

T.C.
GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ
MÜHENDİSLİK ve FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKİT (İMPLANT) UYGULAMALARI İÇİN
GENİŞ BANTLI ANTEN
ANALİZİ
VE
GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

FATMA ZENGİN
YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

GEBZE

2012

T.C.
GEBZE YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ
MÜHENDİSLİK ve FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKİT (İMLANT) UYGULAMALARI İÇİN
GENİŞ BANTLI ANTEN
ANALİZİ
VE
GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

FATMA ZENGİN
YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANLARI
Prof. Dr. SAİT EREN SAN
Doç. Dr. BAHATTİN TÜRETKEN

GEBZE

2012



YÜKSEK LİSANS TEZİ JÜRİ ONAY SAYFASI

G.Y.T.E. Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
5.01.2012 tarih ve 2012/01 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından
10.01.2012 tarihinde tez savunma sınavı yapılan
Fatma ZENGİN'in tez çalışması FİZİK Anabilim Dalında
YÜKSEK LİSANS tezi olarak kabul edilmiştir.

JÜRİ

ÜYE

(TEZ DANIŞMANI) : Prof. Dr. Sait Eren SAN

ÜYE

: Doç. Dr. Yuruf YERİ

ÜYE

: Yrd. Doç. Dr. Mustafa OKUTAN

ONAY

G.Y.T.E. Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
...../...../20... tarih ve/..... sayılı kararı.

İMZA/MÜHÜR

ÖZET

TEZ BAŞLIĞI: EKİT (İMLANT) UYGULAMALARI İÇİN GENİŞ BANTLI ANTEN ANALİZ TASARIM ve GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

YAZAR ADI: FATMA ZENGİN

Bu tez çalışmasında vücut içine implant edilebilen cihazlar için ekit yani implant anten analiz tasarımı gerçekleştirilmiştir ve antene ilişkin ölçüm parametrelerinin benzetim ve deneysel sonuçları karşılaştırılmıştır. Tıpta tedavi amaçlı vücuda herhangi bir işlevi yerine getirmesi için yerleştirilen doku parçası, cihaz vb. implantların türkçe karşılığı ekit olduğundan burada ekit anten ifadesinin kullanılması uygun görülmüştür.

Çalışmada ilk olarak, tıpta kullanılan elektromanyetik uygulamalar ve bu uygulamalara dair gelişmeler incelenmiştir. Daha sonra literatürde bulunan implant anten çeşitlerinin uygulama alanları ile bunların tıp alanındaki işlevsellikleri araştırılmıştır. Biyomedikal amaçlı kullanılan antenler arasından giyilebilir, yutulabilir ve implant edilebilir antenlere değinilerek çalışma içeriğinde yutulabilir ve ekit yani implant edilebilir anten tasarımları yapılmıştır ve örnekleri verilmiştir.

İkinci olarak, elektromanyetik alanların insan vücut dokularına etkileri araştırılıp bazı dokuların elektriksel özellikleri verilmiştir. Bu elektriksel özellikler göz önüne alınarak çalışma kapsamında tasarlanan anteni deneysel olarak test etmek için vücut dokularının elektriksel özelliklerine sahip yapay jel, sıvı ve katı malzemeler yapılmıştır. Bu malzemelerin dielektrik sabiti ve iletkenlik gibi özelliklerinin frekansla değişimi göz önünde bulundurularak ilgili frekans aralıklarında insan dokularının özelliklerinin elde edilmesi hedeflenmiştir. Yapılan doku örneklerinin dielektrik sabiti ölçülmüştür ve uygun olan en iyi örnek alınmıştır. Daha sonra tıpta standartlarca kabul görmüş frekans aralıklarında anten tasarımı yapılarak antenin özellikleri incelenmiştir.

Son olarak, ekit anten tasarımı benzetim modeli ölçüm sonuçları elde edilmiştir. Tasarlanan antenin üretimi yapıp benzetim sonuçlarını doğrulamak için hazırlanan yapay doku örnekleriyle deneysel sonuçları elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır ve sonuçlar uygun bulunmuştur.

SUMMARY

TITLE OF THE THESIS: WIDE BAND ANTENNA DESIGN AND REALIZATION ANALYSIS FOR IMPLANT APPLICATIONS

AUTHOR: FATMA ZENGİN

In this thesis, antenna analysis design for implantable devices in vivo applications is performed, results of simulation and measurement of the antenna are compared.

Firstly, electromagnetic developments and applications that are used in medicine are examined. Then, application areas of implant antenna and its functionality in the field of medicine are investigated.

Wearable, implantable and ingestible antennas are investigated and same case studies are given. We also designed antennas such as implantable and ingestible antennas for biotelemetric applications.

Secondly, effects of the electromagnetic fields in the tissue of human body are investigated and the electrical properties of the tissues are given. Tissue mimicking liquid, solid and gel phantoms which show electrical properties of human tissues are designed for testing the antenna. In the desired frequency range for the antenna, samples of tissue equivalent material are made with the help of a reference thesis which was written about tissue mimicking materials.

We have measured dielectric constants of used materials. According to the results of measurements, we have selected one sample, which has a tissue type, closes to tailored dielectric constant.

Finally, simulation results of implantable antenna are sorted out. The designed antenna is fabricated and tested in tissue equivalent liquids. To verify the results of simulation, experimental results were obtained by constructed artificial tissue samples. The attained measurement and simulation results of the antenna are compared and the results are found to be reasonable and compatible.

TEŞEKKÜR

Öncelikle bu günlere gelmemde büyük emekleri bulunan ve her türlü imkanlarıyla yanımda olan değerli aileme,

Tez çalışmalarımın bu yana yardımını, bilgisini ve zamanını esirgemeyen, çalışma ortamı hazırlayan, izlenim ve yorumlarıyla beni yönlendiren danışmanım Sayın Prof. Dr. Sait Eren SAN'a,

Yüksek lisans eğitimime başladığımdan bu yana tez konumun içeriğinin belirlenmesinde büyük emeği olan, çalışma ortamı hazırlayan, hiçbir zaman yardımını, bilgisini ve zamanını esirgemeyen, çalışmalarım boyunca izlenim ve yorumlarıyla katkıda bulunarak beni yönlendiren eş danışmanım Sayın Doç. Dr. Bahattin TÜRETKEN'e,

Çalışmalarım süresince birçok konuda, özellikle benzetim çalışmaları konularında desteğini aldığım, ölçüm ve üretim aşamalarında yardımcı olan, bilgi ve zamanını esirgemeyen, izlenim ve yorumlarıyla katkıda bulunan arkadaşım Araştırmacı Eren AKKAYA'ya,

Çalışmamda laboratuvar imkanlarıyla destekte bulunarak malzeme yapımında yardımcı olan arkadaşım Büşra ŞENGEZ'e,

Aynı ortamda çalışmakla mutlu olduğum, izlenim ve yorumlarıyla destek olan TÜBİTAK-BİLGEM Elektromanyetik ve Anten Araştırma Grubu çalışanları Sayın Dr. Erkul BAŞARAN'a, Sayın Uzm. Araştırmacı Yük. Müh. Ömer YILMAZ'a, Araştırmacı Yük. Müh. Umut BULUŞ'a, Araştırmacı Koray SÜRMELİ'ye ve Araştırmacı Türker İSENLIK'e,

Ve isimlerini tek tek yazmakla bitiremeyeceğim dostluk ve hayat dolu neşeleriyle her daim yanımda olan sevgili arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Fatma ZENGİN

Ocak 2012

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
SUMMARY	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SEMBOLLER ve KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. BİYOMEDİKAL ALANDA ANTENLER	3
2.1 Giyilebilen Antenler	4
2.2 Ekit (İmplant) Edilebilir Antenler	5
2.3 Yutulabilir Antenler	11
3. DOKULAR ve ELEKTROMANYETİK ÖZELLİKLERİ	15
3.1 Doku Benzeri Mazemelerin Tanımlanması	19
3.1.1 ISM (Industrial, Scientific and Medical) Band (2.40-2.48 GHz) İçin Deri Doku Benzeri Jel Yapımı	20
3.1.2 Vücut Doku Sıvı Eşiti Malzeme Karakterizasyonu	24
4. ANTEN TASARIMI	31
4.1 Anten Tasarım Aşamaları	33
4.2 Anten Üretim ve Ölçüm Sistemi	38
5. BULGULAR ve TARTIŞMA	40
SONUÇLAR	42
KAYNAKLAR	43
ÖZGEÇMİŞ	46
EKLER	47

SEMBOLLER ve KISALTMALAR

EM	Elektromanyetik
RF	Radyo Frekans
FCC	Federal Haberleşme Komisyonu (Federal Communication Commussion)
ETSI	Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü (European Telecommunications Standards Institute)
MICS	Tıbbi İmplant Haberleşme Birimi (Medical Implant Communication Servise)
ISM	Endüstriyel, Bilimsel ve Medikal (Industrial, Scientific and Medical)
Hz	Hertz
GHz	Gigahertz
MHz	Megahertz
UWB	Ultra Geniş Bant (Ultra Wideband)
RFID	Radyo Frekans Kimlik Tanımlama (Radio Frequency Identification)
kHz	Kilohertz
S4MS	Tıp ve Bilim İçin Sensörler (Sensors for Medicine and Science, Inc.)
LED	Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
IC	Verici (Transmitter)
PDA	Kişisel Cep Bilgisayarı (Personal Digital Assistant)
p	Dipol Moment
E_0	Dış Elektrik Alan

E_p	İç Elektrik Alan
E	Net Elektrik Alan
ϵ_r	Görelî Permittivite
σ	İletkenlik
ϵ_0	Boşluğun Permittivitesi
ϵ	Herhangi Bir Ortam İçin Permittivite
F	Farad
m	metre
Triton X-100	Polyethylene Glycol Mono Phenyl Ether
DGBE	Diethylene Glycol Butly Ether
NaCl	Sodyum Klorür (Tuz)
S	Siemens
ITU-R	Uluslararası Telekomünikasyon Birimi (International Telecommunication Union – Radio Communication Sector)
SAR	Özgül Soğurma Hızı (Specific Absorption Rate)
W	Watt
kg	Kilogram
VSWR	Duran Dalga Oranı (Voltage Standing Wave Ratio)
c	Işık Hızı
f	Frekans
λ	Dalgaboyu

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>		<u>Sayfa</u>
2.1.	Giyilebilen Anten Örnekleri	5
2.2.	İmplant Edilebilen Mikroçip	6
2.3.	İmplant Edilmiş Verichip	7
2.4	Verichip Bileşenleri	7
2.5	S4MS Çipi	8
2.6	Üretilen UWB Anten	10
2.7	Vücut Ortamında UWB Anten	10
2.8	UWB Anten Geri Dönüş Kaybı	11
2.9	Yutulabilen Kapsül Sistem Bileşenleri	12
2.10	Kapsül Yüzeyi ve Kapsül İçi Anten Modelleri	13
2.11	Kapsül İçi Anten Geri Dönüş Kaybı	14
3.1	Elektriksel Özelliklerin Frekansla Değişimi	17
3.2	ISM Bandı İçin Deri Doku Benzeri Jel	22
3.3	Deri Benzeri Jel Malzemenin Frekansla Dielektrik Sabitinin Değişimi	22
3.4	Deri Benzeri Jel Malzemenin Frekansla İletkenlik Değişimi	23
3.5	Doku Malzeme Örnekleri	25
3.6	Dielektrik Ölçüm Sistemi	26
3.7	Deiyonize Suyun Dielektrik Sabiti Ölçüm Sistemi	26
3.8	Doku Sıvısı Dielektrik Sabiti Ölçüm Sistemi	27
3.9	Deiyonize Suyun Frekansa Bağlı Dielektrik Sabiti Değişimi	27
3.10	Doku Örneklerinin Dielektrik Sabiti Frekansla Değişimi	28
4.1	Bir Anten Devresi	32
4.2	Ters - L Anten Modeli	34
4.3	Tasarlanan Anten Yapısı	35

4.4	Anten Benzetim Modeli	36
4.5	Anten Benzetim Modeli Geri Dönüş Kaybı	36
4.6	Anten Parametreleri	37
4.7	Üretilen Anten Modeli	38
4.8	Anten Ölçüm Sistemi ve Doku Örnekleri	39
4.9	Doku Sıvı Örneklerinde Anten Ölçüm Sonuçları	39
4.10	Örnek 2 İçin Anten Benzetim ve Ölçüm Sonuçları	40

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo</u>		<u>Sayfa</u>
3.1.	Bazı Vücut Dokuları Elektriksel Özellikleri	18
3.2	Deri Doku Benzeri Jel İçerikleri	20
3.3	Yapılan Örnek Doku Malzemelerinin Dielektrik Sabiti Değerleri	29
4.1	Anten Parametreleri Sayısal Değerleri	37

1. GİRİŞ

Teknolojik gelişmelerle tıpta bazı hastalıkların teşhis ve tedavi yöntemlerinde elektromanyetik (EM) uygulamalar yeni teknik ve cihazların gelişimiyle önem kazanmaktadır. Bununla beraber biyomedikal uygulamalar için radyo frekans (RF) antenlerden yararlanma talebi de artmaktadır.

Günümüzde RF ve biyosensör teknolojisi birleştirilip sensörler vücut içinde veya dışında sürekli izlenmesi gereken fizyolojik parametreleri ölçerek dıştaki bir alıcıya iletebilmektedir. Bu durum cihazlar arası iletişimi sağlayacak antene önemli bir rol kazandırmaktadır. Bu tür antenlerin tasarımıındaki en önemli kısıtların başlıcaları anten boyutu, empedans uyumu, düşük güç gereksinimi, ilgili frekans aralığı ve vücuda uyum sağlamasıdır [Topsakal, 2009].

Kablosuz iletişim avantajlarıyla antenler medikal alanda çok önemli bir yere sahiptir. Yapay gözler, sinir uyarıcılar, implant edilebilir glikoz sensörler, kalp pilleri, beyin ve koklea implantlar gibi kablosuz veri telemetri uygulamaları implant edilebilen antenlerin popülerliğini arttırmaktadır [Karacolak, et al, 2008]. Çünkü implant ile dış cihaz arasında sürekli iletişimi sağlayan antenler bazı hastalıkların erken teşhisini kolaylaştırdığı için kablosuz veri iletişiminde çok önemlidir. Dolayısıyla bu tür uygulamalar için seçilecek frekans aralığı büyük önem taşımaktadır.

Bilindiği gibi enerji nüfuz etme derinliği frekanstaki yükselmeye bağlı olarak azalır ve elektromanyetik enerjinin çoğunluğu yüzeye yakın soğurulur. Yapılan araştırmalar sonucunda Federal İletişim Komisyonu (FCC-Federal Communication Commussion) ve Avrupa Telekomünikasyon Standartları Enstitüsü (ETSI-European Telecommunications Standards Institute) tarafından bir takım belirli frekans aralıkları belirlenmiştir [FCC, wireless medical telemetry]. Örneğin, tıbbi implant haberleşmede 402 MHz – 405 MHz MICS (Medical Implant Communication Servise) bandı, bilimsel ve tıbbi haberleşme için 2.40 GHz – 2.48 GHz ISM (Industrial, Scientific and Medical) bandı, tıbbi telemetri için 608 MHz - 614 MHz, 1395 MHz - 1400 MHz, 1427 MHz - 1432 MHz frekans aralıkları belirlenmiştir.

Artan dünya nüfusuyla birlikte sağlık sektöründe karşılaşılan sıkıntılar pek çok ülkenin sorunu haline gelmektedir. Yapılan araştırmalara göre 2025 dünya nüfusunun 761 milyonu 65 yaş üzerinde olacağı tahmin edilmektedir. Bu ise yalnızlaşan yaşlı popülasyonda Alzheimer, solunum ve kalp yetmezliği gibi kronik hastaların sağlık bakımını daha da zorlaştırmaktadır [Ross, 2004]. Dolayısıyla kablosuz telemetri yönteminde güvenli iletişimin sağlanması ve bu yöntemdeki gelişmeler şeker hastalığı, kalp rahatsızlığı gibi sorunlarla yaşamak zorunda olan insanların yaşam kalitesini yükseltmede bir umut kaynağı olarak görülmektedir.

Medikal uygulamaların gelişmesiyle uzaktan sağlık takibi ile tıbbi verilerin her yerden sürekli izlenmesi ve bu veri bilgilerine her yerden ulaşılabilmesi hedeflenmektedir. Söz konusu sistemlerde tansiyon, nabız düzeni, vücut ısısı, solunum hızı, kandaki şeker ve oksijen miktarı gibi sağlık parametrelerinin ölçümü yanında bazı sinir ve kas sinyallerinin kaydedilmesi ve yutulabilen kapsüller ile gastrointestinal (mide bağırsak kanalı) görüntüleme gibi işlemler gerçekleştirilebilir. Bunun için farklı türde sensör cihazlar sunulmuştur. Bu cihazlar hasta tarafından giyilebilir, endoskopik görüntüleme için yutulabilir veya farklı uygulamalar için vücut içine implant edilebilir [Shyayder et al, 2005; Dishman, 2004; Aslantaş, et al, 2006; Thomas, 2003; Özdemir, 2008; Rajagopalan and Samii, 2010].

Gelişen akıllı ev sistemleriyle hastanın uzaktan izlenmesi, belli sağlık parametrelerinin ilgili kişilerce takibi daha da kolaylaşmaktadır. Hastanın uzaktan izlenmesine imkan sağlayan böyle bir sistemle farklı yollarla iletişim sağlanarak vakit kaybı olmaksızın müdahale mümkün olur. Kullanılacak uygun sensör ağlarla akıllı ev sistemleri telemetri iletişimde eş zamanlı bilgi sağlayabildiği için elde edilen parametreler RF kablosuz sensör modülden eş zamanlı olarak görüntülenebilir [Türetken ve Zengin, 2010]. Genelde sistem maliyetinin az olması için RF iletişim tercih edilir. Bu ise finansal açıdan zorlayıcı ve kısıtlı bakım kaynakları olan hastaneler için evden izleme sistemlerini daha cazip kılmaktadır.

2. BİYOMEDİKAL ALANDA ANTENLER

Biyomedikal alanda antenler ilk olarak tedavi edici ve daha sonra teşhis ve cerrahi uygulamalar için tasarlanmıştır. Günümüzde medikal amaçlı antenler genel olarak iki hedefe yönelmektedir. Bunlardan birisi biyoteleometri amaçlı uygulamalar diğeri ise hipertermia amaçlı uygulamalardır. Her iki durum için de antenler vücut içine veya vücut yüzeyine implant edilebilir. Hipertermia uygulamalar, vücut ısısının bölgesel olarak artırılması esasına dayanır. Dokular genel olarak 30 – 60 dakikada 41 – 45 dereceye kadar ısıtılır. Bu, enerjinin tedavi edilecek bölgeye odaklanmasıyla ilgilidir [Yadava, 2003]. Hastalıklı dokular normal dokulara nazaran ısıya karşı daha duyarlıdır. Bu durum hastalıklı dokunun iç damarlarının zayıflığından veya yüksek iletkenlik ve permitiviteden kaynaklanıyor olabilir. Biyoteleometri ise vücut doku veya organlarına ait fizyolojik değişiklikleri gözlemleyip veri iletiminin uzaktan ölçümü prensibine dayanmaktadır. Bu tür uygulamalar için tasarlanacak olan antenin şeklini ve çeşidini vücudun uygulanacak kısmı belirleyecektir. Örneğin dokular arasına uygulanacak antenin o bölgeye uygun olarak tasarlanması gibi.

Medikal açıdan antenler çoğunlukla mikrodalga görüntüleme metotları, aritmi yani kalp ritim bozukluklarının gözlemlenmesi, kanser teşhis ve tedavisi uygulamaları bakımından tercih edilmektedir. Bunlardan mikrodalga görüntüleme normal ve kanserli dokunun elektriksel özelliklerinin önemli derecede farklı olması gerçeğine dayanmaktadır. Örneğin mikrodalga görüntüleme tekniklerinden biri olan tomografi uygulamasında anten dizileri kullanılır. Benzer şekilde göğüs kanseri teşhisinde mikrodalga görüntülemeden faydalanılır. Burada görüntünün oluşturulması göğüs dokularının elektriksel özellikleri farklılığından yararlanarak yapılmaktadır. Yapılan araştırmalar mikrodalga frekanslarında tümörlü dokuların normal yağ dokusundan daha büyük dielektrik sabitine sahip olduğunu göstermektedir [Yun, et al, 2005]. Kanser teşhisi gibi biyomedikal uygulamalar için ultra geniş bantlı (UWB – Ultra Wideband) mikrodalga görüntüleme tekniği iyi nüfuz etme derinliği ve çözünürlük karakteristikleri açısından umut verici bir metottur ve ultra geniş bantlı görüntüleme sistemleri göğüs kanseri tümörlerinin tesbit edilmesinde oldukça iyi sonuçlar vermektedir. Bu tür ultra geniş bantlı görüntüleme sistemlerinde ultra geniş bantlı bir antenden vücuda çok dar puls iletilir. Puls çeşitli dokular boyunca yayılırken dokular arası yüzeylerde yansıma ve

saçılmalar meydana gelmektedir. Tümör olarak temsil edilebilecek küçük boyutlu bir dokudan saçılan sinyallerde farklılıklar görülecektir. Yansıyan ve saçılan sinyaller ultra geniş bantlı bir anten veya anten dizileri kullanılarak alınabilir ve vücudun farklı katmanlarını görüntülemek için kullanılabilir. Yüksek çözünürlüklü net bir görüntüleme sistemi için alıcı/verici ultra geniş bantlı anten, düzlem, uygun boyutta, ışıma verimi yüksek ve puls iletim ve alımının iyi olması gerekmektedir [Abbosh, 2008; Volakis, 2007].

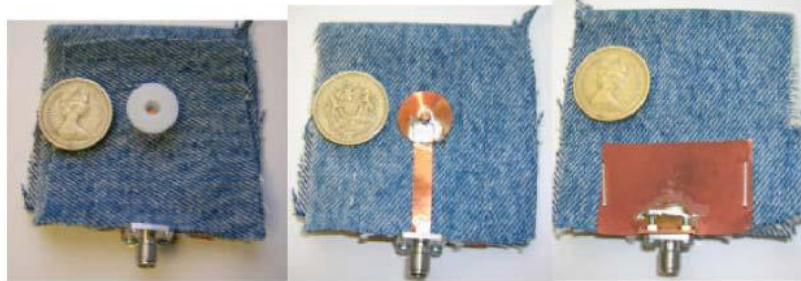
Biyomedikal açıdan antenleri genel olarak giyilebilen, implant edilebilen ve yutulabilen antenler olmak üzere gruplandırabiliriz. Tabii burada gruplandırma yapılırken yukarıda bahsedilen diğer biyomedikal uygulamalarda tercih edilen mikrodalga görüntüleme, göğüs kanser teşhisi ve buna benzer uygulamalar için kullanılan antenler göz önüne alınmamıştır. Kişiye özel kan basıncı, tansiyon, kalp ritim bozuklukları, kandaki glikoz miktarını belirleme gibi bazı fizyolojik parametrelerin elde edilmesi esasına dayanarak tasarlanan anten çeşitlerini içeren ve çalışma kapsamına yönelik olarak bir gruplandırma tercih edilmiştir. Bu çalışma içeriğinde implant antenler üzerine araştırma yapılmıştır. Bunun yanında yutulabilir endoskopik sistemler için anten benzetim modeli oluşturulmuştur.

2.1 Giyilebilen Antenler

Giyilebilen antenler genel anlamda çeşitli dokuma kumaş malzemeleriyle farklı tasarımları yapılarak askeri amaçlı, medikal ve ticari uygulamalar için kullanılabilir. Çok fazla yaygın olmayan giyilebilen anten teknolojisi hızla gelişen kablosuz iletişimde artan talepleri yerine getirmek için endüstri alanında ilgi görmektedir. Bu tür antenler maliyetinin az olması, tekrar bakım ve karmaşık kurulum gerektirmemesi bakımından tercih edilmektedir [Samii, 2007].

İzleme ve navigasyon içeren giyilebilen bir anten telsiz bilgi işleme ve kamu güvenliği iletişim amaçları için kullanılan elbiselerin bir parçası anlamına gelmektedir. Özellikle kablosuz iletişim cihazlarının daha da küçültülmesi hedefinde dokuma kumaş malzemelerinin anten için alt tabaka olarak kullanılması avantajlı olmaktadır. Seçilen farklı alt tabaka malzemeleriyle daha küçük, esnek ve kullanımı

kolay antenler yapılabilir [Gupta, 2010]. Şekil 2.1 de giyilebilen anten çeşitlerinin farklı örnekleri bulunmaktadır.



Şekil 2.1 Giyilebilen Anten Örnekleri [17]

Alt tabakası kumaş olan giyilebilen antenlerin tasarımında önemli zorluklar vardır. Bunlar esas olarak kumaşın kullanımıyla ilgilidir. Çünkü kumaşlar bükülmeye, esnemeye ve kırılmaya yatkındır ve bu şartlar altında antenin işleyişini aynen devam ettirebilmesi gerekmektedir. Diğer yandan tekstil malzemeleri genel olarak çok düşük bir dielektrik sabitine sahip olduğundan dolayı yüzey dalga kayıplarını azaltır ve antenin empedans bant genişliğini olumlu yönde etkilemektedir [Hall and Hao, 2006]. Bundan dolayı kablosuz iletişim amaçları için giyilebilen bir anteni günlük kullandığımız elbiselerimizin bir parçası olarak düşünebiliriz.

Malzeme biliminin gelişmesiyle elde edilen yeni kumaşlar sayesinde farklı amaçlara yönelik anten tasarımları da gerçekleştirilmektedir. Örneğin, bazı kurtarma çalışmalarına yönelik yıkanabilir antenler yapılmakta ve test edilmektedir [ESA, 2011].

2.2 Ekit (İmplant) Edilebilen Antenler

Tez çalışmasının esas konusunu oluşturulan ekit antenler teletıp sistemlerin gelişmesiyle kablosuz implantlar arasında yerini almıştır. Medikal uygulamalar için antenler üzerinde yapılan çalışmaların çoğu tıbbi tedavi ve fizyolojik parametreleri

görüntüleme gibi hipertermia uygulamalara yöneliktir [Rosen, et al, 2002]. Bu tür uygulamalarda antenler kanserli dokuların sıcaklıklarını yükseltmek için vücudun iç veya dış kısmına yerleştirilebilir [Kim and Samii, 2004]. Tıbbi tedavi ve teşhisin yanı sıra telekomünikasyon kalp pili, defibrillatör gibi implant edilebilen medikal cihazlar için veri iletimini sağlayan önemli bir fonksiyon olmaktadır [Steinhaus, et al, 1994].

Radyo dalgalarını kullanarak herhangi bir nesnenin karakteristiklerini sorgulayıp tanımlamayı sağlayan RFID (Radio Frequency Identification) radyo frekans kimlik tanımlama başta barkod, parmak izi ve şifre okuma, kütüphane kitaplarının izlenmesi gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. RFID etiketleri pasif, yarı pasif ve aktif etiketler olmak üzere üç çeşittir. Pasif RFID etiket herhangi bir bataryaya gereksinim duymaz ve enerjilerini bir okuyucu tarafından gönderilen elektromanyetik dalgalardan karşılamaktadır. Fakat aktif RFID etiketler kendi enerjilerini sağlamak için bir bataryaya sahiptirler. Yarı pasif RFID etiketler ise pasif gibidirler fakat bataryaları vardır. Bu yerleşik gücü çip devresini işletmek için kullanırlar [Kocamaz and Ucar, 2009; Edgar, ECE 665].

RFID uygulamalar vücuda uyumlu malzemelerce kaplanmasıyla implant edilebilme özelliğine sahiptir ve uzaktan takip için evcil hayvanlarda kullanılmaktadır (Şekil 2.2) [TÜRKSAN, 2009].



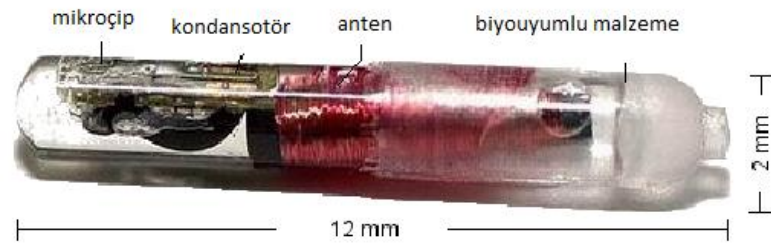
Şekil 2.2 İmplant Edilebilen Mikroçip [26]

Verichip şirketinin geliştirmiş olduğu Verichip RFID'ler insanlar tarafından da kullanılmaktadır [Verichip Corporation, 2006]. Benzer mikroçip özel enjektörleri sayesinde insanların el, kol vb. uzuvlarına implant edilebilmektedir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 İmplant Edilmiş Verichip [27]

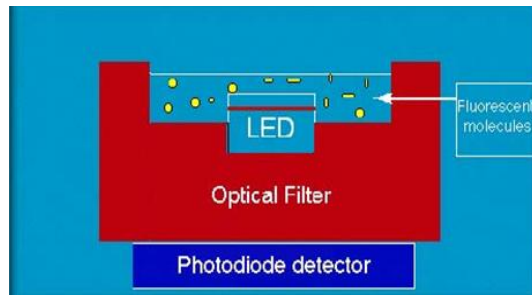
RFID Verichip kişiyi tanımlayan ve sağlık bilgilerine erişmek için tek bir tanımlayıcı numarası kullanır. Bu sayede kişiye özel kullanım kolaylığı sağlar ve çocuklar ve Alzheimer hastaları tarafından da kullanılabilir. Verichip vücutla biyouyumluluk gösteren cam bir malzemeyle kaplı içerisinde mikroçip, kondansatör ve anten bobini bulundurmaktadır. Şekil 2.4 de verichip bileşenleri gösterilmektedir.



Şekil 2.4 Verichip Bileşenleri [27]

Verichip herhangi bir enerji kaynağı olmadığı için bir okuyucuya ve tarayıcıya ihtiyaç duyar. Kapasitör enerjisiyle mikroçipi uyarmaktadır. Daha sonra mikroçip üzerindeki bilgi anten aracılığıyla dışarı gönderilmektedir. Doğru frekans ayarlandığında mikroçip okuyucu tarafından sorgulanarak üzerindeki bilgiler

okuyucu ekranında görüntülenebilir. İletişim bilgilerinin üçüncü şahıslar tarafından korunması için kişiye özel şifreleme işlemleri yapılmaktadır. Fakat buna rağmen Verichip kullanımı bazı çevrelerce özgürlüklerin kısıtlanması ve insan haklarına saldırı olarak görülmektedir. Farklı bir uygulama, şeker hastalarının yaşamını kolaylaştırmak için S4MS (Sensors for Medicine and Science, Inc.) tıp ve bilim için sensörler firmasının yapmış olduğu S4MS çipi tasarlanmıştır. Bu çip Şekil 2.5 de gösterilmektedir.



Şekil 2.5 S4MS Çipi [28]

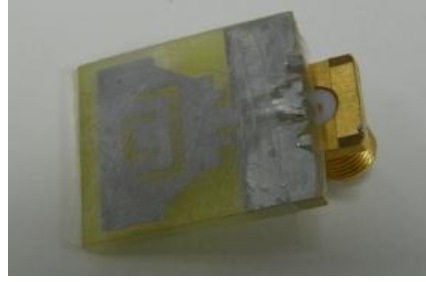
S4MS çipi deri altına enjekte edilerek şeker hastalarının kandaki glikoz düzeyini rahatça ölçmelerini sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Şu anda var olan test sistemleri pratik olsalarda kan alımını gerektirdiklerinden bazı hastalar bunları gerekli sıklıkta uygulayamamaktadır. S4MS çipi deri altından glikoz seviyesini ölçmekte ve sonuçları RF aracılığıyla dışarıya iletebilme özelliğine sahiptir. Çip kimyasal bir maddeden oluşmaktadır. Işık yayan diyodun (LED, Light Emitting Diode) yaydığı ışık kimyasal maddeden daha uzun dalgaboyuna çevrilerek yansıtılmaktadır. Glikoz ise bu uzun dalgaboylu ışınların miktarını düşürmektedir ve kandaki glikoz miktarı arttıkça fotodiyot tarafından tesbit edilecek uzun dalgaboylu ışık miktarı azalacaktır [S4MS Corp]. Çip kandaki oksijen miktarını veya diğer gaz parametrelerini tesbit etmek için de tasarlanabilmektedir. Kandaki şeker oranını ölçmek için farklı sensör çeşitleride bulunmaktadır. Belli bir yaşam süresi olan bozunur malzemelerce yapılan sensör dizileri deri altına enjekte edilip işlev görecektir şekilde tasarlanmaktadır. Bu tür esnek implantlar vücutla biyouyumluluk gösteren ipek bir film kullanılarak denenmektedir. Film içinde bulunan enzimler ve antikorlar

bu implant cihazın herhangi bir farklı durum olasılığını gösteren bazı biyo belirteçleri tesbit etmesini sağlayacaktır [Omenetto, 2010]. Deri altına implant edilebilen glikoz implantları yanında deri yüzeyine yapıştırılarak kan şekerini ölçmek amaçlı tasarlanan biyosensörlerde mevcuttur [Paranjape, 2008].

Anten ve sensör sistemlerinden oluşan ve implant olarak adlandırabileceğimiz farklı uygulamalar için geliştirilen implant sistemler mevcuttur. Vücuttaki bazı ağrıların beyne iletilmesinde değişiklikler yaparak ağrının giderilmesi için geliştirilen ağrı implantları, yaşa bağlı olarak ortaya çıkan bazı dejenerasyonlar ve halk arasında tavuk karası olarak bilinen bazı körlük durumlarında mükemmel olmasada görmeyenlere yetecek kadar görme sağlayan retina implantları, göz tansiyonu için tasarlanan göz implantları, kalp ve beyin kas aktiviteleri için tasarlanan implantlar verilebilecek bazı örneklerdir [NICTA Implant Systems, 2010; MIT Retinal Implant, 2009; Blaauw, Eye Implant, 2011; Rogers, Stick-on Electronics Tattoos, 2011].

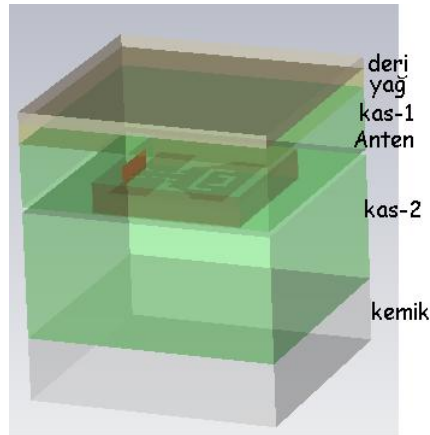
Vücut içine veya yüzeyine implant edilebilen bir anten kişiye ait fizyolojik bir bilgiyi tek başına elde edemez ve gerekli bir bilgiyi alabilmek için herhangi bir biyosensör tarafından desteklenmesi gerekmektedir.

Bu tez çalışması içeriğinde yapılan anten modelleri tek olarak göz önüne alınmıştır ve antenin işleyişini gözlemlemek için ilgili frekans aralıklarında dalganın doku elektriksel özelliklerine göre davranışı incelenmiştir. Çalışmanın ilk aşamasında UWB özellikli bir anten modeli referans alınmıştır [Lee, et al, 2008]. Anten benzetim modeli oluşturularak UWB ışıma diyagramı elde edilmiştir. Ayrıca ISM bandı için insan deri dokusu elektriksel özelliklerine sahip yapay jel yapılarak belli frekans aralığında ölçüm sonuçları ile karşılaştırılmıştır [Zengin, et al, 2011]. Üretilen anten modeli Şekil 2.6 da verilmiştir.



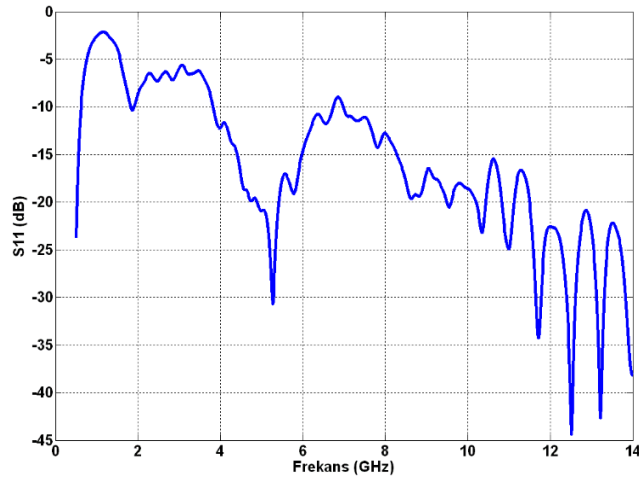
Şekil 2.6 Üretilen UWB Anten

İlgili çalışmada ilk olarak oldukça geniş frekans aralığında antene ait parametreler hesaplanıp ilk tasarım için gerekli sayısal modeller oluşturulmuştur.



Şekil 2.7 Vücut Ortamında UWB Anten

İlk durumda antenin boş uzayda olduğu en sade duruma göre analiz yapılmış daha sonra antenin içerisinde bulunacağı ortama göre yani vücut içerisinde benzetimlenmiştir. Şekil 2.7 ve Şekil 2.8 antenin vücut içindeki benzetim modelini ve antenin frekansa bağlı geri dönüş kaybı grafiğini göstermektedir.



Şekil 2.8 UWB Anten Geri Dönüş Kaybı

Yapılan bu ön çalışmada biyotelemetri iletişimlerine yönelik geniş bantlı anten tasarımı hedeflenmiştir ve antene ait parametreler incelenmiştir. Ayrıca antenin vücut içinde gereksiz ışımaya neden olmaması için anten kavite içerisine alınarak antenin vücutta olan gereksiz ışıması engellenmiştir ve kavitenin yönlendiriciliğe katkı sağladığı gözlemlenmiştir [Zengin ve ark. 2010].

2.3 Yutulabilir Antenler

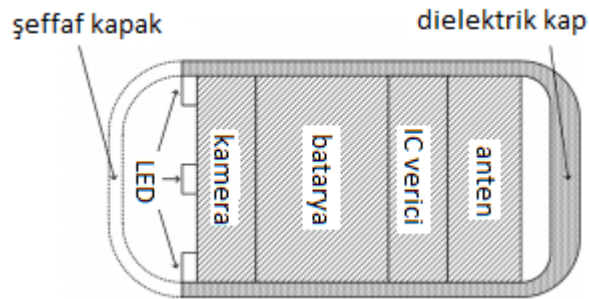
Tıpta EM kullanımı çeşitli tıbbi tedavi ve teşhis süreçlerini kolaylaştırmaktadır. Malzeme biliminin gelişmesiyle belli bir kullanım süresi olan, vücutta uyumlu biyobozunum gösteren polimerlerle elektronik sindirilebilir haplar oluşturulabilmektedir ve böylelikle kanser, gastrointestinal görüntüleme işlemlerinin kolaylaştırılması hedeflenmektedir [Qureshi, 2004; Izdebski, 2009; Bashirullah, 2010]. Bu veri alış verişini sağlamak için tasarlanan antenler eş zamanlı bilgi iletebilme özelliğine sahiptir.

Mevcut tıp alanında endoskopik görüntüleme, teşhis ve tedavi işlemlerinde genellikle kablolu gastrointestinal işlemler uygulanmaktadır. Fakat bu endoskopi çeşitleri belli bir kablo uzunluğuna sahiptir ve bu nedenle de görüntüleme alanı

sınırlı olmaktadır. Bilinen endoskopi çeşitleri hastaya korku ve endişe verdiği için genel olarak pek kullanışlı değildir. Geliştirilen kablosuz endoskopik sistemler için tasarlanan biyotelemetrik kapsül antenler kablosuz avantajlarıyla daha geniş imkanlar sunmaktadır. Ayrıca bilinen yöntemlere nazaran yüksek çözünürlüklü daha net görüntü elde edilebilmektedir [GivenImaging, PillCam SB]. Bu durum teşhisin doğru yapılmasına fayda sağlamaktadır.

Vücut içinden elde edilecek görüntünün eş zamanlı yüksek çözünürlüklü olması için yüksek veri hızına sahip yani geniş bantlı antenler kullanılmalıdır. Yutulmuş kapsül sindirim kanalı boyunca hareket ettiği için kendisini çevreleyen kayıplı vücut dokuları nedeniyle anten tarafından ışıyan güç önemli derecede azalmakta ve veri iletimi olumsuz etkilenmektedir. Dolayısıyla kapsül için gerekli antenin dar bantlı bir anten değil geniş bant özelliklerine sahip bir anten olması istenir [Kwak, et al, 2005; Kwak, et al, 2006]. Çünkü dar bant özelliği görüntü verilerinin düşük çözünürlükte olmasına neden olur. Bu durum kapsül endoskopi için gerekli anten tasarımını zorlaştırmaktadır.

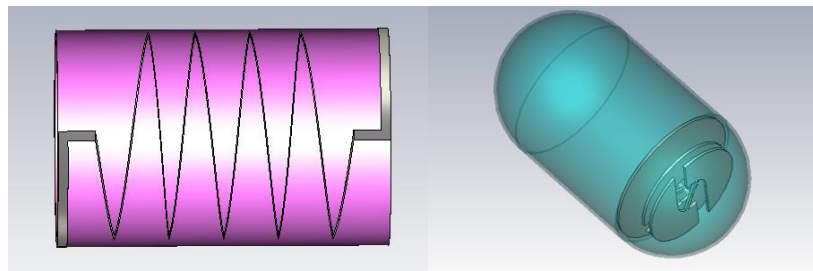
Kablosuz kapsül endoskopi sistemler vücut içinde görüntü elde etmek için alıcı-verici bir sistem kullanmaktadır. Yutulabilen kapsül sistemler genel olarak ince bir kamera, birçok LED, batarya, kablosuz bir verici ve bir antenden oluşmaktadır [Lee, et al, 2011]. Bu bileşenler Şekil 2.9 da gösterilmektedir. Bu bileşenler mide sıvısına dirençli ve biyolojik olarak vücuda uyumlu bir malzeme ile kaplanmaktadır.



Şekil 2.9 Yutulabilen Kapsül Sistem Bileşenleri [44]

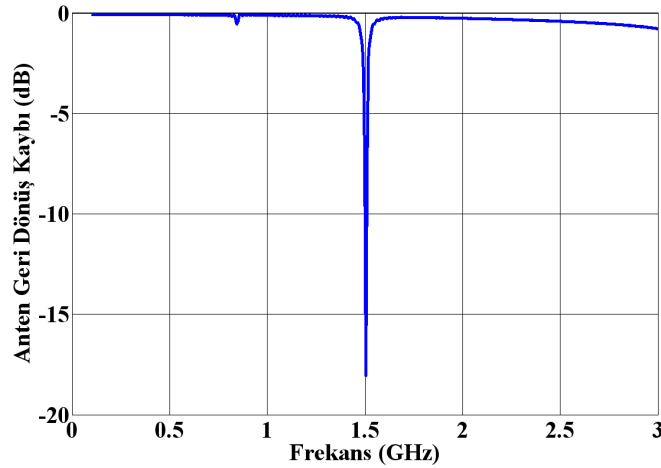
Yutulabilen kapsül, kamera aracılığıyla görüntüleri toplayarak sindirim kanalı boyunca hareket etmektedir. Daha sonra toplanan veriler bir dış alıcıya iletilir ve kaydedilerek görüntüleme işlemi gerçekleştirilmektedir [GivenImaging, PillCam]. Kapsül sindirim kanalı boyunca peristaltik şekilde hareket etmektedir. Bu yüzden bu tür sistemlerde kapsülün yönelimi ve yer değiştirmesinden bağımsız olarak iletilen sinyallerin tesbiti için tasarlanan antenin yönsüz yani her yöne ışıma diyagramına sahip olması gerekmektedir.

Tez çalışması içeriğinde, yutulabilen kapsül endoskopi sistemlerine yönelik bir anten tasarımı gerçekleştirilmiştir [Türetken ve ark, 2011]. Bu çalışmada vücudun içinde dolaşan bir aygıtın almış olduğu verileri (akım, gerilim) anlık olarak dışarıdaki bir sisteme gönderebilen bir anten tasarımı önerilmiştir. Bu tür bir antenin tasarlanmasındaki en büyük zorluk antenin oldukça küçük bir yapıda ve her tarafa ışıyım yapan özellikte olmasının yanısıra vücut içinde çalışabilecek verimliliğinde göstermesidir. Küçük boyutlu antenler genel olarak düşük ışıma direncine ve dar bant genişlik özelliklere sahip olduğu için bu tür antenlerden geniş bant karakteristik elde etmek zor olmaktadır. Bu nedenle küçük boyutlu fakat geniş bant karakteristiklere sahip anten elde etmek için genellikle spiral kıvrımlı yapılar tercih edilmektedir [Rajagopalan, et al, 2009; Yun, et al, 2010]. Burada da kapsülün dış yüzeyine yerleştirilebilecek şekilde kıvrımlı bir yapıya sahip anten tasarımı yapılmıştır. Aynı zamanda kapsül içinde yer alacak bir anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan anten modelleri Şekil 2.10 da verilmiştir.



Şekil 2.10 Kapsül Yüzeyi ve Kapsül İçi Anten Modelleri

Anten benzetim sonuçları 200-3000 MHz frekans aralığında 1400 MHz merkez referans alınarak yapılmıştır. 1400 MHz kablosuz medikal telemetry band içeriğinde yer almaktadır. Yine dokuların elektriksel özellikleri göz önünde bulundurulmuştur. Anten benzetim sonuçlarında kapsül içinde bulunacak batarya gibi diğer elektriksel bileşenlerin anten üzerindeki etkileri ihmal edilmiştir. Elde edilen frekansa bağlı geri dönüş kaybı grafiklerinden antenlerin yutulabilir kapsül sistemler için uygun olduğu görülmektedir. Şekil 2.11 de kapsül içinde bulunan antenin geri dönüş kaybı grafiği verilmiştir. Bu grafiğe göre bant genişliği video işaretini iletecek genişlikte ve başka kaynaklardan etkilenmeyecek kadar da darlıktadır. Ayrıca antenin ışıma diyagramı yönsüz olarak elde edilmiştir.



Şekil 2.11 Kapsül İçi Anten Geri Dönüş Kaybı

Nano ve mikro boyutta sensör ve cihazların kapasitelerindeki artış medikal implantların kullanımını arttırmaktadır. Bu da telekomünikasyon teknolojisinde hastaların uzaktan kontrol ve tedavi işlemlerini kolaylaştıracak çalışmalara zemin hazırlamaktadır. Akıllı ev sistemlerinin gelişimi bu çalışmalara hız kazandırmaktadır [Türetken ve Zengin, 2010; Barnes and Warren, 2002; Chen, et al, 2005; Kutlu, et al, 2010]. Vücut içi implantlarla iletişim değişik yollardan sağlanabilmektedir. İmplanttaki veriler kişinin üzerinde bulunduracağı bir (PDA - Personal Digital Assistant) cep bilgisayarı, cep telefonu veya akıllı ev sistemindeki sensörler

yardımıyla alınabilmektedir. Bu tez çalışma kapsamında kişiye özel bir takım biyometrik veri aktarımına ilişkin sistem tasarımı oluşturulmuştur [Türetken ve Zengin, 2010].

Önerilen sistemde kişinin günlük aktivitelerini kaydedecek çeşitli sensörler bulunmaktadır. Kişi üzerindeki antenden iletilen veriler kaydedilerek kişinin yetkisi doğrultusunda ilgili birimlerce kontrol edilebilmektedir. Ayrıca verilerin kaydedilmesi geriye yönelik bir takibide sağlamaktadır. Tabi burada hastayı uzaktan gelişigüzel görüntülemek söz konusu değildir. Bu tür görüntülemeler bir takım kronik durumlarda belli eşik seviyelerinin aşıldığı zaman hastanın doktora veya ilgili kişilere vereceği yetki ile gerçekleşecektir.

İmplant antenler yüksek hızlı veri transferi ve algılama uygulamalarında uzaktan kontrolü sağlaması gibi avantajlarıyla kişilerin yaşam kalitesinin artırılması hedefinde kişiyi daha özgür kılacak ve kronik rahatsızlıklardan dolayı sürekli tedavi görmeleri gereken kişileri hastaneye bağımlı kılmaksızın uzaktan kontrolü sağlamada yardımcı olacaktır.

Vücuda yerleştirilecek implant antenin tasarımında karşılaşılan bazı zorluklar vardır. Öncelikle böyle bir antenin vücuda uyum sağlaması gerekmektedir. Antenin çalışmasını etkileyen faktörlerden biri şüphesiz antenin çalıştığı ortamdır. Dolayısıyla vücut için tasarlanacak olan antenin tasarımı yapılırken vücut dokularının elektriksel özelliklerinin göz önüne alınması gerekmektedir.

3. DOKULAR VE ELEKTROMANYETİK ÖZELLİKLERİ

Biyolojik dokuların elektriksel özellikleri pekçok sebep için araştırılmaktadır. Bu özellikler vücutta akan akımın yolunu belirler ve elektriksel uyarma, hipertermia, elektrokardiyografi ve bazı fiziksel hastalıkların teşhis ve tedavisi gibi biyomedikal uygulamaların geniş bir alanında çok önem taşımaktadır.

Bir dokunun elektriksel uyarmaya karşı vereceği tepkiyi incelemek için dokuların dielektrik sabiti ve iletkenlik değerlerini bilmek gerekir. Bu tepkinin mikroskobik anlamda tanımı hücre dışı ortamın farklı özellikleriyle beraber doku içindeki hücre dağılımları ve hücre şekillerinden dolayı oldukça karmaşıktır. Bu yüzden biyolojik sistemlerdeki alan dağılımlarını incelemede makroskobik bir yaklaşım tercih edilmektedir. Dokuların elektriksel özellikleri uygulanan alanın yönelimine, frekansına bağlıdır ve uygulanan alanın konum ve zamanla değişiyor olmasıyla daha karmaşık bir hal almaktadır.

Herhangi bir malzemenin elektriksel özellikleri temelde iletken ve yalıtkan olarak iki kısma ayrılabilir. Bilindiği gibi bir iletkende elektrik yükleri uygulanan alanla hareket edebilir, yalıtkan bir malzemede ise yükler hareket etmezler.

Bir iletken elektrik alan uygulandığı zaman iletken içinde, oluşan elektrik alan sıfır oluncaya kadar iletkendeki yükler hareket edecektir. Dielektrik bir malzemede ise serbest yükler oluşmaz ve yüklerin hareketi söz konusu değildir. Fakat polar malzemelerde moleküllerde pozitif ve negatif yük merkezleri hareket edeceğinden bir elektrik dipol moment, p , oluşur. İletken üzerine uygulanan dış elektrik alan, E_0 , iletken içinde kendisine zıt yönde bir iç elektrik alan, E_p , oluşturur. Dolayısıyla malzeme içerisindeki net alan

$$E = E_0 - E_p \quad (3.1)$$

kadardır. Eğer malzeme iyi bir yalıtkan ise net alan uygulanan alana nispeten büyük miktarda azalır. Bu azalış göreceli dielektrik sabiti veya göreceli permitivite olarak adlandırılan ϵ_r ifadesiyle karakterize edilir.

$$\epsilon_r = E_0/E \quad (3.2)$$

Gerçekte malzemelerin çoğu dipol içerdiğinden hem yalıtkan hem de iletkenliğin bazı özelliklerini gösterir. Makroskopik olarak bir malzeme bir iletkenlik, σ , bir de permitivite, ϵ , özelliğine sahiptir. Permitivite, malzemenin yük tutma veya depo etme veya molekül dipolleri döndürme kabiliyeti, iletkenlik ise yük

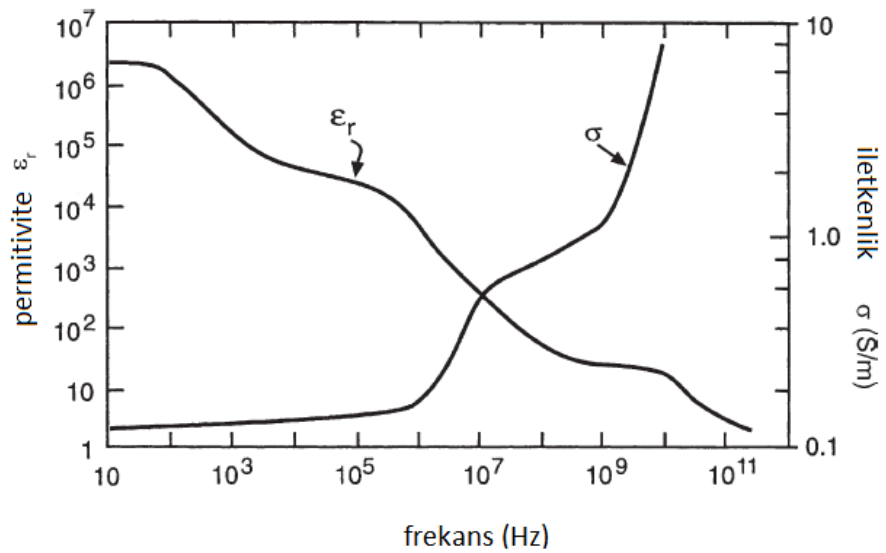
iletim kabiliyeti olarak tanımlanabilir. Ayrıca permitivite bir malzeme içerisinde ışığın hızını belirlemeye de yarar. Boşluğun permitivitesi,

$$\varepsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} \text{ F/m} \quad (3.3)$$

Herhangi bir ortam için,

$$\varepsilon = \varepsilon_r \times \varepsilon_0 \quad (3.4)$$

Biyolojik dokular geniş bir frekans aralığı üzerinde farklı elektriksel özellikler göstermektedir. Belli bir frekans aralığında bu elektriksel özelliklerin değişim grafiği Şekil 3.1 de gösterilmektedir.



Şekil 3.1 Elektriksel Özelliklerin Frekansla Değişimi [52]

Bu özellikler, yük taşıyıcılarının hareketi ve dipollerin yönelimi ile ilgili olarak anlaşılabilir. Nispeten düşük frekanslarda uygulanan alanda dipollerin yönelimi yük taşıyıcılarının hareketine göre kolaydır. Yük taşıyıcıları daha uzun mesafe alır ve bu arada ara yüz veya kusurlarda tutulması olasılığı çok büyüktür. Göreli permitivite yüksektir ve iletkenlik düşüktür. Frekans arttıkça uygulanan alanda dipollerin değişimi daha azdır. Yük taşıyıcıları ise daha kısa mesafe alır ve tutulma olasılığı çok

azdır. Dolayısıyla frekans artarken görelî permutivite azalır ve iletkenlik artar. Biyolojik bir dokunun frekansla değışimi benzer şekilde açıklanmaktadır.

Yapılan araştırmalar ile bazı dokuların elektriksel özelliklerinin frekansla değışimi elde edilmiştir [Damijan, et al, 2006; C. Gabriel, et al, 1996; S. Gabriel, et al, 1996; S. Gabriel, et al, 1996]. Aşağıdaki tabloda bazı vücut organ ve dokularına ait elektriksel özellikler 402 MHz için verilmiştir [Samii and Kim, 2006].

Tablo 3.1 Bazı Vücut Dokuları Elektriksel Özellikleri[55]

Biyolojik Doku	Dielektrik Sabiti	İletkenlik (S/m)
Beyin	49.7	0.59
Göz	57.7	1.00
Mide	67.5	1.00
Kemik	13.1	0.09
Kas	58.8	0.84
Yağ	11.6	0.08
Kan	64.2	1.35
Dil	57.7	0.77
Kalp	66.0	0.97
Böbrek	66.4	1.10
Akciğer	54.6	0.68
Karaciğer	51.2	0.65
Kafatası	17.8	0.16
Bağırsak	66.1	1.90

Son zamanlarda doku benzeri malzemeler ve fantomlara olan ihtiyaçlar artmaktadır. Çünkü bu tür malzemeler implant edilebilir cihazlar, vücut için üretilen antenler, kalp pili, mikrodalga görüntüleme sistemleri gibi medikal aygıtları test etmek, geliştirmek ve iyileştirmek için kullanılmaktadır [Furse, 2000; Zastrow, et al, 2008]. Bu tür cihazları insanlar üzerinde test etmek oldukça zor bir uygulama olmaktadır. Bu yüzden anten ve RF cihazları ile ilgili pekçok uygulama için tuzlu su veya vücut dokularına benzer sıvı çözeltiler geliştirilmiştir [Kim and Samii, 2004]. Geliştirilen bu malzemelerin karakteristiği ise insan dokularının elektriksel özelliklerine sahip olmasıdır. Böylelikle gerekli durumlarda cihazların düzgün işleyip işlemediğini anlamak için önemli bir bileşen rolü üstlenmektedir.

Fiziksel olarak gerçek vücuda eşdeğer modeller elde etmek için gerekli malzeme istenen dokunun elektriksel özelliklerine yakın ve birbiri ile etkileşime girmeyecek şekilde katı durumda olmalıdır. Aynı zamanda doku benzeri fantomlar çok katlı yani dokuların beraber bulunduğu katmanlı doku çeşiti kullanılarak insan dokularının boyut ve şekillerini taklit etmek için gerekmektedir ve elektriksel ölçüm sırasında hassas ölçüm teknikleri uygulanmalıdır.

Çalışmamızın bu kısmında deri ve kas gibi doku benzeri malzemelerin tanıtılması amaçlanmıştır. İlk olarak bu doku benzeri malzemelerin yapımı ele alınmıştır ve malzeme yapım aşaması verilmiştir. Örnek olarak deri benzeri jel yapılarak referans çalışmada verilen elektriksel özelliklerle frekansa bağlı değişim grafikleri verilmiştir [Gabriel, et al, 1996; Yılmaz, 2009]. Daha sonra çalışma kapsamında ilgili frekans aralığında (0.2 – 3 GHz) vücut doku eşiti sıvı oluşturulmuştur ve örneklerin elektriksel özellikleri incelenmiştir.

3.1 Doku Benzeri Malzemelerin Tanımlanması

Tıp alanında yeni teknik ve cihazların gelişmesiyle elektromanyetik uygulamalar giderek önem kazanmaktadır. Dolayısıyla yeni geliştirilen cihazların uygulanabilirliğini göstermek için laboratuvar ortamında farklı denek hayvanları

kullanılmaktadır. Fakat hayvan deneklerin kullanılması bazı durumlarda çok pahalı ve birçok kurumun sahip olmadığı sistemler gerektirmektedir. Bu tür cihazların tasarım sürecinde hayvan denekler kullanmak yerine doku benzeri malzemeler kullanmak daha makul olmaktadır.

Bu kısımda deri dokusu benzeri malzemelerin yapımı ve insan dokularının dielektrik sabiti ve iletkenliğine ait elektriksel özelliklerle karşılaştırılması verilmiştir [Yılmaz, 2009].

3.1.1 ISM (Industrial, Scientific and Medical) Band (2.40-2.48 GHz) İçin Deri Doku Benzeri Jel Yapımı

Elektriksel ve şekil özellikleri itibariyle insan dokularına benzer jel gibi malzemeleri oluşturmak doğru deneysel sonuçlar elde etmek için önem taşımaktadır. Bu kısımda, ISM bandı için deri benzeri jel referans alınan çalışma doğrultusunda oluşturulmuştur [Yılmaz, 2009]. Bu jel yağ, tuz, pril, deiyonize su ve agarose kullanılarak yapılmıştır. Deri dokusu benzer özellikleri taşıyan bu jel içeriklerinin yüzde değerleri Tablo 3.2 de verilmektedir.

Tablo 3.2 Deri Doku Benzeri Jel İçerikleri

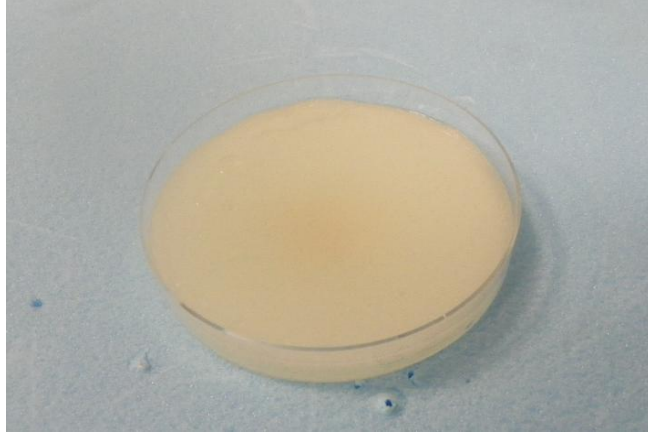
Frekans	Malzeme	İçerik
ISM (2.4-2.48 GHz)	Deri	% 33 Yağ % 66 Deiyonize Su % 1 Pril 100 ml için 1.33 gram Agarose 100 ml için 0.4 gram Tuz

Jeli oluşturan malzemenin yüzde oranları belirlenmeden önce herbirinin göreceli dielektrik sabiti ve iletkenliğine ait elektriksel özellikler ilgili referans kaynakta 0.2 - 3 GHz frekans aralığında bilinen referans değerlerle karşılaştırılmalı olarak verilmiştir [Gabriel, 1996; Yılmaz, 2009].

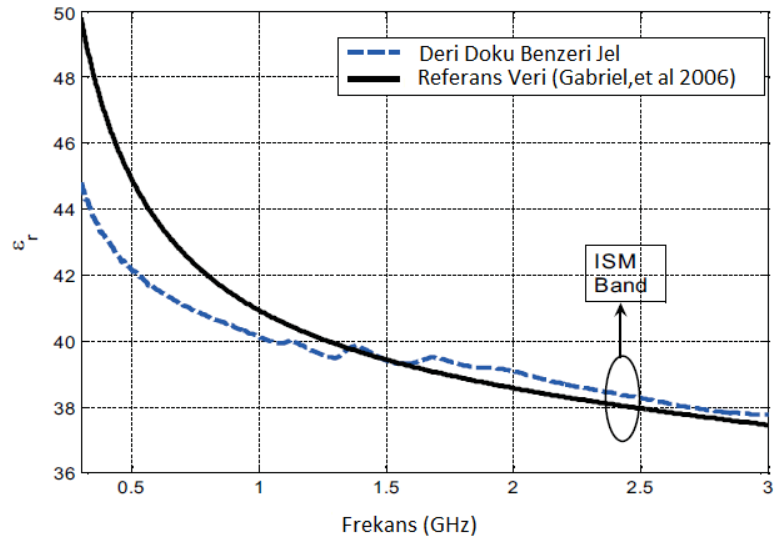
Karışım içeriklerinden en düşük dielektrik sabitine yağ malzemesinin sahip olduğu gözlenmiştir. Bunun yanında bulaşık deterjanı olan pril de düşük dielektrik sabitine sahiptir. Yağın elektriksel özelliklerinin düşük değerde olması yağ ve kas gibi düşük su yoğunluklu insan dokularına benzer malzeme yapımına olanak sağlamaktadır [Yılmaz, 2009].

Karışım yapım aşamasında dikkat edilmesi gereken hususlar şu şekilde sıralanabilir: İlk olarak agarose, tuz ve su karıştırılır. Önceden yaklaşık 60 dereceye kadar ısıtılmış olan yağ içine pril eklenip sonrasında tüm karışım yavaşça karıştırılarak aynı kap içerisinde birleştirilir. Karışımın homojen, şeffaf görümlü olması için yavaşça karıştırılarak ısıtılır. Şeffaf görünüm aldıktan sonra uygun bir kap içerisinde soğumaya bırakılır. Yapılan jel örneği bu şekilde gerçekleştirilmiştir.

Homojen bir jel karışımı elde etmek için yapım aşamalarına dikkat etmek gerekmektedir. Su, yağ için bir çözücü olmadığından su içerisinde yağı çözebilmek için pril kullanılmıştır. Homojen bir karışım ve yağın çözünme sürecini hızlandırmak için yağ ve su karışımı 60 °C dereceye kadar ısıtılmıştır. Karışımı katılaştırmak için agarose kullanılmıştır. Agarose yüksek sıcaklığa sahip su içerisinde çözünebilir. Tuz ise karışımın iletkenliğini arttırmak için kullanılmaktadır. Şekil 3.2 de yapılan deri jel örneği ve Şekil 3.3 ve Şekil 3.4 de örneğin elektriksel özelliklerinin frekansa bağlı değişimi verilmiştir [Yılmaz, 2009].

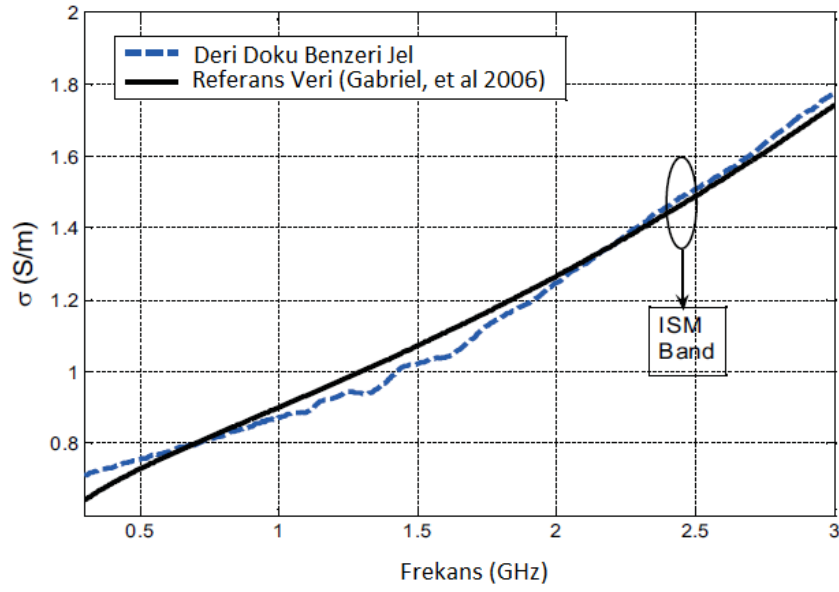


Şekil 3.2 ISM Bandı İçin Deri Doku Benzeri Jel



Şekil 3.3 Deri Benzeri Jel Malzemenin Frekansla Dielektrik Sabitinin Değişimi

[58]



Şekil 3.4 Deri Benzeri Jel Malzemenin Frekansla İletkenlik Değişimi [58]

Karışımın frekansa bağlı olarak istenilen elektriksel özellikler karışımın tuz oranı değiştirilerek elde edilebilmektedir. Ayrıca karışımı katı hale getirmek için kullanılan agarose malzemesinin karışımın elektriksel özelliklerine önemli bir etkisinin olmadığı bulunmuştur [Yılmaz, 2009].

Elde edilen deri benzeri jel malzemenin frekansa bağlı elektriksel özellikleri yukarıdaki şekillerde verilmiştir. Bu değerlerin alınan referans değerlerle iyi uyum sağladığı görülmektedir. Değerler 0.2 - 3 GHz frekans aralığı için insan deri dokusu elektriksel özelliklerine benzerlik göstermektedir.

Bir önceki kısımda implant edilebilen antenlere örnek olarak yapılan çalışmada bu deri benzeri jel malzemesi kullanılarak ölçüm sonuçları alınmıştır.

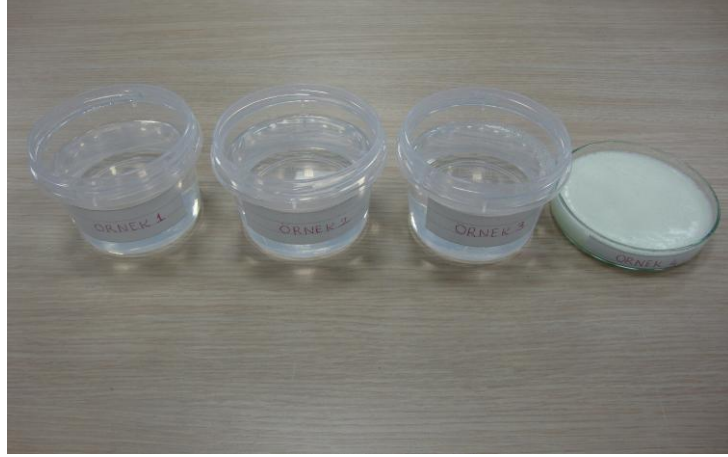
Kas doku modeli Tablo 3.2 deki karışım oranları değiştirilerek elde edilebilmektedir [Yılmaz, 2009].

3.1.2 Vücut Doku Sıvı Eşiti Malzeme Karakterizasyonu

Gerçekte dokularda elektromanyetik dalgaların yayılımı dokuların kalınlıkları, fiziksel ve elektriksel gibi birtakım özelliklerinden etkilenmektedir. Kayıplı, katmanlı vücut doku yapılarında doğru ölçüm sonuçları elde etmek için en uygun yapılar tercih edilmelidir. Oldukça geniş frekans aralığında bu elektriksel özelliklerin tam değerlerinin her frekans için sağlanması mümkün olmamaktadır [Yılmaz, 2009].

İnsan vücut dokularının herbirinin farklı elektriksel özelliklere sahip olmasından dolayı kesin olarak ortalama bir değer tanımlamak oldukça zor olmaktadır. Vücut dokuları tarafından soğurulan güç hesaplanması gibi bazı test ölçüm sistemlerinde ortalama beyin sıvısı, belli oranlarda kas özelliği gösteren bazı sıvı karışımlar kullanılmaktadır. Örneğin kablosuz endoskopi uygulamalarında kullanılacak kapsül vücut içinde hareket edeceğinden dolayı belli bir vücut dokusu yerine ortalama bir doku eşiti sıvı karışım kullanılmaktadır. Bu ise FCC (Federal Haberleşme Komisyonu) tarafından belli frekans değerinde belirlenmiştir [FCC, www.fcc.gov].

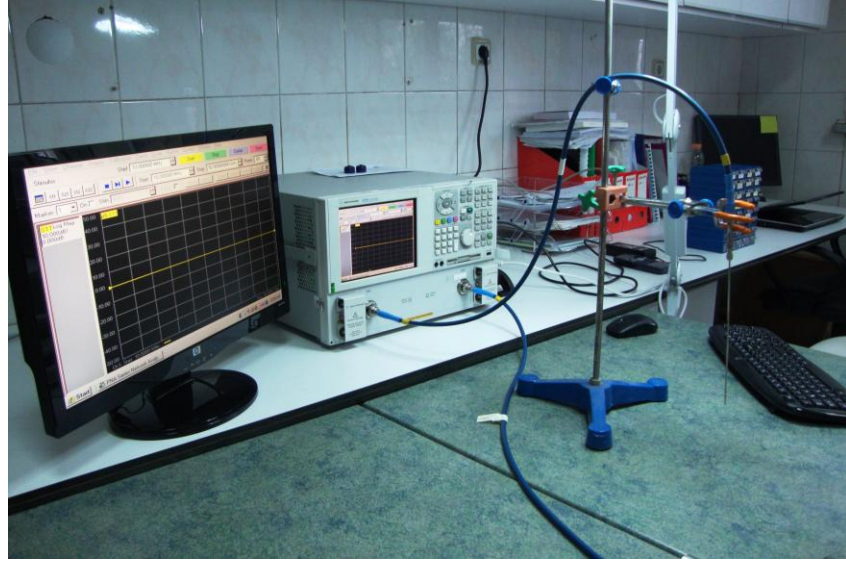
İnsan vücut ortamında çalışması düşünülen bir antenin sadece yerleştirildiği dokunun elektriksel özelliklerinden etkileneceği düşünülmemelidir. Çünkü anten kendisini çevreleyen doku dışında o dokuyu çevreleyen diğer doku ortamlarından da etkilenmektedir. Bu yüzden yaptığımız bu çalışmada doku elektriksel özelliklerini temsil eden bir sıvı kullanmayı daha uygun bulduk. Bunun için farklı oranlarda ve farklı içeriklerde doku sıvı örnekleri oluşturularak bunlardan en uygun olanı seçilmiştir. Oluşturulan doku sıvı örneklerinde farklı oranlarda deiyonize su, Triton X-100 (Polyethylene Glycol Mono Phenyl Ether), DGBE (Diethylene Glycol Butly Ether) ve tuz (NaCl) kullanılarak örnekler oluşturulmuştur. Farklı oranlarda yapılmasının nedeni belli frekans aralığında uygun değeri elde etmektir. Ayrıca sıvı doku modellerinin yanı sıra deiyonize su, yağ, pril, tuz ve agarose kullanılarak jel şeklinde katı formda örnek oluşturulmuştur. Şekil 3.5 de yapılan doku sıvı örnekleri ve jel örneği verilmiştir. Oluşturulan örneklerden örnek 1,2 ve 3 sıvı halde, örnek 4 katı halde oluşturulmuştur.



Şekil 3.5 Doku Malzeme Örnekleri

Elde edilen bu doku örneklerinin frekansa bağlı dielektrik sabitinin ölçümleri yapılmıştır. Ölçümler Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Fizik Bölümü, Mikrodalga Laboratuvarında E8364B Agilent Technologies PNA Series Network Analyzer, 85070E Dielectric Probe Kit ile yapılmıştır. Doku sıvı ölçüm sistemi Şekil 3.6 da gösterilmektedir.

Ölçümlerde ilk olarak, belirlenen frekans aralığında deiyonize suyun dielektrik sabiti ölçülmüştür ve diğer ölçümler bu referansa göre tekrar kalibrasyon yapılarak gerçekleştirilmiştir. Deiyonize suyun ve yapılan malzemelerden örnek 2 sıvısının dielektrik ölçüm sistemi Şekil 3.7 ve Şekil 3.8 de verilmiştir. Daha sonra yapılan diğer doku örnek modelleri için ölçüm sistemi tekrarlanmıştır.

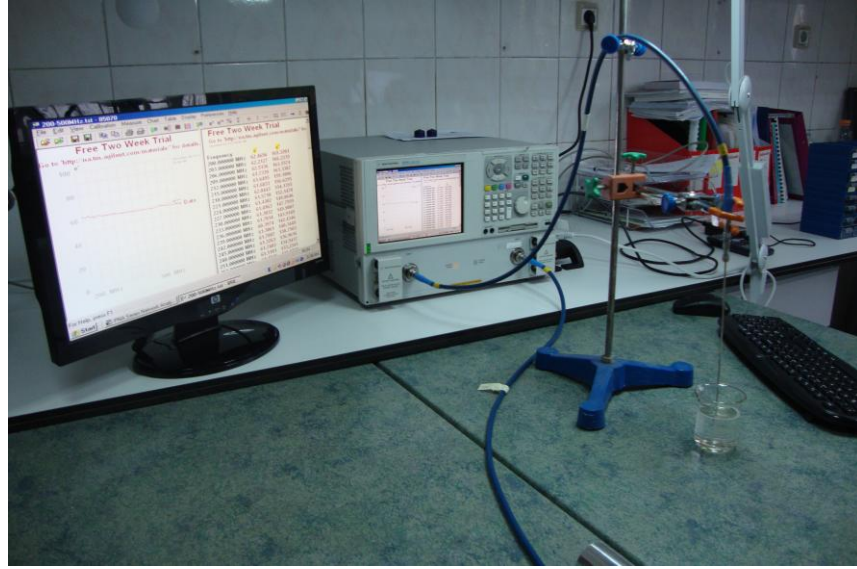


Şekil 3.6 Dielektirik Ölçüm Sistemi

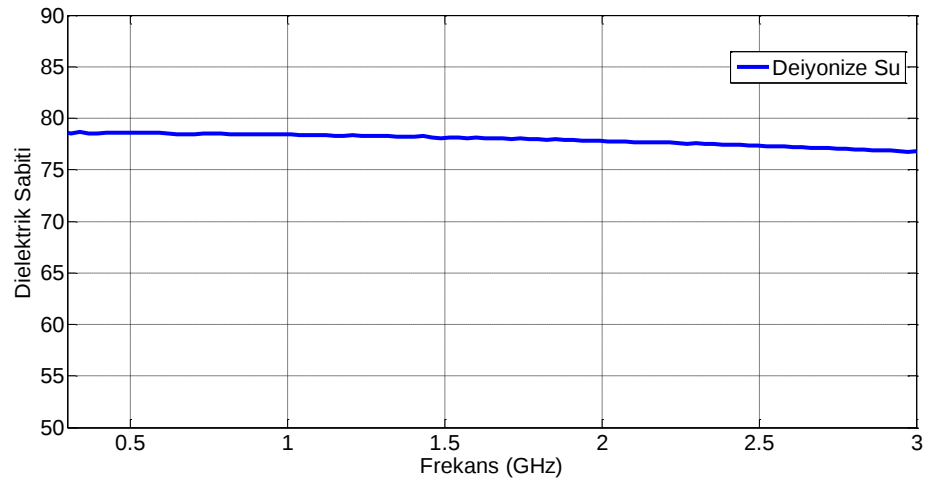


Şekil 3.7 Deiyonize Suyun Dielektrik Sabiti Ölçüm Sistemi

Deiyonize suyun dielektrik sabitinin frekansla değişim grafiği Şekil 3.9 da gösterilmiştir.

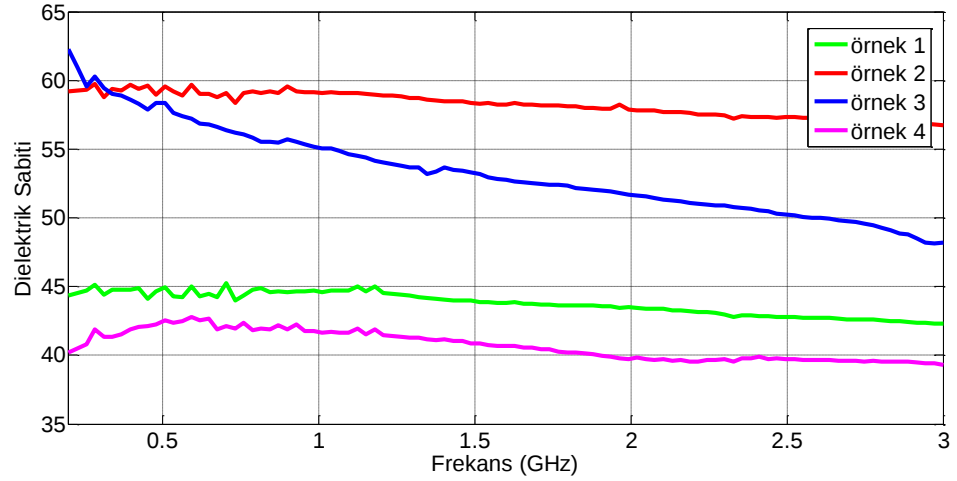


Şekil 3.8 Doku Sıvısı Dielektrik Ölçüm Sistemi



Şekil 3.9 Deiyonize Suyun Frekansa Bağlı Dielektrik Sabiti Değişimi

Elde edilen ölçüm sonuçlarının herbir örnek için dielektrik sabitinin frekansla değişimi Şekil 3.10 da verilmiştir. Ölçüm sırasında doğru sonuçlar alabilmek için sistem kalibrasyonu suya göre yapılmıştır.



Şekil 3.10 Doku Örneklerinin Dielektrik Sabiti Frekansla Değişimi

Grafiklere bağlı olarak, elde edilen doku örneklerinden örnek 2 ilgili frekans aralığında FCC tarafından belirlenen vücut doku eşiti malzemenin dielektrik sabitine daha yakın değerlere sahip olup uygunluk göstermektedir.

Bu malzeme özellikle MICS ve ISM bandları için insan kas dokusunun elektriksel özelliklerine oldukça uygunluk göstermektedir. Bu ise bize hem MICS hemde ISM bandlarında çalışması için tasarladığımız anteni aynı anda test etmeye imkan vermektedir. Nitekim, kablosuz kapsül endoskopi için tasarlanan anten testi ve vücut doku sıvısı olarak adlandırılan vücut dokularının ortalama elektriksel özelliklerine çok benzerdir ve bu yüzden bu çalışma içeriğinde amaçlanan anten tasarımı testi için bu doku örneğinin kullanımı tercih edilmiştir. Vücut doku eşiti sıvı malzemenin (kablosuz endoskopi sistem incelemelerinde) dielektrik sabiti 500 MHz için 56.7 iletkenlik 0.94 S/m, 450 MHz için dielektrik sabiti 56 iletkenlik ise 0.8 S/m ve 1.4 GHz için dielektrik sabiti 58.8 iletkenlik 0.84 olarak alınmaktadır [Lee, et al, 2011; Means and Kwok, 2001; Lee, et al, 2008; Izdebski, et al, 2009]. Aşağıdaki Tablo 3.3, MICS ve bazı ISM Band frekansları için elde edilen örneklerin dielektrik sabiti değerlerini liste halinde göstermektedir.

Tablo 3.3 Yapılan Örnek Doku Malzemelerinin Dielektrik Sabiti Değerleri

Frekans	Malzeme	Dielektrik Sabiti
402 - 405 MHz (MICS Band)	örnek 1	44.9618
	örnek 2	59.6512
	örnek 3	58.6153
	örnek 4	41.8654
433.050 - 434.790 MHz (ISM Band)	örnek 1	45.1440
	örnek 2	59.3893
	örnek 3	58.2774
	örnek 4	42.0525
902 - 928 MHz (ISM Band)	örnek 1	44.7551
	örnek 2	59.1790
	örnek 3	55.5047
	örnek 4	42.2479
2.40 – 2.48 GHz (ISM Band)	örnek 1	43.1198
	örnek 2	57.3211
	örnek 3	50.5682
	örnek 4	39.8741

Çalışmamızın bu kısmında geniş bir bantta vücut doku sıvısına eş malzeme elde etmek hedeflenmiştir. Elde edilen malzemeler arasından Tablo 3.3 de görüldüğü gibi örnek 2 doku sıvı modeli istenilen değerlere yakınlık göstermektedir. Antenin

tasarım aşamalarında gerçekleştirilen benzetim çalışmalarında, antenin içinde bulunduğu ortam modeli, örnek 2 doku sıvı modelinin ölçüm verileri ile oluşturulmuştur.

Tıbbi implant haberleşme olarak tanıtılan Medical Implant Communication Service (MICS) Band, medikal implantlarla iletişim için 402 – 405 MHz frekans aralığını kullanmaktadır. Kalp pili veya başka bir elektronik implantla çift yönlü iletişim sağlamaktadır ve aynı band içerisinde diğer kullanıcılarla karışıklık olma riskini azaltmak için verici gücü en fazla 25 mikrowatt olarak belirlenmiştir. Bu tür standartlar Federal Communications Commission – FCC ve European Telecommunications Standards Institute – ETSI gibi kurumlarca belirlenmektedir. MICS Bandı düşük güçlü bir radyo hizmetidir ve anten çıkış gücünün sınırlandırılması ve kompleks olan insan vücudunda dalga etkisini azaltmak için frekans aralığı 402 – 405 MHz olarak seçilmiştir.

Industrial, Scientific and Medical (ISM) - Endüstriyel, Bilimsel ve Tıbbi radyo iletişim bandı radyo spektrumunda uluslararasıca belli kısımlara ayrılmış birçok radyo bandlarını içermektedir. Burada 433.050 – 434.790 MHz ve merkez frekansı 433.920 MHz olan ISM Bandını ve 902 – 928 MHz ve merkez frekansı 915 MHz olan ISM bandını ve son olarakta 2.40 – 2.46 GHz ve merkez frekansı 2.45 GHz tıbbi iletişim için ISM Bandı göz önüne alınmıştır. ISM bandları ITU - R (International Telecommunication Union - Radiocommunication Sector) Uluslararası Telekomünikasyon Birimi tarafından düzenlenmektedir. Tablo 3.3 deki frekanslar bu doğrultuda oluşturulmuştur.

Biyomedikal amaçlara yönelik anten tasarımlarında vücut dokuları tarafından soğurulacak olan güç yani Specific Absorption Rate (SAR) – Özgül Soğurma Hızı önemli bir yere sahiptir. 1 MHz ile 10 GHz arasında RF alanına maruz kalındığında sağlık açısından meydana gelebilecek en olumsuz etki vücut yada doku sıcaklıklarının 1 dereceden daha fazla artmasıdır. İnsan vücudunda 1 derecelik sıcaklık artışı için 1 kg doku başına 4 W güç soğurulması gerekmektedir. Bu değer 1/10 u meslekleri gereği EM alanlara maruz kalanlar için 0.4 W/kg; 1/50 (0.08 W/kg) ise genel yaşam alanları için limit değerler olarak kabul edilmiştir. Fakat öngörülen bu limit değerlerin aşılmadığı durumlarda bile vücut tarafından soğurulan enerji sınırlı sayıdaki dokuda birikebilmektedir. Bu nedenle yerel sıcaklık yükselmesinin

önlenmesinde yaklaşık 6 dakikalık bir süre içerisinde vücudun 10 gramlık dokusu için ortalama SAR değeri 10 W/kg olarak öngörülmüştür. Bu eşik değerlerinin belirlenmesindeki temel amaç dokularda ve vücut yüzeyinde aşırı ısınmayı engellemektir [Samii and Kim, 2006; Volakis, 2007].

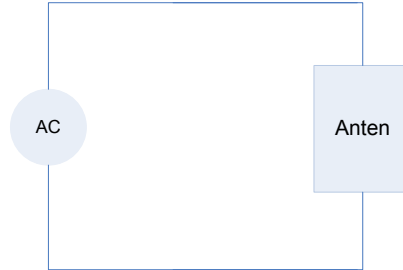
4. ANTEN TASARIMI

Bilindiği gibi anten, elektrik sinyallerini (voltaj, akım) elektromanyetik dalgalara yada elektromanyetik dalgaları elektrik sinyallerine dönüştüren cihazlardır. Dönüştürme özelliğine göre antenler alıcı, verici veya hem alıcı hemde verici özelliklerine sahip olabilmektedir. Temelde antenler yönlü ve yönsüz olmak üzere iki çeşittir. Elektromanyetik enerjiyi uzayda kendisinden eşit uzaklıktaki noktalara eşit olarak yayan yada o noktalardan eşit olarak alan antenler yönsüz, elektromanyetik enerjiyi belirli bir yönde diğer yönlerle göre daha etkin olarak yayan yada alan antenler ise yönlü anten olarak adlandırılmaktadır. Genelde kullanılan antenler yönlü antenlerdir.

Bir anten için giriş empedansı, ışıma gücü, ışıma direnci, duran dalga oranı, ışıma diyagramları, yönlendiricilik, kazanç, anten kalibrasyonu bir takım önemli parametreler olarak sıralanabilmektedir. Örneğin, anten tarafından oluşturulan toplam gücün belli bir yöndeki güç yayılımına oranı anten kazancı olarak tanımlanmaktadır. Buna göre anten kazancı aslında bir antenin ne oranda yönlü olduğunun bir göstergesi olmaktadır. Antenin ortama yaydığı toplam güç etkin çıkış gücü olarak adlandırılmaktadır. Oluşan gücün yansıyan güce oranı ise anten geri dönüş kaybı olarak tanımlanmaktadır.

Genel olarak bir antenin çalışma prensibi, bir iletkenin üzerinden geçen alternatif akımın elektromanyetik alan oluşturmasıyla ilgili bir durumdur. Şekil 4.1 basit olarak bir anten devre modelini göstermektedir. Alternatif akımda akımın yönü ve şiddeti zamanla değişmektedir. Antenin boyu dalgaboyuna eşit olduğunda ise antenin bir ucu zamanla hem (+) hemde (-) olmaktadır. Bu durumda akım bir ileri bir geri akmaktadır. Elektron akışı eksiden artıya doğru iken, elektrik alan artıdan eksiye

doğru oluşmaktadır. Antende akım ortada en fazla, uçlarda sıfır olmaktadır. Buna karşılık gerilim uçlarda en fazla ortada ise sıfırdır [Nedir Bilelim, 2007].



Şekil 4.1 Bir Anten Devresi

Elektronik özellikleri açısından anten, seri rezonans devresi gibidir ve en fazla akım rezonans frekansından geçmektedir. Dolayısıyla anten etrafındaki elektromanyetik alanın fazla olması akımın fazla olduğu durumlarda gerçekleşmektedir. Dalgaboyu ile enerjinin frekansı arasında $c/f = \lambda$ bağıntısı vardır. Antenin boyu dalgaboyuna eşit olduğu zaman antenden en fazla elektromanyetik enerji yayılmaktadır.

Düşük frekanslarda kullanılan antenlerin yapımı daha kolay olmaktadır fakat buna karşılık boyları büyüktür. Frekans yükseldikçe antenlerin yapımı daha karmaşık olmakta fakat boyutlarının küçük olmasıyla avantaj sağlamaktadır [Tübitak – Bilten, 2001].

Antenler kablosuz iletişim sistemlerinin anahtar bileşen rolünü üstlenmektedir. Kablolu bir sistemdeki bir sinyalin başka bir sisteme transferi için onun dalgalara dönüşmesini sağlamaktadır. Bir anten yapısının alıcı verici işlevsellikleri Maxwell denklemleri ile karakterize edilebilir ve bu yöntem anten analizleri için iyi bir yaklaşıklık sağlamaktadır. Dolayısıyla bir anten problemi, Maxwell denklemlerinin sınır koşulları altında çözümünü içermektedir. Bu durum vücut içi uygulamalara yönelik tasarlanacak bir anten yapımında daha da karmaşık bir hal almaktadır. Çünkü

antenin bulunacağı ortamlar kayıplı, dispersif ve anizotropik ortamlardan oluşmaktadır [Volakis, 2007; Balanis, 1997].

Bu tez çalışması içeriğinde doku ortamında bulunan antenin analizleri yapılmıştır. Antenin problem çözümüne dair yaklaşımlar ele alınarak temel teoriler hakkında bilgi verilmiştir. Ortamın anten işleyişini nasıl etkilediğini görmek için basit olarak ele alınan bir dipol anten hava ortamında 2.4 GHz frekansta rezonans olacak şekilde tasarlanmıştır. Daha sonra tasarlanan bu antenin vücut ortamındaki işleyişine bakıldığında ışıma diyagramında olması gereken yönsüzlüğün tamamen değiştiği gözlenmiştir [Türetken ve ark, 2011].

Vücut içi uygulamalara yönelik biyomedikal anten tasarımı göz önünde bulundurulması gereken en önemli hususlar şüphesiz antenin çalışacağı ortam özellikleri ve frekanstır. Doku içindeki bir anten tasarımı dokunun ilgili frekanstaki elektriksel özellikleri dikkate alınarak yapılmalıdır. Çünkü işlem frekansına bağlı olarak insan vücudu güç soğurulması, frekans ve radyasyon etkisiyle büyük kayıplara neden olabilmektedir. Bunlar dokuların karakteristik özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca dikkat edilmesi gereken bir diğer nokta ise, vücut içinde antenin vücuda biyolojik olarak uyum sağlayacak bir malzeme ile kaplanmasıdır.

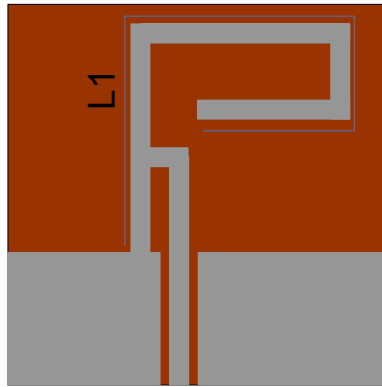
4.1 Anten Tasarım Aşamaları

Anten tasarım aşamasında ilgili antenin MICS ve ISM bandlarında işlev görmesi hedeflendiği için bu kısımda çok bandlı anten tasarımı ele alınmıştır. Bunun için çok bantlı düzlemsel tel antenlerin tasarım teorisi referans alınmıştır [Sanchez-Hernandez, 2008].

Tel antenler pek çok uygulama için pratik şekilde kullanılagelen antenlerdir. Ancak mikroşerit antenlerin aynı dielektrik malzeme üzerinde yer alan alıcı verici devreleri ile kullanıma daha elverişli olmasından dolayı antenin bir devre kartına entegre edilmesi yöntemi kullanılmaktadır. Bu uygulamada gerçekleştirilebilecek en yaygın mikroşerit anten modeli monopol antenlerdir. Çok bandlı işlemler için birden fazla monopolün birleşiminden oluşan anten geometrileri gerekebilmektedir. Örneğin

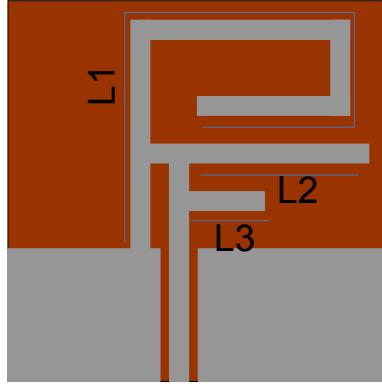
Çift bandlı monopol anten farklı uzunluklara sahip iki monopolden oluşmaktadırdır. Bu monopollerden uzun olanı duşuk frekanslar için ayarlanabilirken kısa olan ise daha yüksek frekanslar için oluşturulmaktadır.  ve daha fazla frekans bandının kapsanması için çift bandlı antene farklı rezonans frekansları ekleyebilecek monopol yapıları eklenebilir. Tez çalışmamızın bu kısmında daha öncedende değindiğimiz gibi MICS ve ISM bandlarını kapsayacak şekilde bir anten tasarımı hedeflenmiştir. Tasarım aşamaları bu doğrultuda oluşturulmuştur.

Anten tasarımında ilk olarak istenilen bandlarda çalışması için farklı uzunluklarda Ters – L ve Ters – F antenler modellenmiştir. Birinci aşamada ters – L anten tasarımı yapılarak model oluşturulmuştur. şekil 4.2 oluşturulan bu ilk modeli göstermektedir.



şekil 4.2 Ters – L Anten Modeli

Elde edilen bu ilk model ile antenin duşuk frekanslarda özellikle MICS Bandı için rezonansı sağlanabilmektedir. Bu rezonans L_1 uzunluğu ile ayarlanabilmektedir. Tasarlanan yapının yüksek frekanslarda ISM Bandını kapsaması için Ters – F anten ve Ters – L anten modelleri eklenmiştir. şekil 4.3 te bu anten yapısı gösterilmektedir.



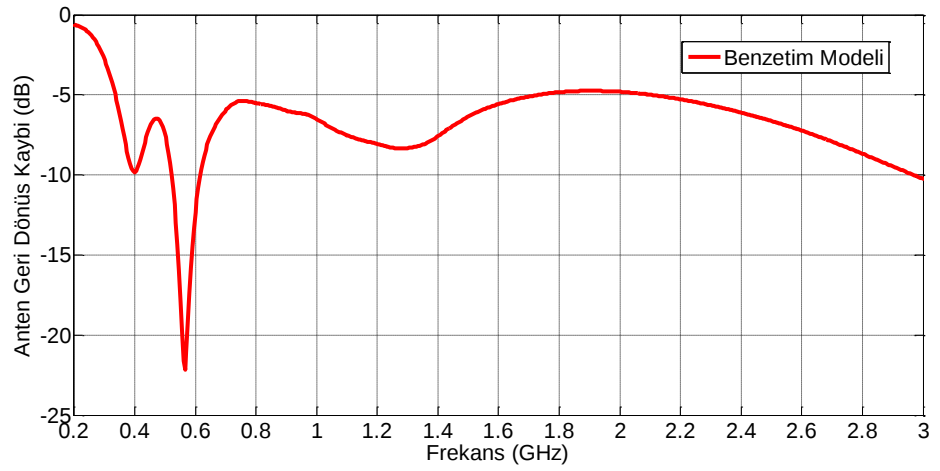
Şekil 4.3 Tasarlanan Anten Yapısı

Model üzerindeki her bir parça antenin çalışma frekanslarını etkilemektedir. ISM bandında işlev görmesi için eklenen parça şüphesiz antenin MICS bandındaki çalışma işlevselliğine etki etmektedir. Dolayısıyla anten üzerindeki L1, L2 ve L3 uzunluklu parçaların herbiri birbirinin rezonans frekansını etkilemekte ve frekansta kaymalara neden olmaktadır. Bunun için model üzerindeki anten kısımlarının optimizasyon değerlerinin elde edilmesi gerekmektedir. Bir önceki kısımda bahsedildiği gibi Ters - L ve Ters - F antenlerin uzunlukları değiştirilerek düşük ve yüksek frekanslar için ayarlamalar yapılabilmektedir. Benzetim modelindeki Ters – L ve Ters – F anten uzunlukları ile optimizasyon yapılmıştır. Yaptığımız optimizasyon sonuçlarına göre MICS ve ISM bandlarında işlevsel olacak şekilde anten benzetim modeli yapılmıştır. Şekil 4.4 optimizasyonu yapılmış antenin benzetim modelini göstermektedir. Sonuçta iki tane Ters – L ve bir tane Ters – F antenden oluşan mikroşerit antenin MICS ve ISM bandlarında çalışması hedefi sağlanmıştır.



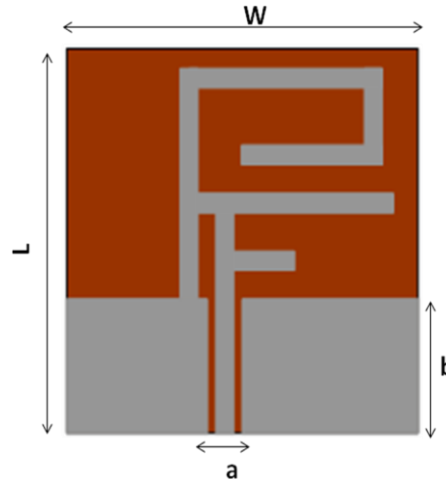
Şekil 4.4 Anten Benzetim Modeli

Anten benzetim modelinin örnek 2 vücut doku ortam modeli içerisindeki frekansa bağlı geri dönüş kaybı grafiği Şekil 4.5 de verilmiştir.



Şekil 4.5 Anten Benzetim Modeli Geri Dönüş Kaybı

Anten benzetim modeline ait sayısal parametreler ve değerler Şekil 4.6 ve Tablo 4.1 de verilmektedir.



Şekil 4.6 Anten Parametreleri

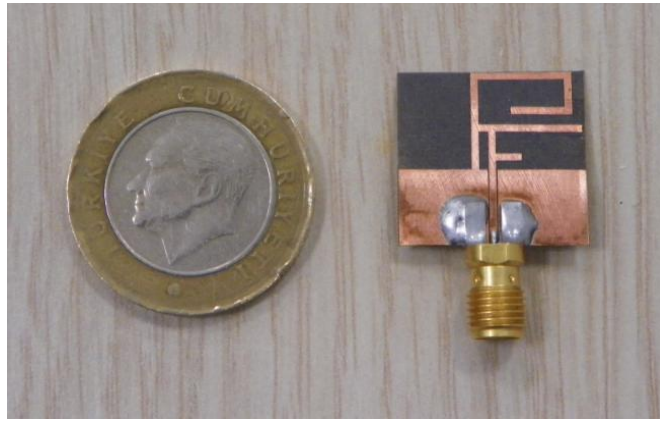
Tablo 4.1 Anten Parametreleri Sayısal Değerleri

L	20 mm
W	20 mm
a	0.5 mm
b	5.3 mm
Hat Genişliği	0.8 mm

Anten benzetim modeli CST Microwave Studio programı kullanılarak yapılmıştır. Problemin çözümünde geniş frekans bantlı benzetim çalışmaları için uygun olan Transient Solver tercih edilmiştir.

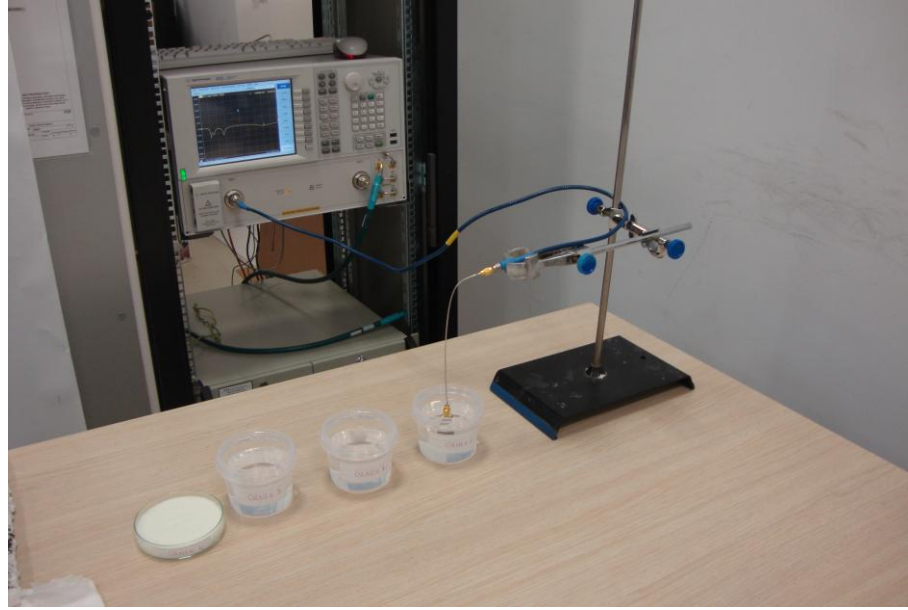
4.2 Anten Üretim ve Ölçüm Sistemi

Benzetim ölçüm sonuçları elde edilen antenin doğruluğunu test etmek için antenin üretimi yapılmıştır. Anten üretimi benzetim modeli doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Üretimde anten alt tabaka katmanı için dielektrik sabiti 2.2 olan Rogers RT5880 malzemesi kullanılmıştır. Rogers RT5880 alt katman malzemesi 0.127 mm kalınlığa sahiptir. Üretilen anten Şekil 4.7 de gösterilmektedir.



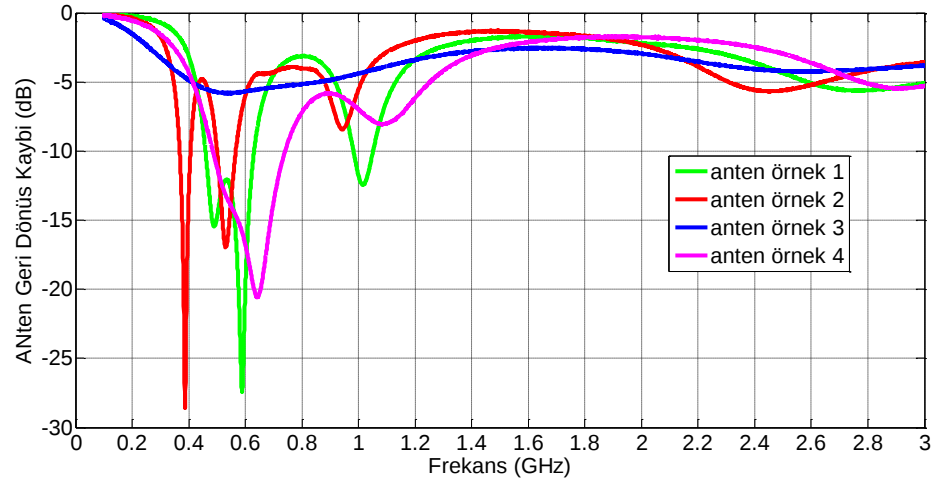
Şekil 4.7 Üretilen Anten Modeli

Üretimi yapılan antenin ölçüm sonuçları TÜBİTAK – BİLGEM - UEKAE Anten Test ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Ölçüm aşamasında kısım 3 de yapılan doku örnekleri kullanılmıştır. Antenin herbir doku sıvı modeli içinde ayrı ayrı ölçümleri yapılmıştır. Tüm ölçümler için frekans aralığı 0.2 – 3 GHz aralığında seçilmiştir. Şekil 4.8 anten ölçüm sistemini göstermektedir.



Şekil 4.8 Anten Ölçüm Sistemi ve Doku Örnekleri

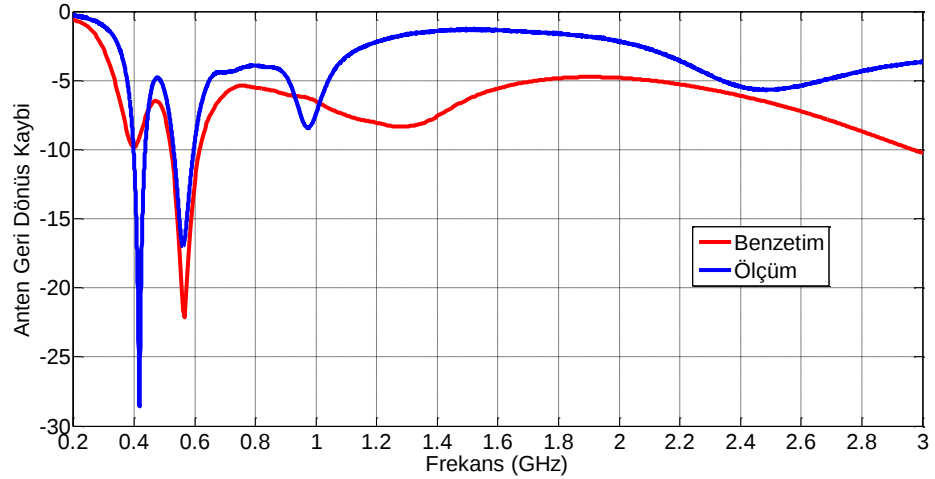
Şekil 4.9 antenin her bir doku içindeki anten geri dönüş kaybı ölçüm sonuçlarını göstermektedir.



Şekil 4.9 Doku Sıvı Örneklerinde Anten Ölçüm Sonuçları

Elde edilen ölçüm grafiklerinden örnek 2 ortamındaki antenin ölçüm sonuçları benzetim modeline uygunluk göstermektedir. Antenin sadece örnek 2 ortamındaki

ölçüm ve benzetim sonuçları için anten geri dönüş kaybı grafiği Şekil 4.10 de verilmiştir.



Şekil 4.10 Örnek 2 İçin Anten Benzetim ve Ölçüm Sonuçları

5. BULGULAR VE TARTIŞMA

Benzetim ve ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında ölçüm sonuçlarının rezonans frekansları açısından daha iyi olduğu bulunmuştur. Anten analiz ve tasarımında gerçekleştirilmesi hedeflenen sonuçlara ulaşıldığı görülmektedir. Medikal uygulamalara yönelik haberleşmede kullanılan MICS bandında antenin rezonansı sağlanmıştır ve bu rezonans, gerçekleştirilen antende L1 uzunluklu kısım ile elde edilmiştir. Benzetim modelindeki anten geri dönüş kaybına göre ölçüm sonuçları daha iyi bulunmuştur. Burada anten rezonansı 398 – 436 MHz frekansları arasında bulunmaktadır. Bu band içerisinde aynı zamanda 433.050 – 434.790 MHz ISM bandında yer almaktadır. Dolayısıyla tek bir bantta hem MICS (402 – 405 MHz) hem de ISM (433.050 – 434.790 MHz) olmak üzere iki band için rezonans gerçekleştirilmiştir.

Anten tasarım ve gerçekleştirilmesi hedefinde antenin çok bantlı olması için istenilen bir diğer rezonans frekansı 902 – 928 MHz aralığında ISM bandı için

sağlanmıştır. Sağlanan bu rezonansı L2 uzunluğu etkilemektedir. Hedeflenen bu frekanslardaki rezonanslar tıbbi haberleşme için olanak sağlamaktadır.

Anten tasarımında istenilen bir diğer rezonans frekansı implant haberleşmelerde dıştan cihazla iletişimi sağlamak için standartlarca kabul gören 2.40 – 2.48 GHz frekans aralığında ISM bandını elde etmektir. Bu ise VSWR (Standing Wave Ratio - duran dalga oranı) < 3 için sağlanmaktadır.

Kablosuz endoskopi uygulamalarında yutulabilir antenler için kullanılan frekans birçok çalışmada 500 MHz olarak alınmaktadır. Elde ettiğimiz ölçüm sonuçlarında Şekil 4.10 da görülen antenin ikinci rezonansı kablosuz telemetri iletişimleri için bu referans değerine yakın bulunmuştur ve kablosuz uygulamalarda yüksek çözünürlüklü görüntü iletimi için yeterli bant genişliğine sahiptir.

Ekit uygulamaları için geniş bantlı anten analiz tasarım ve gerçekleştirilmesi başlıklı tez çalışmamızda tezin amacına yönelik çalışmalar yapılmış ve anten üretimi yapılarak benzetim ölçüm sonuçları doğrulanmıştır.

SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında ilk olarak biyomedikal alanda implant uygulamalara yönelik geniş bantlı bir anten tasarımı yapılarak benzetim sonuçları elde edilmiştir. Antenin gerçek ortamdaki ölçüm sonuçları için anten üretimi ve deri doku benzeri jel yapılarak ölçüm ve benzetim sonuçları karşılaştırılmıştır. Veri sonuçları bir bildiri ile uluslararası bir konferansta sunulmuştur.

İkinci olarak kablosuz endoskopi uygulamalarına yönelik yutulabilir sistemlere dair tasarımlar incelenmiştir. Kablosuz endoskopi işlemlerinde yutulabilir bir kapsül için kapsülün içinde ve yüzeyinde olmak üzere iki anten tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan antenler ve uygulamalarına yönelik amaçlar ulusal bir kongrede sunulmuştur. Ayrıca kablosuz uygulamalara yönelik gelişen sistemlerde biyometrik veri aktarımı için sistem tasarımı oluşturularak ulusal kongrede sunulmuştur.

Son olarak geniş band içerisinde birkaç uygulamaya yönelik kullanılabilecek çok bantlı mikroşerit anten tasarım ve üretimi yapılmıştır. Laboratuvar ortamında test etmek için vücut doku sıvısına eş malzeme yapılarak ölçüm ve benzetim sonuçları karşılaştırılmıştır. Sonuçlar tıpta kullanılan frekans aralıkları için medikal uygulamalar açısından uygun bulunmuştur.

KAYNAKLAR

- [1] E. Topsakal, Electromagnetics in Advanced Applications, 2009. ICEAA 09 International Conference.
- [2] T. Karacolak., A. Hood, E. Topsakal, IEEE Trans. Microw. Theory Tech., 2008, 56, pp. 1001–1008.
- [3] FCC Wireless Medical Telemetry, <http://wireless.fcc.gov>
- [4] P. E. Ross, IEEE Spectrum, 2004, s 14-19.
- [5] V. Shnayder, B. Chen, K. Lorinez, Fulford-Jones, T.R.F., Welsh M., Harvard University Technical Report TR-08-05, 2005.
- [6] E. Dishman, IEEE Computer, vol. 37, no.5, 2004.
- [7] V. Aslantaş, R. Kurban, A. Caglıkantar, 5th International Conference on Electrical and Electronics Engineering, Bursa, TURKEY, 2006.
- [8] Thomas F. Budinger, Annu. Rev. Biomed. Eng., 2003
- [9] S. Özdemir, Teknoloji, vol.11, no. 3, s.167-175, 2008
- [10] F. Rajagopalan and Y. Rahmat Samii, Antennas and Propagation (EuCAP), 2010 Proceedings of the Fourth European Conference on, 2010.
- [11] B. Turetken, F. Zengin, V. URSI-Türkiye Bilimsel Kongresi, Orta Doğu Teknik Üniversitesi – Kuzey Kıbrıs Kampüsü, 25-27 August 2010.
- [12] R. Lal Yadava, Proceeding of INCEMIC, 2003.
- [13] X. Yun, E. C. Fear and R. H. Jaohnston, IEEE Transaction on Antennas and Propagation, Vol. 53, No. 8, 2005.
- [14] A. M. Abbosh, Hindawi Publishing Corporation, International Journal of Antennas and Propagation, 2008.
- [15] J. Volakis, Antenna Engineering Handbook, Fourth Edition, 2007.
- [16] Y. Rahmat-Samii, IEEE, 2007.
- [17] B. Gupta, S. Sankaralingam and S. Dhar, 10th Mediterranean Microwave Symposium, Middle East Technical University - Northern Cyprus Campus, 25-27 August 2010.
- [18] P. S. Hall and Y. Hao, Artech House, Boston, pp 151-188. 2006.
- [19] ESA – European Space Agency,
http://www.esa.int/esaCP/SEMO3L6UXSG_index_0.html, 2011.

- [20] A. Rosen, M. A. Stuchly and A. V. Vorst, IEEE Trans. Microwave Theory Tech. Vol. 50, pp. 963-974, Mar. 2002.
- [21] J. Kim and Y. R. Samii, IEEE Trans. Microwave Theory Tech. Vol. 52, no. 8, August 2004.
- [22] B. M. Steinhaus, R. E. Smith and P. Crosby, 16th IEEE EMBS Conf., Baltimore, MD, pp. 1013-1014, 1994.
- [23] A. F. Kocamaz and E. Ucar, Trakia Journal of Sciences, Vol. 7, Suppl. 2, pp100-105, 2009.
- [24] Edgar Sanchez Sinencio, ECE 665.
- [25] D. Panescu, Emerging Technologies, 2006.
- [26] TÜRKSAN Yüksek Teknolojileri, www.turksan.com/guvenlik, 2009.
- [27] Verichip Corporation, www.verichipcorp.com
- [28] S4MS, Sensors for Medicine and Science, Inc., www.s4ms.com
- [29] Omenetto, Technology Rewiev, 2010.
- [30] Paranjape, SPIE Newsroom, 2008.
- [31] NICTA Implant Systems, 2010
- [32] Shira, Rizzo, et al, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2009.
- [33] Chen, et al, IEEE International Solid-State Circuits Conference, 2011.
- [34] Rogers, Technology Rewiev, 2011.
- [35] Lee, et al, Proceeding of the 2008 IEEE International Conference On Ultra-wideband (ICUWB2008), 2008.
- [36] Zengin, et al, General Assembly and Scientific Symposium of Internaional Union of Radio Science, 2011.
- [37] Zengin ve ark, 15. Biyomedikal Ulusal Toplantısı, 2010.
- [38] W. A. Qureshi, Nature Rev. Drug Disc., Vol. 3, pp. 447-450, May 2004.
- [39] P. M. Izdebski, H. Rajagopalan and Y. Rahmat-Samii, IEEE Transaction on Antennas and Propagation, Vol. 57, No. 4, April 2009.
- [40] Bashirullah, Technology Rewiev, University of Florida, 2010.
- [41] Given Imaging, PillCam, www.givenimaging.com
- [42] Kwak, Chang and Yoon, IEEE, Antennas Propagation Symposium, Jul 2005, Vol. 2B, pp. 804-807.
- [43] Kwak, Chang and Yoon, Electronics Letters, Vol. 42, No. 23, pp. 1328-1329, Nov. 2006.

- [44] S. H. Lee, J. Lee, S. Park, C. Cheon, K. Kim, IEEE, Biomedical Engineering, Vol. 58, Issue. 6, 2011.
- [45] B. Türetken, F. Zengin, E. Akkaya, Tıp Teknolojileri Ulusak Kongresi, TIPTEKNO, 2011.
- [46] Rajagopalan, H. Izdebski, P and Samii, Y.R, Antennas and Propagation Society International Symposium, 2009.
- [47] Yun, S. Kim, K. and Nam, S. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, Vol. 9, 2010.
- [48] G. E. Barnez and S. Warren , in Proc. 2nd Joint EMBS/BMES Conf., 2002, pp 1879–1880.
- [49] M. Chen, E. Campo, D. Esteve, International Journal of Rehabilitation Research, vol. 28, no. 1, pp. 69-76, 2005.
- [50] B. Kutlu, A. Kut, M. Yıldırım, 15th National Biomedical Engineering Meeting, 2010.
- [51] Damijan, Pavselj and Hart, John Wiley and Sons. Inc., 2006.
- [52] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, *Phys. Med. Biol.*, 41, pp. 2231-2249, 1996.
- [53] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, pp. 2251–2269, 1996.
- [54] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 41, No. 11, pp. 2271-2293, 1996.
- [55] Samii and Kim, Morgan and Claypool Publisher, 2006
- [56] C. M. Furse, Microwave RF, vol. 39, no. 3, pp. 73–76, Mar. 2000.
- [57] E. Zastrow, S. K. Davis, M. Lazebnik, F. Kelcz, B. D. Van Veen, S. C. Hagness, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 55, no. 12, pp. 2792-2800, 2008.
- [58] Tuba Yılmaz, Mississippi State, Tez Çalışması, 2009.
- [59] D. L. Means and Kwok W. Chan, Federal Communications Commission Office of Engineering and Technologies, [http://transition.fcc.gov/Bureaus/Engineering_Technology/ Documents/bulletins/oet65/oet65c.pdf](http://transition.fcc.gov/Bureaus/Engineering_Technology/Documents/bulletins/oet65/oet65c.pdf).
- [60] NedirBilelim, 2007, www.nedirbilelim.com/dizin/anten
- [61] Constantine A. Balanis, John Wiley and Sons, Inc. 1997.
- [62] B. Türetken, A. İntepe ve F. Zengin, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi, 2011.
- [63] D. Sanchez-Hernandez, Artech House, Inc., 2008.

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Afyon’da doğan Fatma ZENGİN, ilk ve ortaöğrenimi Afyon’da tamamladı. 2004 yılında Celal Bayar Üniversitesi Fizik Bölümü’nde lisans eğitime başladı ve 2008 yılında mezun oldu. 2008 yılında, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fizik Bölümü’nde yüksek lisans çalışmalarına başladı. Yüksek lisans öğrenimi boyunca Prof. Dr. Sait Eren SAN ve Doç. Dr. Bahattin TÜRETKEN danışmanlığında çalışmalar yapmıştır.

EKLER

Tez çalışması kapsamında, ulusal ve uluslar arası konferanslarda sunulan bildiriler;

1. Fatma Zengin, Bahattin Türetken, Eren Akkaya, S. Eren San, “İmplant Uygulamaları İçin Ultra Geniş Bantlı Anten Tasarımı” 15. Ulusal Biyomedikal Mühendisliği Toplantısı (BIYOMUT), 2010, Antalya
2. Bahattin Türetken, Fatma Zengin, “Biometrik Veri Aktarımı İçin Genel Sistem Tasarımı” V. URSI-Türkiye Bilimsel Kongresi, Orta Doğu Teknik Üniversitesi – Kuzey Kıbrıs Kampüsü, 25-27 August 2010.
3. F. Zengin, E. Akkaya, S. E. San, B. Türetken, “Miniature Ingestible Antenna for Medical Applications” 7th Nanoscience and Nanotechnology Conference, Sabanci University, Istanbul, 27 June – 01 July 2011.
4. F. Zengin, E. Akkaya, B. Türetken, S. E. San, “Design and Realization of Ultra Wide-Band Implant Antenna for Biotelemetry Systems” General Assembly and Scientific Symposium, 2011 XXXth URSI, 13-20 Aug. 2011, Istanbul, Turkey.
5. Bahattin Türetken, Fatma Zengin, Eren Akkaya, “Yutulabilir Medikal Aygıtlar İçin Anten Tasarımı” Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi, TIPTEKNO, 13-16 Ekim 2011, Antalya.
6. B. Türetken, A. İntepe, F. Zengin, “Doku İçine Ekit Anten Analizleri” Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi, TIPTEKNO, 13-16 Ekim 2011, Antalya.
7. Fatma Zengin, Bahattin Türetken, “Endoskopik Uygulamalar ve Biyotelemetri Sistemlerinde Kullanılan Aygıtlar İçin Anten Tasarımları” XIII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 17 – 19 Kasım 2011, İzmir.

