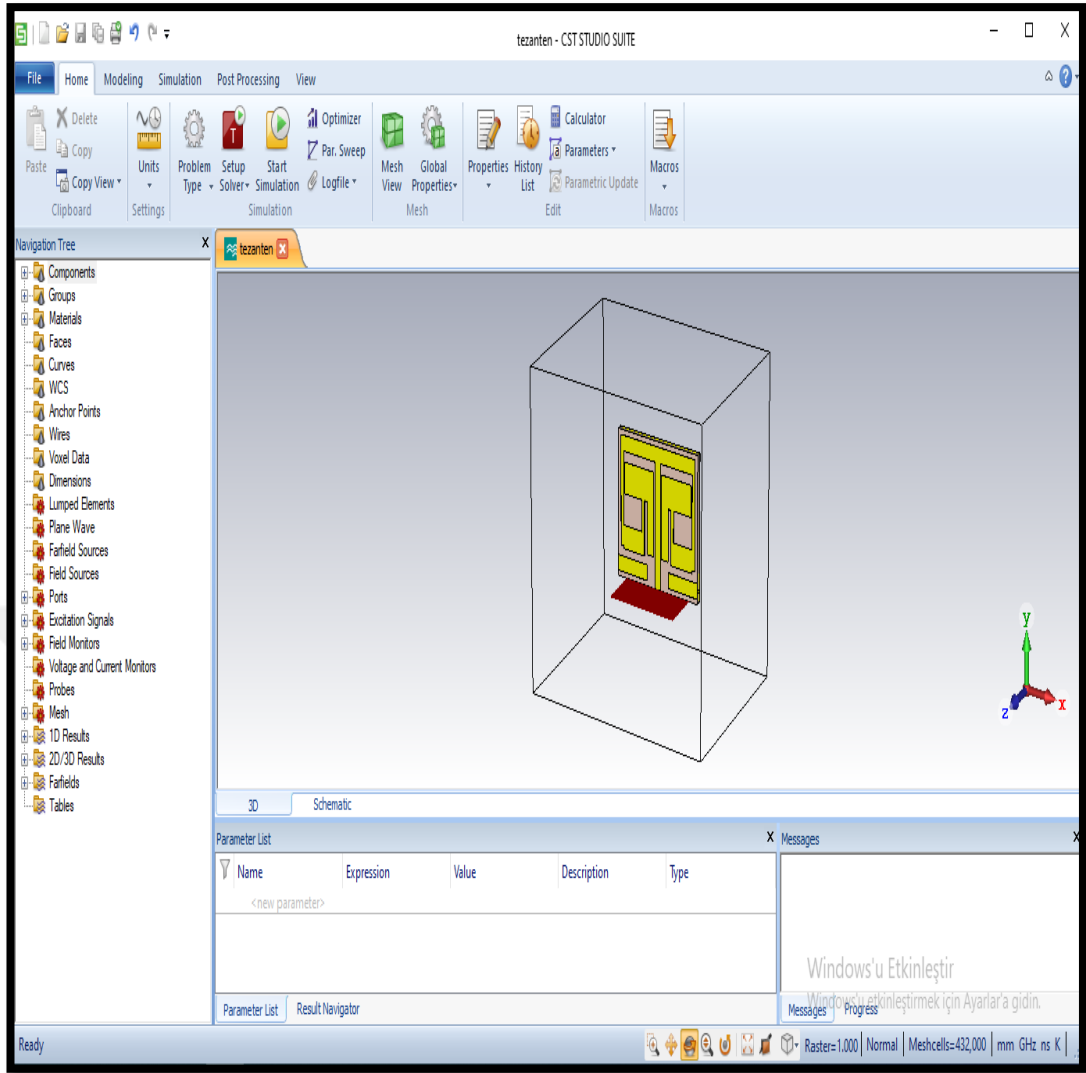
3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Mikroşerit İmplant Antenin Tasarımı ve Gerçekleşmesi

Bu çalışmada mikroşerit implant anten tasarımı iki aşama da gerçekleştirilmiştir. Birincisi bilgisayar ortamında CST simülasyon programında doku modeli oluşturularak simülasyon yapılmıştır. İkinci olarak dokuların eşdeğer sıvısı oluşturularak ölçümler yapılmıştır. Bunun amacı direk insan vücudunda ölçüm yapılamayacak olmasıdır. Literatürde fantom model kullanarak ölçüm yapan birçok çalışma vardır (Merli vd., 2011; Polat, 2011; Kumar vd., 2017). Aynı zamanda bu ölçümler hayvanlar üzerinde de yapılabilmektedir (Merli vd., 2011; Yeap vd., 2019).

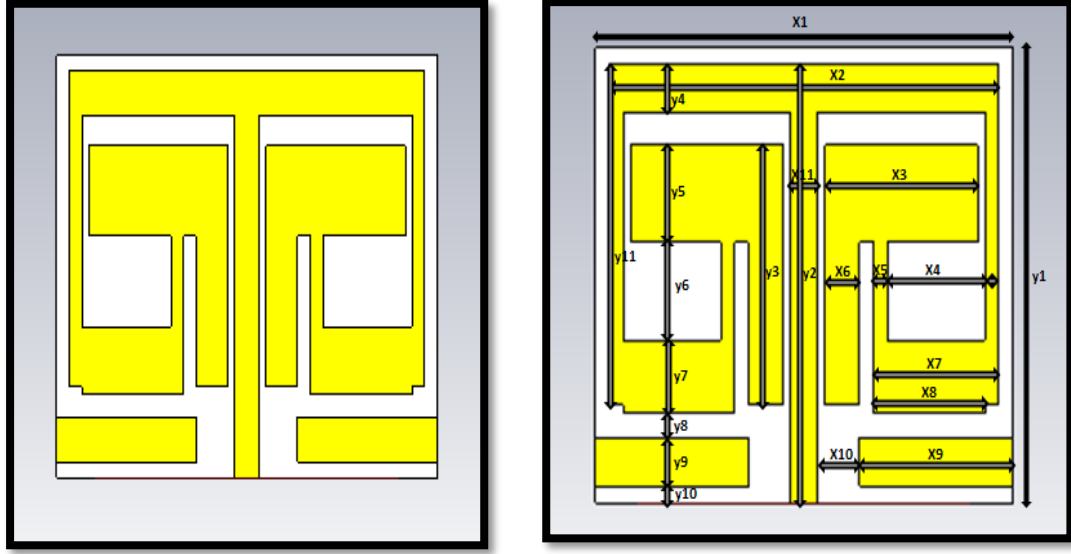
Mikroşerit implant anten tasarımında dikkat edilmesi gereken en önemli parametrelerden bir tanesi, antenin doku içi uygulamalarında uygulanacağı için küçük boyutlarda gerçekleşmesidir. Küçük boyutlarda tasarlanan antenin istenilen frekansta ve istenilen S_{11} performansını elde etmek oldukça güçtür. Bu gerekçeler göz önünde bulundurulduğunda 30 mm * 28 mm büyüklüğe sahip anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Dielektrik malzemesi FR4 olan yama anten tasarımı kullanılmıştır. Bu çalışma 2.45 GHz ISM bandında yapılmaktadır.

Anten tasarımı ilk önce simülasyon programında oluşturulup daha sonra gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.1'de simülasyon programında yapılan antenin görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.1. Tasarımı yapılan antenin simülasyon görüntüsü

Küçük boyuttaki bir antenin rezonans frekansını ayarlamak oldukça zordur. Merkez frekansını ayarlamak için birçok yöntem kullanılabilir. Bu tasarımda Şekil 3.2’de gösterildiği gibi antenin ön yüzüne besleme hattının başlangıcının sağ ve sol tarafına toprak ile bağlantılı iletken koyularak, merkez frekansı ayarı yapılmıştır.



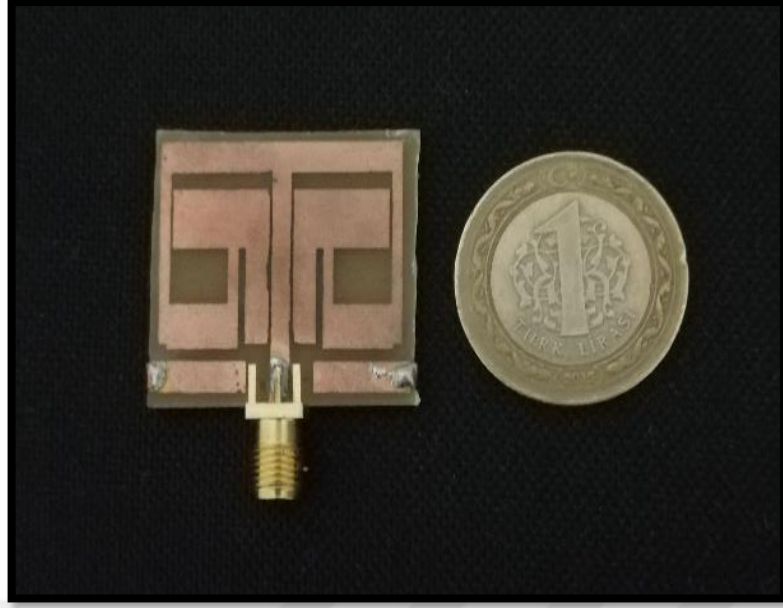
Şekil 3.2. Mikroşerit antenin simülasyon görüntüsü ve ölçüleri

Aşağıdaki Çizelge 3.1'de antenin ölçüleri verilmiştir. Yama antenin simülasyonunda dielektrik malzemenin kalınlığı 1.52 mm ve iletkenin kalınlığı ise 0.035 mm olarak alınmıştır.

Çizelge 3.1. Tasarımı yapılan antenin uzunluk parametreleri

Uzunluk Parametreleri	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8	X9	X10	X11
Uzunluk Değerleri (mm)	30	28	11	7	1	2.5	9	8	11	2.5	2
Uzunluk Parametreleri	Y1	Y2	Y3	Y4	Y5	Y6	Y7	Y8	Y9	Y10	Y11
Uzunluk Değerleri (mm)	28	27	16	3	6	6	4.5	1.5	3	1	21

Tasarımı yapılan bu antenin ölçüleri ve şekli tamamen bu çalışmaya özgüdür. CST Microwave Studio programında yapılan bu anten tasarımı Şekil 3.3'de görüldüğü üzere gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.3. Tasarımı yapılan antenin gerçekleştirilmiş görüntüsü

3.2. Doku Modelinin Oluşturulması

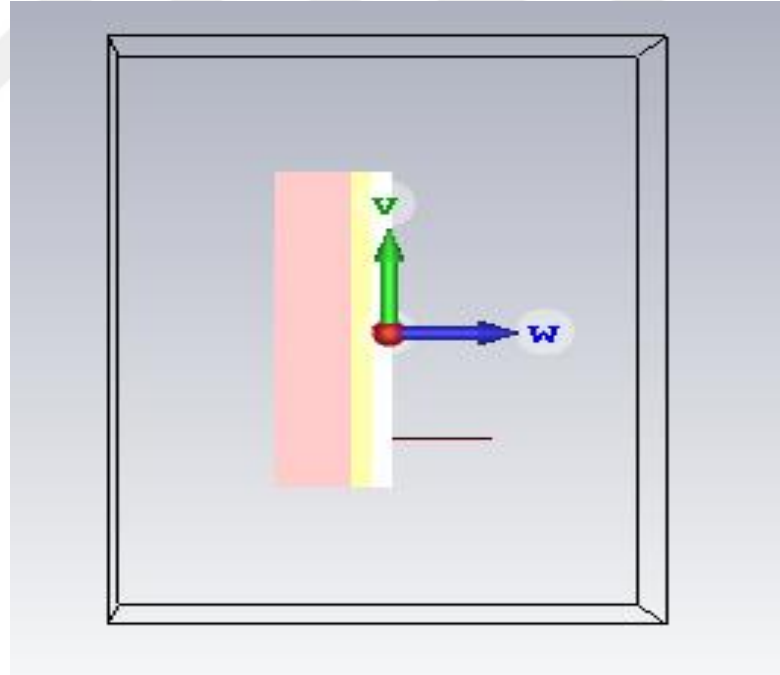
Bu çalışmada üç katmanlı doku modeli kullanılmıştır. Önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi ölçümlerin yapılmasında direkt olarak insan vücudu kullanılması mümkün olmadığı için, simülasyon aşamasında en yakın sonuçları elde edebilmek amacıyla bu şekilde tasarım yapılmıştır. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde çalışmaların büyük çoğunluğunda üç katmanlı tasarımın yapıldığı gözlemlenmiştir (Kim ve Rahmat-Samii, 2004; Karaçolak vd., 2008; Almari vd, 2013; Doddipalli vd., 2017; Gözel vd, 2019).

Yapılan tasarımda Şekil 3.4'de gösterildiği gibi kas, yağ ve deri dokuların ölçüleri sırası ile 40*40*8 mm, 40*40*2 mm ve 40*40*2.1 mm olarak alınmıştır. Dokuların fiziksel özellikleri bazı çalışmalardan referans alınarak yapılmıştır. (Cheng ve Herman, 2011; Doddipalli vd., 2017; Wessapan ve Rattanadecho, 2018; Gözel vd, 2019).



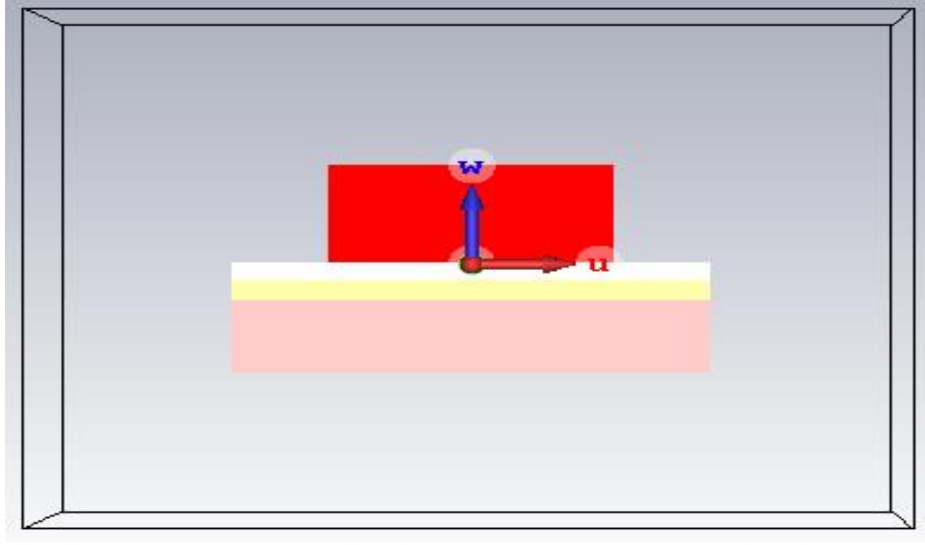
Şekil 3.4. Üç katmanlı doku modeli

Şekil 3.5, Şekil 3.6 ve Şekil 3.7'de CST simülasyon programında yapılan doku simülasyonunun farklı yönlerden görüntüleri verilmiştir.



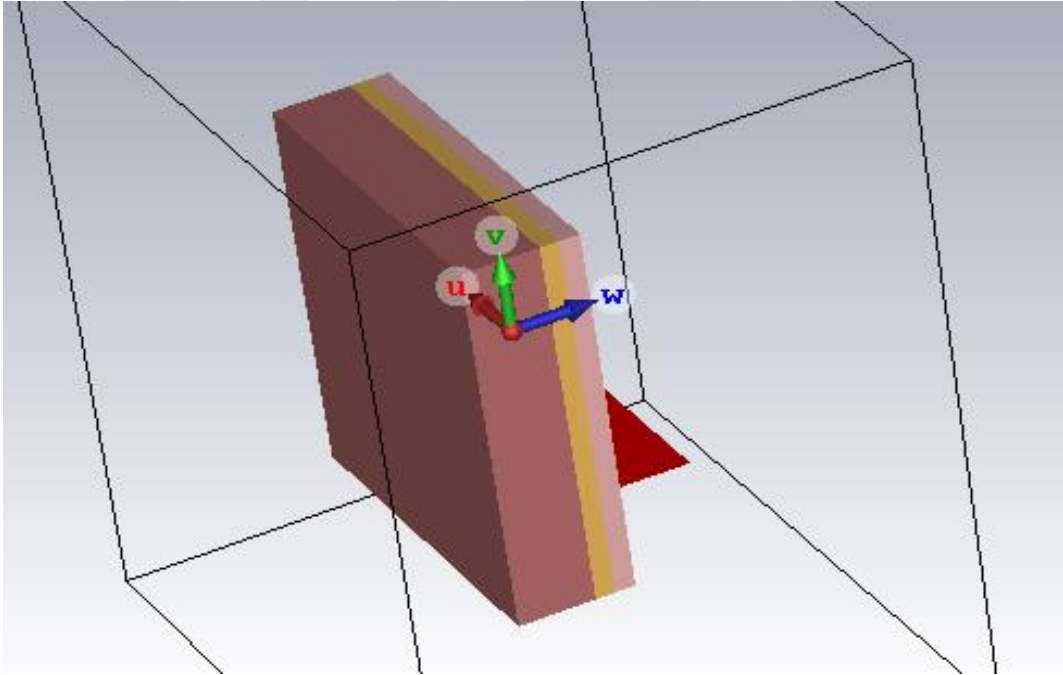
Şekil 3.5. Doku modelinin yan tarafından simülasyon görüntüsü

Şekil 3.5'de üç katmanlı doku tasarımının yan tarafından bakıldığında görüntüsü verilmiştir. Sol tarafta kas doku, ortada yağ doku ve sağda deri doku bulunmaktadır.



Şekil 3.6. Doku modelinin alt taraftan simülasyon görüntüsü

Bu şekilde ise dokunun alt tarafından bakıldığındaki görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.7. Doku modelinin farklı bir açıdan simülasyon görüntüsü

Dokuların boyutları insan vücudu düşünülduğünde büyük ölçüde tasarlanmak istenilebilir. Ancak simülasyon süresi gözetilerek küçük olarak tasarlanmıştır. Doku boyutunun büyüklüğü CST Microwave Studio programı ile yapıldığında süreyi oldukça arttırmaktadır. Ancak boyutların küçük olması sonuçları önemli ölçüde etkilememektedir.

3.3. Deri Dokusunun Özellikleri

Yapılan bu çalışmanın ölçüm ve değerlendirilmesi iki aşamadan meydana gelmektedir. Birinci olarak CST Microwave Studio programında yapılan simülasyon kısmı, ikinci olarak ise fantom sıvıda yapılan ölçümlerdir. Simülasyonda doku özellikleri direk olarak programın kütüphanesinden alınan değerlerden çalışma yapılmıştır.

Fantom sıvıda ise ifac.cnr'den alınan değerlere göre deri doku oluşturulmuştur. Bu çalışmada deri doku için Çizelge 3.2'de gösterildiği üzere deri doku için dielektrik sabiti 38.007, iletkenlik ise 1.464 S/m olarak alınmıştır.

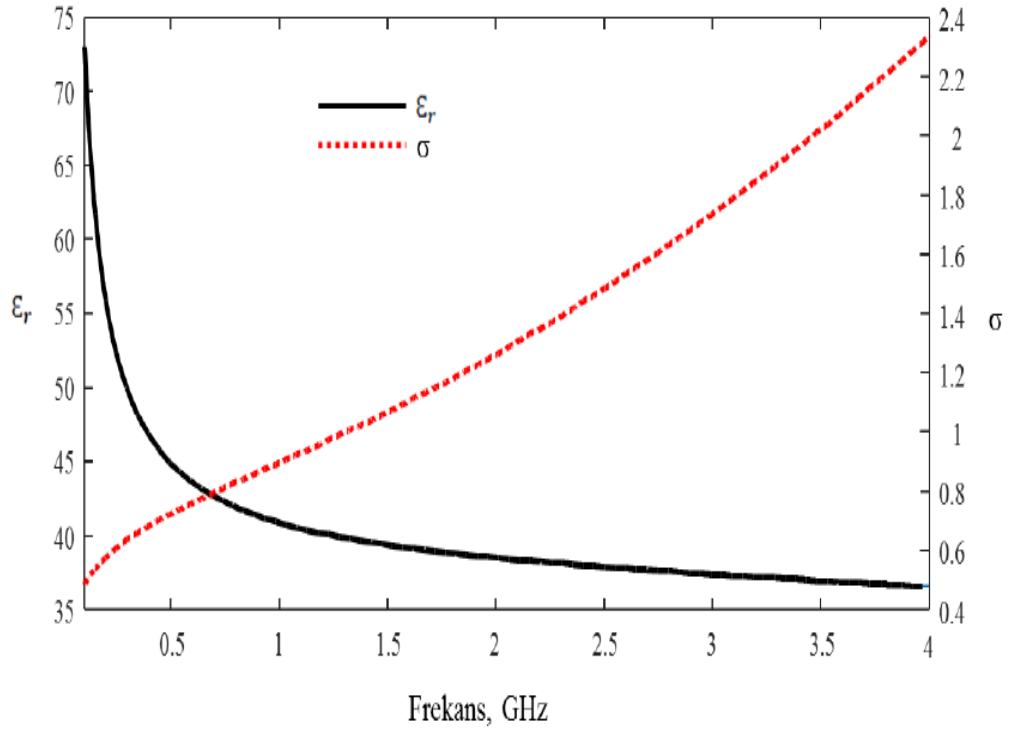
Çizelge 3.2. 2.45 GHz 'de farklı dokuların elektriksel özellikleri (IFAC)

DOKU	PERMİTİVİTY (ϵ_r)	İLETKENLİK (S/m)
Aort	42.531	1.4353
Kıkırdak	38.774	1.7559
Beyincik	44.804	2.1014
Yağ	5.2801	0.10452
Kalp	54.814	2.2561
Böbrek	52.742	2.4259
Karaciğer	43.035	1.6864

Çizelge 3.2. 2.45 GHz 'de farklı dokuların elektriksel özellikleri (IFAC) (Devamı)

Akciğer	20.477	0.80416
Kas	52.729	1.7388
Sinir	30.145	1.0886
Pankreas	57.201	1.9679
Retina	52.628	2.0332
Deri (kuru)	38.007	1.464
Deri (ıslak)	42.853	1.5919
Dalak	52.449	2.238
Mide	62.158	2.2105
Tiroit	57.201	1.9679
Dil	52.628	1.8026
Diş	11.381	0.39431

Dokuların dielektrik sabiti ve iletkenliği frekansa göre değişiklik göstermektedir. Bu değişiklik Şekil 3.8'de gösterilmektedir. Frekansla beraber iletkenlik artarken dielektrik sabiti düşmektedir. 2,45 GHz'te dokuların iletkenliği oldukça fazladır.



Şekil 3.8. Deri dokusunda iletkenlik ve dielektrik sabitinin frekansa göre değişimi (Yamaç, 2015)

3.5. Doku Fantom Sıvısının Oluşturulması

Simülasyon sonuçlarının gerçekleşmesi için; insan vücudunun kullanılmaması ayrıca deney hayvanlarının kullanımının oldukça pahalı ve kolay ulaşılabilir olmadığından dolayı, doku dielektrik özelliklerine sahip sıvılar oluşturulmaktadır. Ancak bu fantom sıvısının oluşturulması da kolay değildir. Frekansa göre sıvıyı oluşturan maddelerin cinsi ve miktarı değişmektedir.

Bu çalışmada 2.45 GHz ISM bandına göre fantom sıvı oluşturulmuştur. Kullanılan maddeler ve ölçüsü aşağıdaki Çizelge 3.3’de belirtilmiştir.

Çizelge 3.3. Deri dokunun fantom içeriği (Karaçolak vd. 2008)

DERİ DOKUNUN MICS VE ISM BANDINDA FANTOM İÇERİĞİ		
KULLANILAN MALZEMELER	MICS Bandı	ISM Bandı
DEİYONİZE SU	%41.49	%47.00
ŞEKER (SÜKROZ)	%56.18	%53.00
TUZ (NaCl)	%2.33	-
AGARÖZ	100 ml'lik karışıma 1 g eklenir	

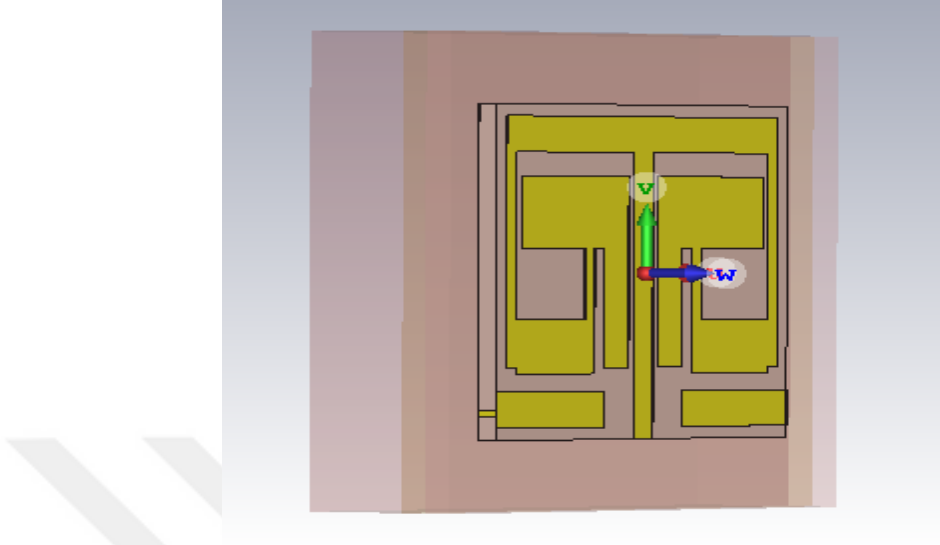
ISM bandında yapılan çalışmalar için literatürde farkı içeriklerde bulunmaktadır. Bunun nedeni ISM bandı için kullanılan malzemelerin oldukça zor bulunması ve pahalı olmasıdır. Örneğin; %58.2 deiyonize su, %5.1 DGBE ve %36.7 Triton ile yapılan bir çözelti yine 100 ml'lik karışıma 1 g agaroz ekleyerek kullanılarak fantom sıvı içeriği bazı çalışmalarda verilmiştir (Fukunaga vd. 2004; Yamaç, 2015). Ancak bu çalışmada yukarıdaki Çizelge 3.3' teki içerik uygulanmıştır (Karaçolak vd. 2008; Kiourti ve Nikita, 2012b).

Doku içinde antenin ölçümleri simülasyonda üç katmalı yapılırken, fantom sıvıda sadece deri doku oluşturularak ölçüm yapılmıştır. Çünkü literatürdeki bazı çalışmalar ölçümler için sadece bir dokunun olmasının yeterli olduğunu kanıtlamışlardır (Duan vd, 201; Yamaç, 2015). Fantom sıvıda üç katman modelinin kullanılması zor ve pahalı olduğu için bu çalışmada tek katman modeli uygulanmıştır.

3.6. Antenin Yerleştirildiği Ortam

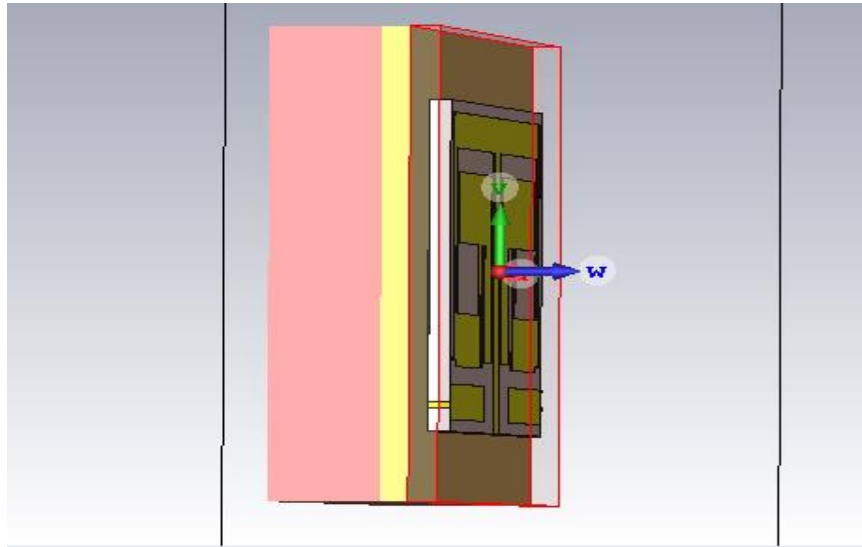
Yapılan çalışmada üç boyutlu doku modelinin kullanılmasının nedenlerinden bir tanesi kas, yağ ve deri dokunun vücudun hemen hemen her yerinde bulunmasıdır.

Şekil 3.9, Şekil 3.10 ve Şekil 3.11’de antenin simülasyon aşamasında deri dokudaki konumu gösterilmiştir.

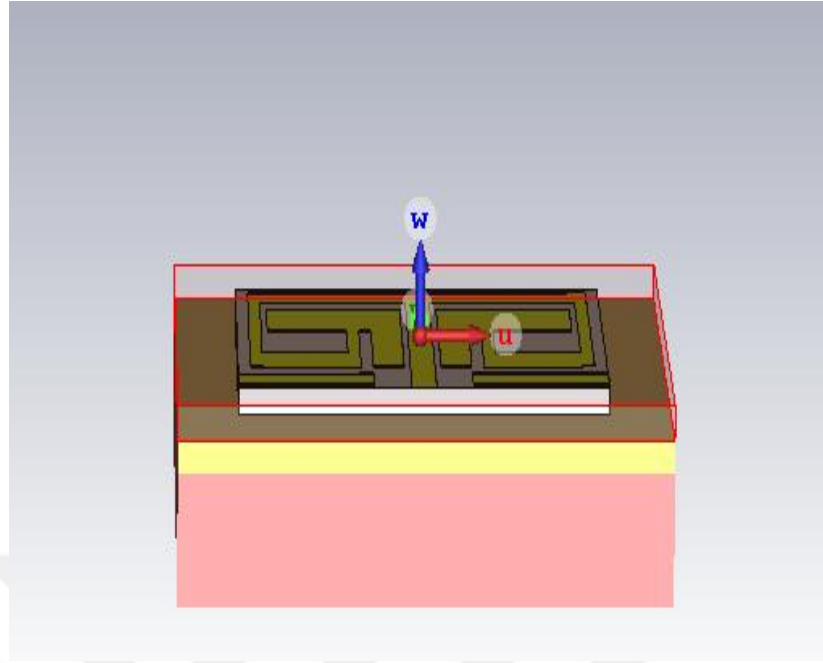


Şekil 3.9. Saydamlaştırılan doku modelinde antenin üstten görünüşü

Antenin deri dokuya yerleştirilmesi anten veriminin iyi olması ve kolay cerrahi operasyon açısından düşünülmüştür. Anten, dokuda ne kadar derine koyulursa o kadar verim azalacaktır. Çünkü doku ortamı çok kayıplı bir ortamdır. Ayrıca dokular tarafından soğurma oranı daha da artacaktır.



Şekil 3.10. Deri dokusu saydamlaştırılan dokuda antenin yandan görüntüsü

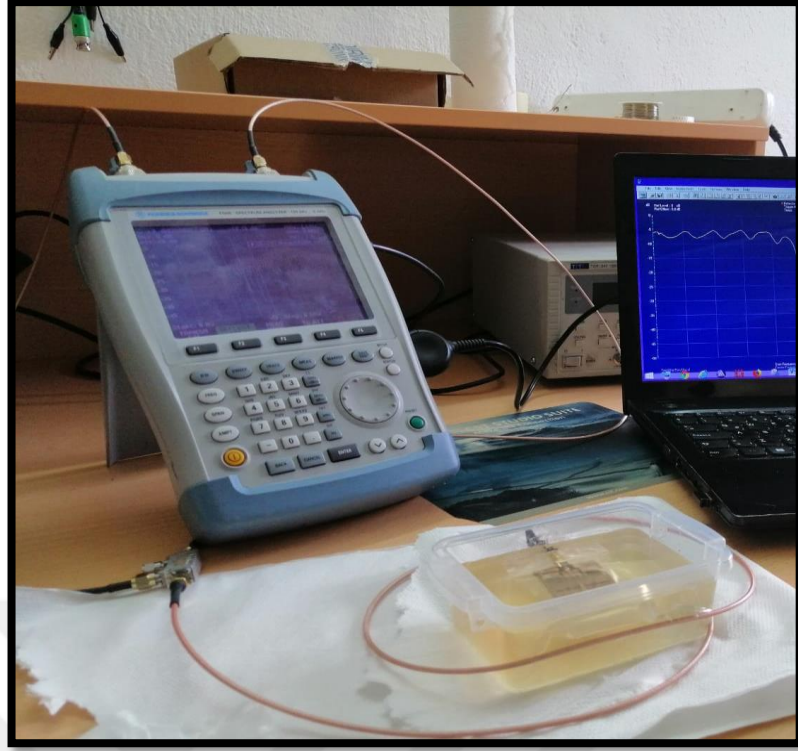


Şekil 3.11. Deri dokusu saydamlaştırılan dokuda antenin alttan görüntüsü

Yukarıdaki Şekil 3.10 ve Şekil 3.11’de deri doku saydam hale getirilerek dokuya yandan ve alttan bakıldığında antenin konumu gösterilmeye çalışılmıştır. Anten deri doku ortalanarak konumu ayarlanmıştır.

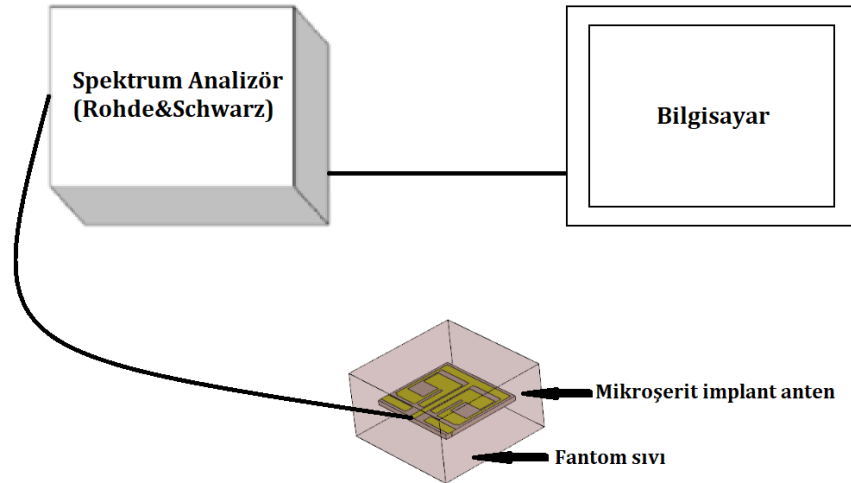
3.7. Deney Düzenegi ve Ölçüm

Önceki bölümlerde bahsedilen Çizelge 3.3’deki içeriğe göre fantom sıvı hazırlanmıştır. Hazırlanan bu sıvı Şekil 3.12’deki gösterildiği gibi bir kap içerisine koyularak anten içine konumlandırılmıştır. Ölçümler Rohde & Schwarz (FSH6) marka spektrum analizör kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 3.12. Fantom sıvı ve ölçüm düzeneği

Şekil 3.13’de fantom sıvıya yerleştirilen mikroşerit implant antenin S_{11} ölçümünün yapıldığı blok diyagramı verilmiştir.



Şekil 3.13. Oluşturulan fantom sıvı içerisinde S_{11} ölçümünün yapıldığı blok diyagram

4. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu bölümde tasarımı yapılan antenin simülasyon ve ölçüm sonuçları verilip değerlendirilmesi yapılmıştır. Çizelge 4.1'de görüldüğü üzere anten parametrelerinin diğer literatürdeki bazı çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma yapılan parametreler antenin boyutu, malzemesi, bant genişliği, kazancı ve SAR değeridir. Aynı zamanda S_{11} de ayrıca değerlendirilmiştir.

Çizelge 4.1. Mevcut çalışmanın literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırılması

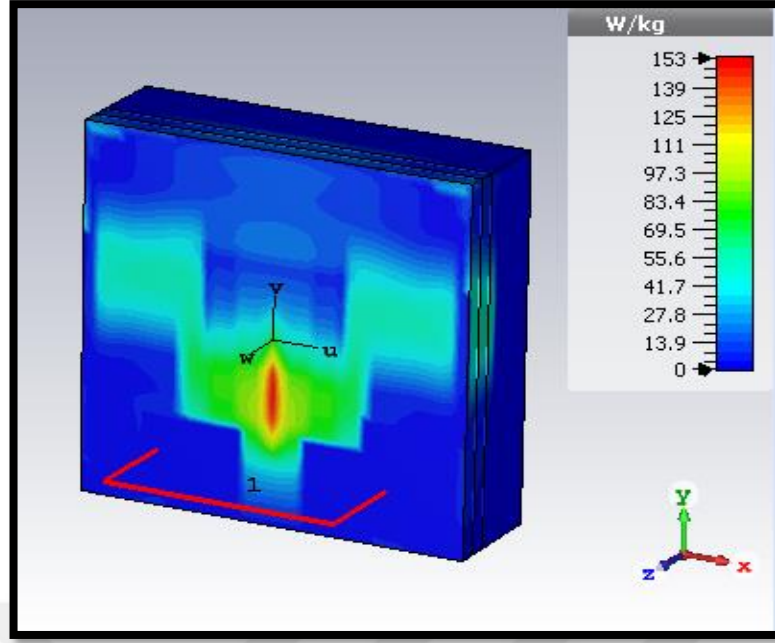
Kaynak	Boyutlar ve yapı (mm*mm*mm)	Katman Malzemeleri	Bant Genişliği	Maksimum Kazanç (dBi)	SAR (W/Kg)
Karaçolak Vd. 2008	22.5*22.5*2.54 (1265.6 mm ³) PIFA	Üst katman Rogers 3210	MICS %20.4	-24	-
		Alt katman Rogers 3210	ISM %4.2	-7.5	-
Chein Vd. 2010	18*16*1 (288 mm ³) Monopol	-	MICS %33.5	-24	797
Huang Vd. 2011	10*10*2.54 (254 mm ³) PIFA	4 katmanlı Rogers 3210	MICS %21.3	-7	341
			ISM %2.5	-15	381
Ha Vd. 2011	15.9*12.9*1.6 (328.2 mm ³) Patch	- Alt katman FR4	MICS %2.5	-38	130.5
Kiourti Vd. 2012a	12 mm çaplı, 3*0.635 (274.3π mm ³) PIFA	Üç katmanlı Rogers 3210	MICS %10.9	-39.1	324.7
Lie-Jie Vd. 2012	19*19.4*1.27 (487.8 mm ³) PIFA	Üst katman Rogers 3210	MICS %52.6	-28	324
		Alt katman Rogers 3210	ISM %5.4	-27.6	314
Lie-Jie Vd. 2014	10.02*10.02*0.675 (67.77 mm ³) PIFA	Üst katman Rogers 3010	MICS %47.5	-30.5	302.4
		Alt katman Rogers 3010	ISM %31.6	-19.2	238.9

Çizelge 4.1. Mevcut çalışmanın literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırılması (Devamı)

Yamaç. 2015	10.5*11.5*1.27 (153.35 mm ³) PIFA	Üst katman Rogers 3010	MICS %42.1	-39	369
		Alt katman Rogers 3010	ISM %5.8	-22.9	396.4
Usluer. 2017	14*14*1.27 (248.92 mm ³) Patch	Katman Rogers 3010	MICS %20	-39.6	354.1
			ISM %6	-26	368
Gözel Vd. 2019	16*15*1.5 (240 mm ³) Dipol	Katman FR4	UHF %28.8	-25	396.8
Mevcut Çalışma	30*28*1.59 (1335.6 mm ³) Patch	Katman FR4	ISM %18.7	-14.8	153

Çizelge 4.1’de yapılan değerlendirmeler sonucu; SAR değerinin oldukça iyi bir değerde olduğu, diğer parametrelerin ise ortalama değerlere sahip olduğu görülmüştür. Bu doğrultuda tasarımı yapılan antenin, bu alanda tercih edilebilir bir tasarım olduğu sonucuna varılmıştır.

SAR için sınır değer olarak IEEE C95.1 standardı 1 g doku için 1.6 W/kg olarak belirlemiştir. (Gözel, 2019) Geçmiş yıllarda yapılan implant anten çalışmalarındaki SAR değeri ile mevcut çalışmanın SAR değeri çizelgede belirtilmiştir. Mevcut çalışmadaki SAR değeri CST simülasyon programı ile 1 W giriş için ölçüm yapılmış dokunun görüntüsü ve SAR değeri Şekil 4.1’de sunulmuştur.



Şekil 4.1. Dokudaki SAR dağılımı ve sonuç skalası

Şekil 4.1’de de görüldüğü gibi tasarlanan antenin maksimum SAR değeri 153 W/kg olarak ölçülmüştür. Çizelge 4.1 yapılan karşılaştırmaya göre gayet iyi bir değer olduğu görülmektedir.

Mikrodalga ablasyonu (MDA) dokudaki tümörleri temizlemek yok etmek için kullanılan elektromanyetik dalgaların direk olarak kanserli dokuya uygulanmasından meydana gelen bir tedavidir. Dokuya yerleştirilen antenin o dokuyu ısıtarak oradaki kanser hücrelerin yakılması hedeflenmektedir. Uygun sıcaklık aralığı 60°C ile 100°C arasında olması daha iyi sonuçlar vermektedir. 60°C’nin altında tam olarak dokuların yanması gerçekleşmezken 100°C’nin üstünde dokularda buharlaşma meydana gelmektedir (Görgün, 2019).

Mikrodalga hipertermi vücut dokusu belli sıcaklıklara maruz bırakılarak hücrenin protein yapısı bozularak yok edilmesi diğer hücrelerin zarar görmemesi üzere geliştirilen bir termal terapidir. Dokuda oluşturulan sıcaklık ortalama 44°C – 45°C olması gerekmektedir (Görgün, 2019).

Bu tanımlar doğrultusunda dokularda bu sıcaklıkların oluşturulabilmesi için yüksek girişli sinyaller gerekmektedir. Yüksek sinyal girişleri için SAR değerlerinin ölçülmesi gerekir.

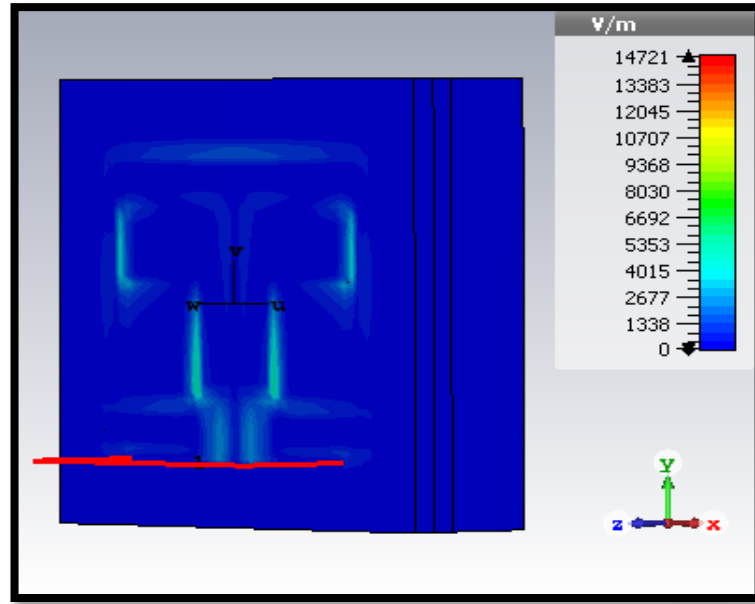
Çizelge 4.2'de farklı güç girişleri için tasarımı yapılan antenin SAR değerleri verilmiştir.

Çizelge 4.2. Farklı güç girişleri için tasarımı yapılan antenin SAR değerleri

SAR(1 g)	10 W	20 W	30 W	40 W	50 W	60 W
W/Kg	401	1611	3608	6415	10023	14433

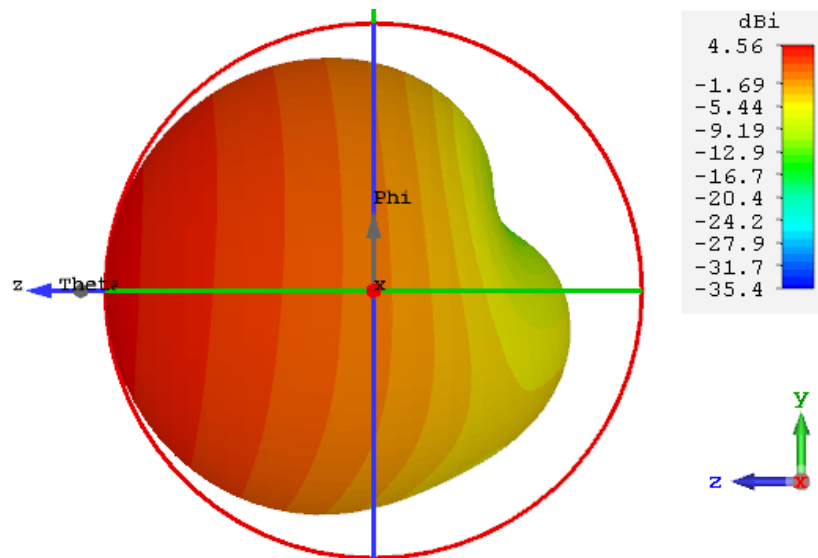
Yukarıdaki çizelgede tasarımı yapılan anten için 10-60 W arası sinyallerin SAR değerleri verilmiştir. Bu çizelgedeki sonuçlar değerlendirilerek mikrodalga ablasyonu ve mikrodalga hipertermi alanlarında bu çalışmadaki tasarım tercih edilebilir.

Şekil 4.2'de tasarımı yapılan antenin doku içindeki elektrik alan ölçümünün görüntüsü verilmiştir. Görüldüğü üzere simülasyon ölçümleri sonucu elektrik alanın maksimum değeri 14721 V/m olarak gözlemlenmiştir.



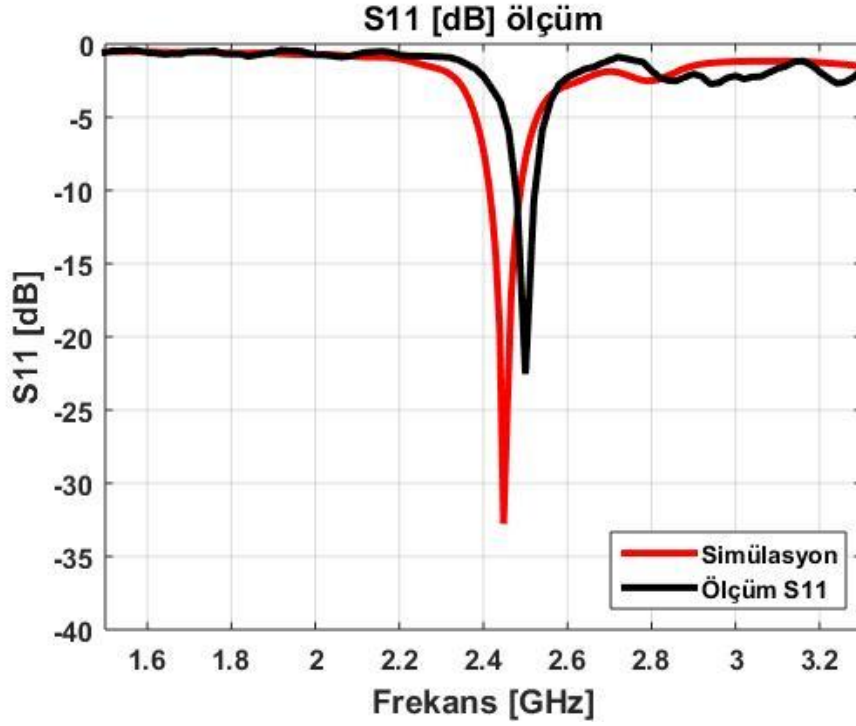
Şekil 4.2. Tasarımı yapılan antenin doku içindeki elektrik alan dağılımı ve elektrik alanın maksimum değeri

Tasarımı yapılan mikroşerit implant antenin doku içindeki yönlülüğü verilmiştir. Simülasyon sonucuna göre maksimum yönlülük 4.56 dB olarak gözlemlenmiştir.



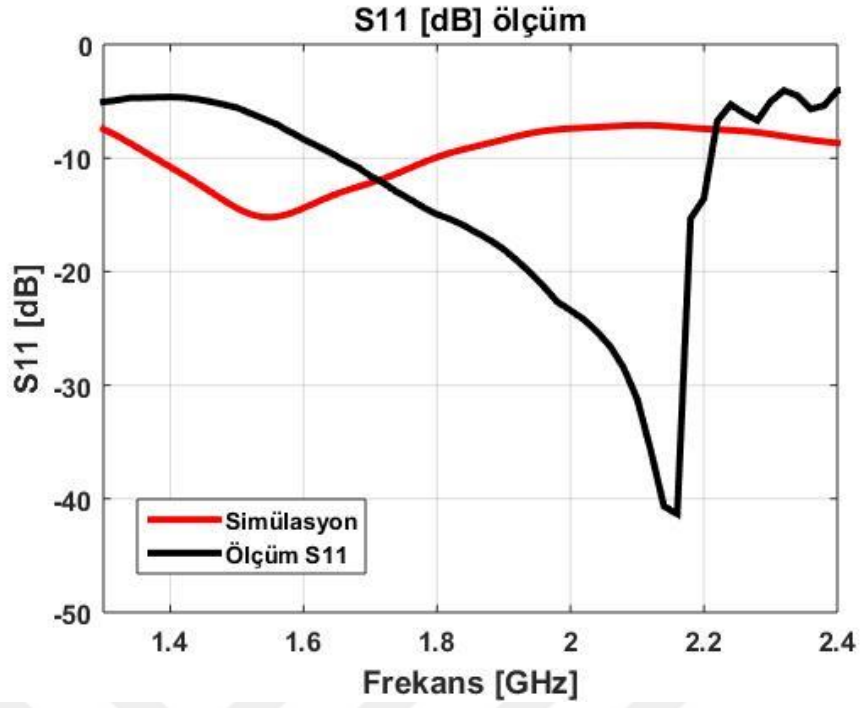
Şekil 4.3. Tasarımı yapılan antenin doku içindeki yönlülüğü

Doku dışındaki antenin Şekil 4.4'te S_{11} grafiği verilmiştir. Grafikte de görüldüğü gibi simülasyon sonucu merkez frekansı 2.45 GHz, geri dönüş kaybı -33 dB olarak gözlemlenmiştir. Antenin gerçek ölçüm sonucu ise 2.49 GHz de -23 dB olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.4. Doku dışı S_{11} ölçüm sonuçları

Doku içi ölçümler Şekil 4.5'te S_{11} grafiği verilmiştir. Grafikte de görüldüğü gibi simülasyon sonucu merkez frekansı 1.56 GHz, geri dönüş kaybı -18 dB olarak gözlemlenmiştir. Antenin fantom sıvıya konulduktan sonraki ölçüm sonucu ise 2.16 GHz de -41 dB olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.5. Doku içi S₁₁ ölçüm sonuçları

Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'deki grafikler CST Microwave Studio ve spektrum analizörden alınan verilerin MATLAB programına girilerek oluşturulmuştur.

5. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, biyotelemetri alanında kullanılabilen ISM bandında 2.45 GHz merkez frekansında çalışan mikroşerit implant anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tasarımlar 3D elektromanyetik simülasyon yazılımı olan uzayında sonlu integral tekniğini temel alan CST Microwave Studio programı içerisinde modellenmiş ve tasarımların analizleri yapılmıştır. Tezde önerilen implant anten tasarımı ve ilgili performansları Çizelge 4.1'de özetlenmektedir. Bu tasarımlar; özgün ışınım yüzey geometrileri ile amaçlanan medikal frekans bantlarını (MICS - ISM) kapsarken literatürde yer alan benzer tasarımlarla karşılaştırıldığında oldukça küçük boyutlu yapıları ile ön plana çıkmaktadır. Önerilen implant anten tasarımlarının laboratuvar ortamındaki performanslarını inceleyebilmek için prototip üretilmiş ve derisi dokusu taklit jelleri içerisinde ölçümler alınmıştır.

Antende dielektrik malzeme olarak FR4 kullanılmıştır. Tasarlanan antenin boyutu 30 mm*28 mm*1.59 mm'dir. Simülasyon sonucunda antenin merkez frekansı 2.45 GHz ve geri dönüş kaybı -33 dB olarak görülmüştür. Gerçek ölçüm sonucunda ise merkez frekansının 2.49 GHz ve geri dönüş kaybı -27 dB olarak ölçülmüştür. Doku içi ölçümlerde ise simülasyon sonucu geri dönüş kaybı -18 dB, fantom sıvıya konulan antenin ise geri dönüş kaybı -41 dB olarak ölçülmüştür. Yapılan ölçümlerde doku dışı ölçümlerde fark yok denilecek kadar az iken, doku içi ölçümlerde biraz fark oluşmuştur. Oluşan bu fark oluşturulan fantom sıvı hazırlanırken sıcaklık değerinin ve dielektrik sabitinin tam ayarlanamamasından kaynaklanması muhtemeldir. Ayrıca ölçüm simülasyon sonucu dokudaki SAR değeri 153 W/kg olarak hesaplanmıştır. Deri dokusu içerisindeki ölçüm sonuçlarının benzetim sonuçlarıyla, oldukça uyumlu olduğu gözlemlenmiştir.

Bu çalışmanın önemli parametrelerinden bir tanesi dokunun oluşturulma şekli, büyüklüğü ve antenin doku içi konumudur. Oluşturulan dokunun büyük olması ölçümlerin sağlıklı olması için daha iyidir. Ancak ölçüm sonuçlarında ciddi bir fark oluşturulmadığı literatürdeki diğer çalışmalardan anlaşılmıştır.

Doku hacminin büyümesi simülasyon sürecini ciddi manada arttırmaktadır. Ayrıca ölçümlerin gerçekleşmesi için oluşturulan fantom sıvının bileşenleri olan kimyasallar oldukça pahalıdır. O yüzden daha az fantom sıvı oluşturmak zorunda kalınabilir. Antenin doku içindeki konumu yapılan çalışmanın amacına göre değişiklik gösterebilir. Üç katmanlı dokuda deri ve kas doku hemen hemen aynı özellikleri gösterirken yağ dokunun iletkenlik ve geçirgenlikte yüksek, dielektriğinin ise düşük olduğu literatürdeki çalışmalardan yola çıkarak söylenebilmektedir.

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

Geleceğin önemli araştırma konuları bunlar olacaktır. İleriki çalışmalarda; antenin fabrikasyonu yapılarak fantom ve canlı doku ölçümleri tekrarlanabilir ve bu ölçümler için medikal implant cihaz üretimi gerçekleştirilebilir.

KAYNAKLAR

- Almari, S., Langley, R., J., Alamoudi, A., O., 2013. Improved Performance of 2.45 GHz Implanted Patch Antenna for Wireless Communication. Antennas ve Propagation Conference, 11-12 November 2013, Loughborough, UK.
- Arı, O., 2013. Mikrodalga Ablasyonu Tekniğinde Kullanılabilecek Düşük Maliyetli Geniş Band Portatif Antenli Mikrodalga Sistem Tasarımı, Gerçeklenmesi ve Uygulaması. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 51s, Isparta.
- Atılgan, E., 2013. Wi-Fi Haberleşme İnsan Kafası SAR Değerinin Hesaplanması ve Ölçüm Çalışması. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 32s, Isparta
- Balanis, C., A., 2005. Antenna Theory, Analysis and Design (Vol. 1), John Wiley Sons.
- Balanis, C., A., 2013. Antenna Theory, Analysis and Design (Vol. 3), John Wiley Sons.
- Basari, Sirait, D., C., Zulkifli, F., Y., Rahardjo, E., T., 2012. A Simple Folded Dipole Antenna for Medical Implant Communications at 900 MHz Band. Asia Pacific Microwave Conference, 4-7 Dec. 2012, Kaohsiung Taiwan, 3A4-05.
- Basir, A., Bouazizi, A., Zada, M., Iqbal, A., Ullah, S., Naeem, U., 2018. A Dual-Band Implantable Antenna with Wide-Band Characteristics at MICS and ISM Bands. Microwave and Optical Technology Letters, 6, 2944-2949.
- Cheng, T., Y., Herman, C., 2011. Optimization of Skin Cooling For Thermographic Imaging of Near-Surface Lesions. Proceeding of The ASME 2011 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, 11-17 November 2011, Colorado USA.
- Chien, T., Cheng, C., Yang, C., Jiang, C., Luo, C., 2010. Development of Nonsuperstrate Implantable Low-Profile CPW-Fed Ceramic Antennas. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 9, 599-602.
- Doddipalli, S., Kothari, A., Peshwe, P., 2017. A Low Profile Ultrawide Band Monopole Antenna for Wearable Applications. International Journal of Antennas and Propagation, 2017, India, 9 pages.
- Doğan, A., K., Celep, M., Ogan, S., 2014. SAR Ölçümlerinde Kullanılmak Üzere Dipol Anten Yapımı ve Karakterizasyonu. Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 20(8), 310-313.
- Duan, Z., Guo, Y., X., Xue, R., F., Je, M., Kwong, D., L., 2012. Differentially Fed Dual-Band Implantable Antenna for Biomedical Applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 60(12), 5587-5595.

- Düzgün, S., 2009. Elektromanyetik Alanların İnsan Sağlığı Üzerindeki Etkileri. Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 135s, Adana.
- Fukunaga, K., Watanabe, S., Yamanaka, Y., 2004. Dielectric Properties of Tissue-Equivalent Liquids and Their Effects on Specific Absorption Rate. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, 46(1), 126-129.
- Görgün, A., R., 2019. Mikrodalga Ablasyonu Sisteminde Ni-ti Malzeme Tabanlı Biyoimplant Anten Tasarımı ve Uygulamaları. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Dok. Tezi, 174s, Isparta.
- Gözel, M., A., 2015. İmplant Tanımlama İçin RFID Sistem Tasarımı. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 70s, Isparta.
- Gözel, M., A., Kasar, Ö., Kahrıman, M., 2019. 868 MHz UHF Bandında H-Şeklinde Katlanmış İmplant Mikroşerit Dipol Anten Tasarımı. DÜMF Mühendislik Dergisi, 10(3), 797-806.
- Güngör, Y., 2005. FM Bandında (92.4 MHz) Ankara Bölgesi İçin Elektromanyetik Alan Şiddet Dağılımının İncelenmesi. Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 83s, Ankara.
- Ha, J., Kwon, K., Choi, J., 2011. Compact Zeroth-Order Resonance Antenna for Implantable Biomedical Service Applications. Electronics Letters, 47(23), 1267-1269.
- Hall P. S., James J. R., 1989. Handbook of Microstrip Antennas, Volume 1 Peter Peregrinus Ltd, London.
- Hall P. S., Hao Y., 2012. Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications, 2 nd ed., Artech House, Boston.
- Hassan M., N., 2016. Design and Characterization of a Body Implanted Dual Band Antenna. A Workshop on Advanced Antenna Technology. 2016 IEEE Indian Week (IAW 2016), 6-10 June 2016, Madurai India.
- Huang, W., Kishk, A., A., 2011. Embedded Spiral Microstrip Implantable Antenna. International Journal of Antennas and Propagation, June 2011, 6 pages.
- IFAC-CNR, 2011. <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop> Erişim Tarihi: 15.10.2019.
- Kampionakis, E., Sharma, A., Arenas, J., Reynolds, M., S., 2017. A Dual-Band Wireless Power Transfer and Backscatter Communication Approach for Implantable Neuroprosthetic Devices. IEEE International Conference on RFID, 9-11 May 2017, Phoenix AZ USA. 67-72.

- Karaçolak, T., Hood, A., Z., Topsakal, E., 2008. Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 56(4), 1001-1008.
- Kasar, Ö., 2015. Dikdörtgen ve Dairesel Yama Antenler Üzerinde Reel Empedans Uyumlandırma Tekniklerinin Nümerik ve Deneysel Yöntemlerle İncelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 142s, Isparta.
- Keskin, N., 2012. UHF RFID Pasif Etiket İçin Dipol Anten Tasarımları. Haliç Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 33s, İstanbul.
- Kim, J., Rahmat-Samii, Y., 2004. Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8), 1934-1943.
- Kiourti, A., Nikita, K., S., 2012a. Miniature Scalp-Implantable Antennas for Telemetry in the MICS and ISM Bands: Design, Safety Considerations and Link Budget Analysis. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 60(8), 3568-3575.
- Kiourti, A., Nikita, K., S., 2012b. A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 54(3), 210-228.
- Kumar, S., A., Raj, M., A., Shanmuganatham, T., 2017. Analysis and Design of CPW Fed Antenna at ISM Band for Biomedical Application. *Alexandria Engineering Journal*, 57, 723-727.
- Lee J. H., 2015. Human Implantable Arrhythmia Monitoring Sensor with Wireless Power and Data Transmission Technique, *Austin J Biosens ve Bioelectron.*, 1(2), 1008-1014.
- Li-Jie, X., Yong-Xin, G., Wen, W., 2012. Dual-Band Implantable Antenna with Open-End Slots on Ground. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11, 1564-1567.
- Li-Jie, X., Yong-Xin, G., Wen, W., 2014. Miniaturized Dual Band Antenna for Implantable Wireless Communications. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 13, 1060-1063.
- Liu, W.-C., Chen, S.-H., Wu, C.-M. 2008. Implantable Broadband Circular Stacked PIFA Antenna for Biotelemetry Communication. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, 22(13), 1791-1800.
- Liu, X., Berger, J., B., Ogirala, A., Mickle, M., H., 2013. A Touch Probe Method of Operating an Implantable RFID Tag for Orthopedic Implant Identification. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 7(3), 236-242.

- Merli, F., Bolomey, L., Zürcher, J.-F., Corradini, G., Meurville, E., Skrivervik, A. K. 2011. Design, Realization and Measurements of a Miniature Antenna for Implantable Wireless Communication Systems. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 59(10), 3544- 3555.
- Özen, Ş., Onural, A., Ş., Çömlekçi, S., Çerezci, O., 2004. 900 MHz Işınımın İnsan Beyninde Oluşturduğu Sıcaklık Artışının ve ÖSO'nun Beyin Eşdeğer Modeli Kullanarak Deneysel Olarak Belirlenmesi. G. Ü. Fen Bilimleri Dergisi, 17(3), 127-132.
- Polat, L., N., Ö., 2011. Elektromanyetik Alan Yayıcı Cihazların Kas Dokusunda Oluşturduğu Etkinin Modellenmesi ve Analizi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 65s, Isparta.
- Postacı, İ., 2017. 4.5 G Mobil Telefon Yayınımına Maruz Kalan Ratların Karaciğer ve Böbrek Dokusunda Oksidatif Stres Üzerine Kuersetinin Fizyopatolojik Etkileri. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 95s, Isparta.
- Pozar, D., Schaubert, D., H., 1992. Microstrip Antennas. Jhon Wiley, 431 p.
- Psenakova, Z., 2006. Numerical Modeling of Electromagnetic Field Effects on The Human Body. Advances in Electrical and Electronic Engineering, 5(1-2), 319-322.
- Sainati, R., A., 1996. CAD of Microstrip Antennas for Wireless Applications. Artech Hause, 255 page, Norwood MA USA.
- See, T., S., P., Qing, X., Chen, Z., N., 2015. Desing and Characterization of on-Head Antenna Systems for Neural Motor Prosthesis. 9 th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), 13-17 August April 2015, Lisbon Portugal.
- Singh K., 2005. Biotelemetry: Could Technological Developments Assist Healthcare in Rural India, Rural and Remote Health Journal, 234(5), 1-6.
- Sondas A., Ucar M. H. B., Uras E., 2014. A Dual-Band Implantable Antenna Desing, 22 nd Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Trabzon, Turkey, 23-25 April.
- Topsakal E., Antennas for Medikal Applications: Ongoing Research and Future Challenges, 2009, International Conference on Electromagnetics in Advanced Application (ICEAA), Torino, Italy.
- Uçar, M., H., B., Uras, E., 2018. ISM-Bandı Tıbbi Telemetri Uygulamaları İçin Fare Derisi Ekit Mikroşerit Spiral Anten Tasarımı ve İn-Vitro Ölçümü. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 22(2), 695-702.

- Us, S., B., 2013. Rf-Mikrodalga Frekans Aralığındaki Elektromanyetik Dalgaların Biyolojik Dokular Üzerine Etkisinin FDTD Simülasyonu. İnönü Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Dok. Tezi, 120s, Malatya.
- Usluer, M., 2017. Tümleyen Yarık Halka Elemanlarını Temel Alan İmplant Anten Tasarımı ve Üretimi. Akdeniz Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 51s, Antalya.
- Wessapan, T., Rattanadecho, P., 2018. Temperature Induced in Human Organs Due to Near-Field Electromagnetic Exposure Effects. International Journal of Heat and Mass Transfer, 119, 65-76.
- Yamaç, Y., E., 2015. Biyomedikal Uygulaması İçin İmplant Edilebilen Mikroşerit Anten Tasarımı ve Üretimi. Akdeniz Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi, 46s, Antalya.
- Yang L., Vyas R., Rida A., Pan J., Tentzeris M. M., Wearable RFID-Enabled Sensor Nodes for Biomedical Applications, 2008 58 th Electronic Components and Technology Conference, Lake Buena Vista, FL, ABD.
- Yeap, K., Voon, C., Hiraguri, T., Nisar, H., 2019. A Compact Dual-Band Implantable Antenna for Medical Telemetry. International Conference on Open Source Systems and Technologies (ICOSST), 17-19 Dec. 2015, Lahore Pakistan.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Fatih ALPER
Doğum Yeri ve Yılı : Karahallı, 1993
Medeni Hali : Bekar
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : fatihalper64@gmail.com

Eğitim Durumu

Lise : Necati Özen Lisesi, 2011
Lisans : SDÜ, Mühendislik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği