

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

**MİKRODALGA ABLASYONU TEKNİĞİNDE
KULLANILABİLECEK DÜŞÜK MALİYETLİ GENİŞ BAND
PORTATİF ANTENLİ MİKRODALGA SİSTEM TASARIMI,
GERÇEKLENMESİ VE UYGULAMASI**

Onur ARI

**Danışman
Doç. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ**

**II. Danışman
Doç. Dr. Adnan KAYA**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ISPARTA - 2013**

© 2013 [Onur ARI]

TEZ ONAYI

Onur ARI tarafından hazırlanan "**Mikrodalga Ablasyonu Tekniğinde Kullanılabilecek Düşük Maliyetli Geniş Band Portatif Antenli Mikrodalga Sistem Tasarımı, Gerçeklenmesi ve Uygulaması**" 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. Selçuk ÇÖMLEKÇİ Süleyman Demirel Üniversitesi
Jüri Üyesi	Yrd. Doç. Dr. Özlem COŞKUN Süleyman Demirel Üniversitesi
Jüri Üyesi	Yrd. Doç. Dr. Kenan ÇINAR Süleyman Demirel Üniversitesi



Enstitü Müdürü **Prof. Dr. Mehmet Cengiz KAYACAN**

TAAHHÜTNAME

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

Onur ARI

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ	1
1.1. Amaç ve Hedefler	2
1.2. Konu Kapsamı	4
1.3. Medikal Uygulamalarda Antenlere Genel Bakış	5
2. KAYNAK ÖZETLERİ	7
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	9
3.1. Mikroşerit Antenlerin Tarihsel Gelişimi	9
3.2. Mikroşerit Anten Tasarımı	9
3.2.1. Mikroşerit anten tasarım denklemleri	11
3.2.2. İletim hattı teorisi.....	12
3.3. Biyoimplant Anten Tasarımı	16
3.3.1. Tasarım etkenleri	16
3.3.2. Anten boyutları	17
3.4. Anten Benzetimi ve Üretim İşlemleri	19
3.4.1. Benzetim yazılımı	19
3.4.2. Üretimde kullanılan teçhizat.....	21
3.5. Deneysel Çalışmada Kullanılan Karaciğerin Elektriksel Özellikleri	27
3.5.1. Dokuların elektriksel parametrelerinin incelenmesi	27
3.6. Doku İçinde Anten Çalışması.....	30
3.7. Biyo Isı Denklemleri	32
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	33
4.1. Anten Ölçüm Düzenegi	33
4.1.1. Gliserin	34
4.1.2. Yapıştırıcı	38
4.1.3. Silikon.....	39
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR	44
KAYNAKLAR	47
ÖZGEÇMİŞ	50

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MİKRODALGA ABLASYONU TEKNİĞİNDE KULLANILABİLECEK DÜŞÜK MALİYETLİ GENİŞ BAND PORTATİF ANTENLİ MİKRODALGA SİSTEM TASARIMI, GERÇEKLENMESİ VE UYGULAMASI

Onur ARI

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

Danışman: Doç. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

II. Danışman: Doç. Dr. Adnan KAYA

Bu tez çalışmasında, yeni nesil kanser tedavi yöntemi olan mikrodalga ablasyon yöntemi için mikroşerit anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Mikroşerit anten tasarımı bilgisayar yazılımı yardımıyla benzetimleri gerçekleştirilmiştir ve fabrikasyon işlemleri LPKF cihazıyla tamamlanmıştır.

Mikrodalga ablasyon yöntemi için tasarlanan biyoimplant anten, doku içerisinde çalışacak şekilde yeniden dizayn edilmiştir. Deneysel çalışmalarda, en yaygın kanser türüne sahip olan karaciğer dokusu seçilmiştir. Karaciğer dokusunun elektriksel ve termal parametreleri benzetim yazılımına kodlandıktan sonra benzetim sonuçları gözlemlenmiş, ardından deneysel çalışmalara geçilmiştir.

Benzetim ve ölçüm sonuçlarının birbiriyle uyumlu olduğu görüldükten sonra karaciğer içerisinde mikrodalga ablasyon yöntemi uygulandı ve ölçüm sonuçları gözlemlendi. Deneysel sonuçlarda karaciğer üzerinde renk değişimleri gözlemlendi ve biyoimplant antenin tasarım amacına uygun olarak çalıştığı anlaşıldı.

Anahtar Kelimeler: Mikrodalga ablasyon yöntemi, kanser tedavisi, biyoyumlu anten, biyoimplant anten.

2013, 51 sayfa

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

DESIGN, REALIZATON, AND APPLICATION OF A BROAD BAND, LOW COST PORTABLE ANTENNA-MICROWAVE SYSTEM WHICH CAN BE USED IN MICROWAVE ABLATION TECHNIQUE

Onur ARI

**Süleyman Demirel University
Graduate School of Applied and Natural Sciences
Department of Electronics and Communication Engineering**

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Co-Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Adnan KAYA

In this thesis, a microstrip antenna for next generation cancer treatment method called microwave ablation technique have been designed. Microstrip antenna design simulations have been carried out with the help of computer simulation software and fabricated with using LPKF.

The bioimplant antenna that designed to be used for microwave ablation technique, has been redesigned to operate inside the tissue. In experimental study, liver tissue have been preferred because liver cancer is common cancer type. The simulation results have been observed after electrical and thermal parameters of liver tissue have been encoded to the simulation software and then the experimental works have been started.

After observing the simulation and measurement results are compatible with each other, microwave ablation method was applied inside the liver and the measurement results were observed. At the end of the experiments color changes have been observed inside the liver and realized that the bioimplant antenna works in an efficient manner.

Keywords: Microwave ablation method, cancer treatment, biocompatible antenna, bioimplant antenna.

2013, 51 pages

TEŞEKKÜR

Bu araştırmada beni ynlendiren, karşılaştığım zorlukları bilgi ve tecrbesi ile aşmamda yardımcı olan değerli danışman hocam Do. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ'ye ve Do. Dr. Adnan KAYA'ya teőekkrlerimi sunarım.

alışmalarım boyunca yardımlarını esirgemeyen Almanya Kassel niversitesi mikrodalga elektroniği bölümünden Prof. Dr. –Ing. Axel BANGERT'e, M.Sc. Carl SANDHAGEN'a ve M.Sc. Raid J. HADI'ye teşekkür ederim.

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

Onur ARI
ISPARTA, 2013

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 3.1. Temel mikroşerit anten konfigürasyonu	10
Şekil 3.2. Genel bir ideal iletim hattı modeli	13
Şekil 3.3. Eş düzlemlı iletim hattı boyut şeması	14
Şekil 3.4. Eş düzlemlı iletim hattında oluşan manyetik alan çizgileri	15
Şekil 3.5. ADS LINECALC CPWG ekran görüntüsü	18
Şekil 3.6. Eş düzlemlı besleme hattı dizaynı (HFSS yüksek frekans aracı)	18
Şekil 3.7. Biyoimplant anten boyutları	19
Şekil 3.8. HFSS v15 kullanılarak tasarlanmış anten geometrisi	20
Şekil 3.9. HFSS v15 3 boyutlu benzetim programı ekran görüntüsü	21
Şekil 3.10. Protomat LPKF drill yazılımı	22
Şekil 3.11. Plaket üzerine delik açılma işlemi (LPKF ProtoMat C100/HF Circuit Board Plotter)	22
Şekil 3.12. Laser Circuit Structuring LPKF ProtoLaser S	23
Şekil 3.13. Delinme ve üretim işlemi tamamlanmış örnek geometri (plaket özellikleri RO4003C, dielektrik sabiti 3.55, kalınlık 0.813mm).....	23
Şekil 3.14. Antenlerin üretim sonrası boyut karşılaştırması	24
Şekil 3.15. Koaksiyel kablo lehimlenmesi	24
Şekil 3.16. Anten üzerine <i>bond wires</i> eklenmesi (Bonding Machine - Bonder 5330 F8E Deluotcc Branau – Germany, 2006)	25
Şekil 3.17. 20 GHz Network analizör (Agilent E5071C)	25
Şekil 3.18. 100 W CW güç yükseltici (0.8 - 4.2 GHz, Amplifier Research, Germany, 2003).....	26
Şekil 3.19. 50 GHz sinyal jeneratörü HP 83650B (10 MHz - 50 GHz, Germany, 2003).....	26
Şekil 3.20. Karaciğer dokusunun 2-4 GHz arası elektriksel özellikleri.....	27
Şekil 4.1. Hava ortamında anten ölçüm ve benzetim sonuçlarının karşılaştırılması.....	34
Şekil 4.2. Biyoimplant anten ölçüm düzeneği ve S11 parametresi.....	34
Şekil 4.3. Hava ve gliserin içerisinde biyoimplant anten ölçüm sonuçları	35
Şekil 4.4. Biyoimplant antenin gliserin içerisinde ölçüm ve benzetim sonuçlarının karşılaştırılması	35
Şekil 4.5. Biyoimplant antenin karaciğer içine yerleştirilmesi	36
Şekil 4.6. Biyoimplant anten ile karaciğer üzerinde mikrodalga ablasyon uygulaması (80 W güç, uygulama 50 saniye).....	36
Şekil 4.7. Biyoimplant anten ile mikrodalga ablasyon uygulaması (3.55 GHz, 80 W güç, 50 saniye uygulama süresi)	37
Şekil 4.8. Biyoimplant anten üzerine yapıştırıcı uygulamasının benzetim ve ölçüm sonuçları	38
Şekil 4.9. Yapıştırıcı uygulaması sonucu anten S11 parametresi	38
Şekil 4.10. Biyoimplant anten silikon uygulaması (epsilon 12, elektriksel iletkenlik $2.5e^{-004}$ S/m).....	40
Şekil 4.11. Biyoimplant anten silikon uygulamasının ölçüm ve benzetim sonuçlarının karşılaştırılması (kırmızı renk benzetim sonucu, yeşil renk ölçüm sonucudur).....	40

	Sayfa
Şekil 4.12. Biyoimplant antenin karaciğer içerisinde S11 parametresinin ölçüm sonucu.....	41
Şekil 4.13. Farklı süreler boyunca mikrodalga ablasyon uygulaması (3.55 GHz, 60 W güç, 10 saniye, 20 saniye, 40 saniye ve 60 saniye ablasyon süreleri).....	41
Şekil 4.14. Biyoimplant anten ile mikrodalga ablasyon uygulaması (3.55 GHz, 60 W, 40 saniye).....	42
Şekil 4.15. Biyoimplant anten ile mikrodalga ablasyon uygulaması sonucu oluşan nekroze alan (2 cm'den fazla derinliği olan doku nekrozu, 3.55 GHz, 60 W güç, 80 saniye).....	42
Şekil 4.16. Biyoimplant anten ile mikrodalga ablasyon uygulaması (3.55 GHz, 60 W güç, 30 saniye).....	43

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1. Maxwell düzlem dalga denklemleri ile iletim hattı denklemleri ilişkileri	13
Çizelge 3.2. Karaciğer dokusunun frekansa bağlı elektriksel iletkenliği.....	28
Çizelge 3.3. Farklı dokuların 2.45 GHz’de elektriksel parametreleri	28
Çizelge 3.4. Karaciğer kanserinin ırklara göre görülme oranı	29
Çizelge 3.5. Irklara göre karaciğer kanseri ölüm oranı	29
Çizelge 3.6. Kanser yayılma safhaları ile tüm ırk ve cinsiyetler için 2002-2008 yılları arasında 5 yıllık göreceli yaşam oranı	30
Çizelge 3.7. Denklem 3.25’de kullanılan birimlerin açıklaması.....	31
Çizelge 4.1. Mikrodalga ablasyon uygulaması için gliserin kullanımının avantajları ve dezavantajları.....	37
Çizelge 4.2. Mikrodalga ablasyon uygulaması için yapıştırıcı kullanımının avantajları ve dezavantajları	39
Çizelge 4.3. Mikrodalga ablasyon uygulaması için silikon kullanımının avantajları ve dezavantajları	43

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

C	Birim uzunluk başına kapasite
FE	Sonlu elemanlar
G	Birim uzunluk başına iletkenlik
I	Birim diyad vektörü
j	İmajiner birim
L	Birim uzunluk başına endüktans
MWA	Mikrodalga Ablasyonu
R	Birim uzunluk başına direnç
r	Gözlem noktası
SAR	Özgül soğurma oranı
UWB	Çok geniş band
σ	Dokunun elektriksel iletkenliği
\overline{E}_p	Elektriksel alanın peak değeri
δ	Doku yoğunluğu
l	Besleme noktasına olan uzaklık
ω	Genişlik
λ_0	Boşluğun dalgaboyu
ϵ_{eff}	Efektif dielektrik sabiti
Z_0	Karakteristik empedans
ω	Açısal frekans
Δ	Fark
$r^?$	Gözlem noktasına olan uzaklık
μ_0	Boş uzayın manyetik geçirgenliği

1. GİRİŞ

Günümüzde biyoimplant antenler mikrodalga görüntüleme, kalp ritim bozukluklarının gözlemlenmesi, kanser teşhis ve tedavi yöntemlerinde kullanılmaktadır. Bu uygulamaların bazıları dünya çapında kabul görmüştür ve halen insan üzerinde uygulanmaktadır, bir kısmı ise hala araştırma ve geliştirme safhalarındadır.

Mikrodalga ablasyonu (MWA) kanserli dokuların mikrodalga enerjisini kullanarak yok etme tekniği olarak bilinmektedir. Bu yöntem ile istenen bölgeye ışıma gerçekleştirilip, çevre dokulara zarar vermeden uygun sıcaklık dağılımı sağlanır. Biyoimplant antenler MWA için uygun antenler olup, küçük yapıları ve düşük maliyetleri ile tercih edilmektedir. Kanserli dokunun gelişimini etkin bir şekilde baskılayabilmek için, özgül soğurma oranı (SAR) ve sıcaklık dağılımı kontrol edilebilen bu tip antenler değişik frekans ve güçlerde kullanılmaktadır. Ancak hala bir Ar-Ge boşluğu vardır.

Kanser dünyada var olan en büyük sağlık sorunlarından biridir. Hastalık, tedavi edilmeyen vakalarda 5 yıllık *mortalite* oranı %100 dür (McGahan ve Lii, 2001) ve bunun sonucunda her yıl 1 milyon insan hayatını kaybetmektedir (Lau vd., 2003). Mümkün olan tedavi yöntemleri cerrahi müdahale, kemoterapi, radyasyon tedavisi ve RF ablasyon tedavi yöntemleridir. Ancak hastaların büyük bir çoğunluğu var olan kısıtlamalar nedeniyle cerrahi müdahale için uygun olmamaktadır (Vogl vd., 2008). Örneğin *multifokal* hastalıklar, tümörün boyutu veya tümörün damarla olan ilişkisi tedaviyi zorlaştırmaktadır. *Kriyocerrahi*'de bir veya daha fazla *kriyoprobalar* kullanılır, hastanın vücudunun tedavi edilmek istenilen yerine yerleştirilir. *Kriyo* sıvı, genelde sıvı nitrojen, probun içinden akarak tümörlü bölgeyi dondurup yok etmede kullanılmaktadır bunu yaparken çevre dokuların zarar görmesinden kaçınılmalıdır (Schweikert ve Keanini, 1999). Fakat bu yöntemin belirli dezavantajları vardır. Kanserli dokulara kimyasal tedavi yöntemiyle de tedavi gerçekleştirilmektedir (Vogl vd., 2008). RF ablasyonu tekniği son yıllarda kanserle savaşta etkili bir silah olarak ortaya çıkmıştır, fakat bu teknik büyük tümörler için verimli olmamakta, kan damarları yakınındaki tümörler için yetersiz RF ablasyonu oluşturma riski taşımaktadır (Chinn vd., 2001).

Umut verici bir alternatif tedavi yöntemi olan MWA tedavisi, mikrodalga enerjisi kullanmaktadır. Koaksiyel kablo tarafından iletilen mikrodalga frekans dalgalarından yayılan enerji, kanserli dokuda ısı oluşmasına neden olmakta ve çevre dokulara zarar vermemektedir. MWA yerel solid tümörlerin tedavisi için minimal bir tedavi yöntemidir ve aynı zamanda bazı kemoterapi ilaçlarının etkisini arttırabilir (Garrean vd., 2009) . Koaksiyel tabanlı antenler MWA uygulamalarında, düşük fiyat ve küçük olmaları nedeniyle çok önemlidir. Daha önce yapılan birçok çalışmada, MWA tekniğinin kullanılması sonucunda genellikle SAR değerleri değerlendirilmiş olup, transfer edilen ısı hakkında çok detaylı bir çalışma bulunmamaktadır (Saito vd., 2000). Klinik ortamda tedavi sırasında doku ısısı kontrol altında tutulmalıdır. Çünkü kanserli doku yok edilirken çevre doku ve organlara minimum zararla tedavinin sonlandırılması gerekmektedir. Termal iletim modellemesi, insan dokusunun MWA ile tedavi sürecini açıklamak için son derece gereklidir. Biyoimplant anten ile ısı transferi benzetimi yeni tasarımların değerlendirilmesi için daha ekonomik ve hızlı bir yöntemdir. Sonlu elemanlar modellemeleri (FE) iyi ısı transferi gibi problemlerin differansiyel denklemleri için hızlı ve doğru sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır.

Bu çalışmada, anten tipinin absorbe edilen mikrodalga gücüne etkisi, MWA tekniğinde SAR ve ısı dağılımı incelenecektir. Matematiksel modelleme elektromanyetik dalga propagasyon birleşik denklemleriyle, biyo ısı transferi denklemleri ise asimetric sonlu elemanlar yöntemiyle çözümlenecektir. İlgili standartlara göre, tıbbi uygulamalar için, anten tasarımında göz önüne alınması gereken etken vücut içinde izin verilmiş absorbe edilen güç sınırlandırılmasıdır.

1.1. Amaç ve Hedefler

Süleyman Demirel Üniversitesi ve Kassel Üniversitesi mikrodalga laboratuvarları bünyesinde; modüler, çeşitli antenler ve mikrodalga devre sistemleri hali hazırda üretilmektedir. Ancak gelişen teknolojiler ve bunun paralelinde artan sistem gereksinimleri sonucunda yeni anten projelerinin geliştirilmesi ve yeni özelliklerin eklenmesi zorunluluğu doğmuştur. Kompakt, basılı, kapsül şeklinde olan biyomedikal uygulamalar için geniş bant anten tasarımı ve bu antenin kullanılması

amaçlanmaktadır. Son zamanlarda gündemde olan ultra geniş bant biyomedikal uygulamalar içeren biyoimplant antenlerin çalışma frekansı 3-5 GHz arasındadır. Tasarım sürecinde, antenin çalışacağı frekans aralığı ve bulunduğu ortam göz önüne alınarak, HFSS v15 benzetim yazılımı ile modellenmesi yapılmıştır. Ardından, bir hayvan doku modelinde ölçümleri doğrulayabilmek için, laboratuvar ortamında, inek karaciğeri üzerinde ölçümler gerçekleştirilmiştir. Alınan sonuçlar incelenerek benzetim sonuçları ve laboratuvar sonuçlarının uyumlu olup olmadığı karşılaştırılmıştır. Geniş bant biyoimplant antenin, biyolojik olarak uyumlu olduğunu ve medikal uygulamalar için yeterli olduğunu gösterebilmek amacıyla, tasarlanan antenin, ışıma diyagramları, yansıma katsayısı, kazanç gibi parametreleri incelenmiştir.

Tezin amacı:

- Biyometrik uygulamalar için, mevcut klasik, çok yönlü anten sistemlerine göre daha performanslı, yönlülüğü daha yüksek, akıllı anten tasarımı yapılması
- Tasarlanan anten sisteminin farklı boyutlardaki sürümleri ile medikal sistemlerine kısa mesafe uygulama alanı kazandırılması
- Tasarlanan anten sistemi ile klasik anten sistemlerini karşılaştırarak avantaj ve dezavantajların belirlenmesi
- Literatürdeki klasik implant çok yönlü anten geometrileri yerine daha verimli anten sistemi geliştirilmesi
- Tasarlanan antenle, biyoyumluluk, güç ve huzme yönlendirme ve anten boyutlarından meydana gelen problemler gibi birçok probleme çözüm getirilmesi
- Tasarımı yapılacak anten ve anteni besleyecek kaynağı kullanarak dokularda bir hedef bölge belirleyip bu bölgede ısı artışı oluşturulması

Tez çıktıları:

- Üretilebilirliği yüksek, üretim maliyeti düşük anten tasarımı
- Tasarım doğrulama çalışmalarının ve testlerin yapılacağı çalışır deneme üretimi örnekleri
- Tasarlanan antenin laboratuvar bünyesinde tek başına ve sistemlerle birlikte testleri
- Mikrodalga ablasyon yöntemi ile biyoimplant antenin ışımalarının yönlendirileceği sağlıklı dokulardaki hedef bölgeleri nasıl etkilediğini belirleme yöntemleri

Somut hedefler:

- Mikrodalga termal ablasyon yöntemi için önerdiğimiz anten ve sistemin anlamlı biçimde çalışır ve üretilebilir olması
- Hedef spesifikasyonların sağlanması
- Uluslararası standartların sağlanması
- Hedef maliyet sağlanması
- Kombine ürün tasarımı; sistem (biyomedikal tedavi uygulamaları) alanında tasarım ve üretim platformunun oluşturulması

Bu tez ile yeni teknolojik eğilimler sonucunda ortaya çıkan farklı tedavi amaçlı sistemler için yeni bir anten, sistem ve biyolojik doğrulama metodu geliştirilmiş olup, bu ürünler operasyonel süreç yönetiminde kullanılarak geliştirilecektir. Özetle, farklı sistem modülleriyle beraber anten tasarımı, anten fonksiyonlarının testi, benzetimi ve bu antenin hayvan doku modelinde uygulanabilir olması bu tezin temelini oluşturmaktadır.

1.2. Konu Kapsam

Biyolojik dokulara bilinçli olarak radyofrekans enerji uygulaması gelişmekte olan medikal sistemlerde sıkça uygulanmaktadır. Dokuya biyolojik olarak uyumlu küçük antenlerin ve bu antenleri besleyen mikrodalga enerji kaynaklarının tasarlanması

konusunda gelişmeler devam etmektedir. Günümüzde implant anten uygulamalarında önemli zorluklar mevcuttur. Bu antenler sadece yüksek uyumlu olmakla kalmayıp, aynı zamanda küçük, pasif ve yüksek verimlilikte olmak ve canlı doku gibi yüksek kayıplı bir ortamda gücü yeterince iletebilmek zorundadır. Ayrıca tasarlanan sistemin elde edilmesi ve dokular için belirlenen SAR değerini karşılaması gerekmektedir. Tedavi amaçlı uygulamalardaki biyoimplant antenler, kapasite, çok yönlü zayıflama ve girişim değerinin düşürülmesi açısından mevcut anten sistemlerine göre daha iyi performansa sahip olması gereken anten sistemleridir. Antenler tedavi amaçlı kullanıldıkları zaman bu zorluklarla karşı karşıya kalınır çünkü dokular gücü emer ve anten ayarını bozar. Bu vücut içindeki veya etrafındaki antenin derinliğine, yerleşimine ve frekansa bağlıdır. Bu tür antenlerin biyoyumlu bir kavite içerisine alınması gerekmektedir (Xu vd., 2009).

Biyomedikal implant antenler kanser teşhisi, mikrodalga görüntüleme ve teşhis/tedavi gibi birçok alanda kullanılabilir. Birçok malzeme için antenler kayıplı ortamlarda değişken elektriksel özellikler gösterirler. Ek olarak yayılma kayıpları, empedans uyumu gibi anahtar anten karakteristikleri değişecek ve buna bağlı olarak anten performansı değişecektir. Biyomedikal implant antenler malzemelerinin güç sınırlamalarından dolayı empedans uyumsuzluğu durumunda problemler ortaya çıkabilmektedir. Yakınındaki dokularda akım ve yakın elektrik alan üzerinde bozucu etki yarattığı için antenin karakteristiğinde belirgin değişikliklere neden olmaktadır. Son zamanlarda anten boyutunu küçültmek için dielektrik sabiti yüksek (50-60) olan malzemeler kullanılmaktadır. Bu malzemelere örnek olarak baryum titanyum oksit ve nikel titanyum alaşımlar gösterilebilir (*Graphene, graphite, SMA, BaTiO₃, SrTiO₃*).

1.3. Medikal Uygulamalarda Antenlere Genel Bakış

Tıbbi uygulamalarda kullanılan antenlerin tasarımında önemli bir tasarım kriteri de vücut içinde absorbe edilen güç sınırıdır. Dokularda soğurulan mikrodalga enerji özgül soğurma oranı (SAR) olarak aşağıdaki eşitlikle verilmektedir;

$$SAR(W/kg) = \frac{\sigma \overline{|E_p|}^2}{2\delta} \quad (1.1)$$

Yukarıdaki eşitlikte σ dokunun elektriksel iletkenliği (S/m), $\overline{|E_p|}$ elektriksel alanın peak değeri, δ ise doku yoğunluğudur (kg/m^3). Tedavi edici olmayan uygulamalar için SAR, yaklaşık olarak kübik hacimli vücudun herhangi 10 gramlık bölümünde 2 W/kg ile sınırlandırılmıştır. Yeni *IEEE* güvenlik standardı limiti mesleki maruziyet için 20 W/kg, halk maruziyeti için ise 4 W/kg'dır. Kalp ablasyonu ve hipertermi gibi tedavi edici uygulamalar için, bu SAR limiti uygulanmaz, çevre dokulara zarar vermemeye dikkat edilmelidir.

Tıbbi uygulamalar için kullanılan antenler, insan vücudu yerine geçen kayıplı dielektrik materyallerden fazlasıyla etkilenirler. Antenler medikal sistemler için kullanıldıkları zaman bu zorluklarla karşı karşıya kalınır çünkü dokular gücü emer ve anten ayarını bozar.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Tavşan (Lee vd., 2001; Tsuda vd., 2003), inek (Stoffner vd., 2012) ve insan (Curley vd., 2000; Mazzaferro vd., 2004; Kim vd., 2005) karaciğeri üzerine radyofrekans ablasyonu uygulaması yapılmış çalışmalar bulunmaktadır. 810 nm diode lazerle, 50-250 mW gücünde, 50x1200 µm yakma alanı ve 13-60 saniyelik uygulama süresi ile termoterapi uygulaması yapılmış *atipik koryoretinopatili* hastalardan bazılarının gözlerinde tedavi gözlenmediği ancak bazılarının görme keskinliğinde düzelme meydana geldiği bildirilmiştir. Buna bağlı olarak termoterapi yönteminin *atipik koryopatinin* tedavisinde kısa vadeli bir iyileşme sağladığı ileri sürülmüştür (Miyachi vd., 2003).

Radyofrekans ablasyon yönteminin *hepatik* tümörlerin kontrol edilmesinde girişimsel bir teknik olarak kabul edilebileceği ileri sürülmüştür. Ayrıca *hepatik* tümörün konumuna bağlı olarak bazı olumsuz sonuçlar doğurabileceği belirtilmiştir (Kim vd., 2005). Tavşan karaciğeri üzerine uygulanan radyofrekans ablasyonunda, 200 W güç üreten 500 kHz'lik bir jeneratör kullanılarak radyofrekans elektrot ile uç sıcaklık 20-25 derece olacak şekilde 30 W'lık enerji 3 dakika süre ile veya 1x2 cm çapında lezyonlar oluşuncaya kadar uygulanmıştır. Uygulama sonrası karaciğerlerdeki lezyonlar akut, subakut ve kronik fazlarda incelenmiştir. Tavşan karaciğerinde radyofrekans ablasyon lezyonlarında akut fazda doku kayıplarının olduğu, *fibrotik* kapsül formasyonu ve *piknotik nukleuslu hepatositlerin* gözlendiği; subakut fazda doku kayıplarının, damarlarda nekrozun ve *fibrovasküler* alanlarda *infiltrasyonun* meydana geldiği; kronik fazda ise *sinuzoidlerde* tıkanık ve damarlarda nekroz ile yoğun fibröz doku olduğu belirtilmiştir (Lee vd., 2001).

Tavşan karaciğeri üzerine uygulanan zaman değişkenli radyofrekans ablasyonun da uygun bir implant anten ile doğrudan karaciğer dokusu içerisine girildiği, radyofrekans gücünün 5 W ile başlatılıp her dakika arttırılarak 10 W'a kadar çıkarıldığı ve bu şekilde devam edilerek lezyonlar oluşturulduğu belirtilmiştir. Tavşanların 3. günde, 2. haftada, 4. haftada ve 12. haftada uygulamaya tabi tutulduğu bildirilmiştir. Sonuç olarak radyofrekans ablasyon lezyonlarında zamana bağlı

patolojik değişiklikler meydana geldiği ve bu yöntemin lezyonların yapısının anlaşılması için uygun olduğu ileri sürülmüştür (Tsuda vd., 2003).

Mazzaferro vd. (2004) karaciğer *transplantasyonu* yapılmış ve küçük *hepatoselüler karsinomalı* hastalar üzerine yaptıkları çalışmada, elektrot boyları 200 cm olmak üzere 3.5 MHz'lik içten su soğutmalı elektrotları 400 cm²'lik bir toprak elektrotu ile birlikte ortalama 12 dakika süre ile doğrudan karaciğer yüzeyine uygulayarak tümörü direkt olarak ısıttıklarını belirtmişlerdir. Aynı araştırmacılar (Mazzaferro vd.,2004) iki grup arasında radyolojik cevabın farklı olduğunu ancak histolojik bir farklılık bulunmadığı bildirmişlerdir. İnek karaciğeri üzerine yapılan multipolar radyo frekans ablasyonu (Stoffner vd., 2012), bir radyofrekans jeneratörü ve uygulama probuyla en büyük gücü 250W olan mikroişlemci kontrollü enerji uygulanmıştır. Uygulama esnasında dokunun iletkenliğine bağlı olarak radyofrekans jeneratörünün sağladığı güç azalmış ve normal seviyesine inmiştir. 1.8 mm çapındaki elektrot ise bölgede *koagülasyon* oluşturmak için kullanılmıştır (Stoffner vd, 2012). Aynı araştırmacılar (Stoffner vd., 2012) tek ve iki anten uygulamasında oluşan yakma bölgelerinin küçük olduğunu ve 4-6 antenle yapılacak multipolar radyofrekans ablasyonunun uygulanabilir olduğunu belirtmişler, ancak multiple tümörlere standart 3 antenli *multipolar ablasyon* uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir.

Yapılan literatür araştırmasında radyofrekans ablasyon uygulamasına yönelik olarak *özefagus*, akciğer, böbrek ve kolonla ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu tezde ise MWA ile uygulama esnasında biyoimplant antenin doku içerisindeki yerine bağlı olarak hedefin dışında kalan kısımlarına biyolojik olarak zarar vermeksizin sadece hedeflenen ısı artışının sağlanması planlanmaktadır. Planlanan ısı artışına bağlı olarak sağlıklı dokularda oluşabilecek değişikliklerin ortaya konması düşünölmektedir.

Tezde uygulanacak yöntem sonucu elde edilecek verilerin tümörlerin baskılanması ve yok edilmesine yönelik yapılacak çalışmalara destek olabileceği düşünölmektedir.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu bölümde öncelikle mikroşerit antenlerin biyomedikal alanda kullanılmaya başlanması ve tarihsel gelişim hakkında verilere değinilmiştir. Daha sonra mikroşerit antenlerin tarihsel gelişimi, tasarımı ve iletim hattı teorisi anlatılmıştır. Bölüm sonunda biyomedikal implant antenlerin deneysel çalışmalarında kullanılan doku örneklerine ve doku içinde elektromanyetik alan etkileriyle sonuçlandırılmıştır.

3.1. Mikroşerit Antenlerin Tarihsel Gelişimi

İlk mikroşerit anten tasarımı 1953 yılında Deschamps tarafından ortaya konulmuştur. Fakat 1972 yılına kadar mikroşerit antenler konusunda herhangi bir ilerleme kaydedilememiştir. Ardından, 1970 yıllarının başlarında Munson ve Howell mikroşerit anten tasarımı ile ilgili yöntem ve denklemleri geliştirmişlerdir. Munson ve Howell ilk düşük profilli yama anteni füze denemelerinde kullanmıştır. Buna ek olarak, aynı yıllarda Bahl, Barita ve James tarafından mikroşerit anten tasarımı konusunda makaleler yayınlanmıştır ve bu makaleler günümüz mikroşerit anten tasarımının temellerini oluşturmaktadır.

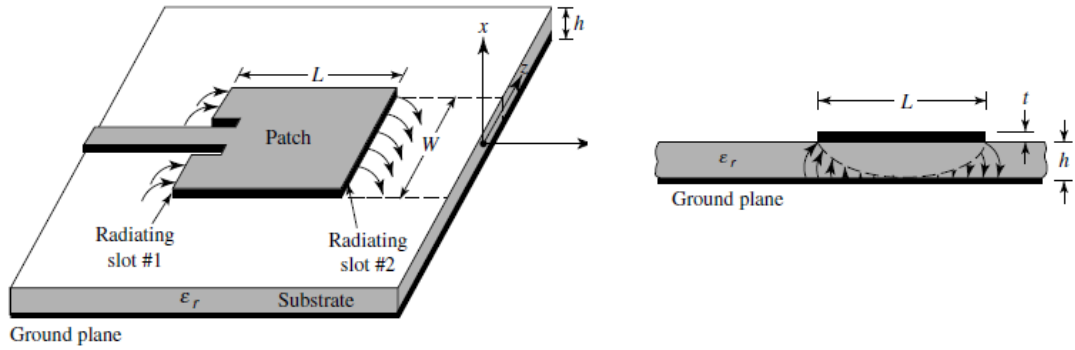
1979 yılının ekim ayında, ilk uluslararası mikroşerit anten tasarımı, dizi konfigürasyonu ve teorik modelleme konferansı New Mexico Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir. 1979 yılında, Hall basit üretim ve tasarım süreci ile gerçekleştirilebilen geniş bant yama anten tasarımı fikrini ortaya attı. 1980'li yılların başı makaleler açısından çok önemli olmasının yanı sıra, üretim ve tasarım olarak mikroşerit antenler için bir devrim niteliği taşımaktadır. Günümüzde mikroşerit anten tasarımı dizi anten tasarımı boyutuna kaymış olup, araştırmalar bu yönlerde ilerlemektedir.

3.2. Mikroşerit Anten Tasarımı

Mikroşerit antenler genellikle mikrodalga frekansı bölgesinde basitliği, uyumluluğu ve baskı teknolojisi kolaylığı nedeniyle geniş bir kullanım alanına sahiptir. Mikroşerit anten tasarımının pek çok yöntemi olmasının yanı sıra, en basit tasarım

Şekil 3.1’de görülmektedir. Burada l besleme noktasına olan uzaklık ve ω genişliktir. En basit anten tasarımında, $l=\omega=\lambda_{eff}/2$, veya elektriksel yarım dalga boyu olup, dielektrik malzeme sabiti ϵ_r ’dır.

Mikroşerit antenlerin en basit hali, plakette üzerinde ışımaya yapan bir alan ve diğer tarafında topraklama görevini üstlenen bir alan bulunmaktadır. Bu alanda genel olarak bakır kullanılmaktadır. Plakette seçimi olarak genelde FR4 adlı malzeme kullanılmakta olup, bulunması kolay ve maliyet açısından ucuz olmaktadır.



Şekil 3.1. Temel mikroşerit anten konfigürasyonu (Projectus, 2013)

Literatürde mikroşerit anten tasarımlarında birden çok değişik ve isteğe göre optimize edilmiş anten tasarımı görülmektedir. Işıma yapan yüzey kare, dikdörtgen, eliptik vb. herhangi bir şekil olabilmektedir.

İletim hattı olarak kullanılan alan, gücü mümkün olduğunca kayıpsız olarak iletmek zorundadır. *Reverse Power* denilen güç yansımaları, mikroşerit antenlerin tasarımında karşılaşılan en büyük problemlerden biri olup, iletim hattının iyi tasarlanmamış olmasından kaynaklanmaktadır. Bu durum anten uygulamalarında istenmeyen etkilere veya istenilen etkinin oluşmamasına sebep olmaktadır.

Mikroşerit anten tasarımının temeli, baskı devre teknolojisine dayanmaktadır. Mikroşerit anten yapısından dolayı baskı devre teknolojisinin tüm avantajlarından faydalanmaktadır. Antenin arka yüzü toprak olduğu için, füze gibi metal yüzeyli sistemlere kolaylıkla entegre edilebilmektedir.

Mikroşerit antenler, konvansiyonel mikrodalga antenlerine göre birçok avantaja sahiptir. Mikroşerit antenler 100 MHz-50 GHz band genişliğinde birçok uygulamaya izin verebilecek şekilde tasarımı gerçekleştirilebilmektedir. Mikroşerit antenlerin avantajları olduğu kadar dezavantajları da bulunmaktadır.

Avantajları:

- Düşük profil, hafif olma, küçük boyutlar
- Daha ince tasarım
- Füze ve haberleşme sistemlerine kolay entegrasyon,
- Çift bant uygulamaları için kolay uyumluluk
- Düşük maliyet
- Modüler tasarıma uygunluk
- Düşük *scattering cross section*

Dezavantajlar:

- Düşük bant genişliği
- Düşük kazanç
- Çoğu mikroşerit anten yarım düzlem üzerinde ışınım gerçekleştirir
- Deneysel çalışmalarda en yüksek kazanç sınırlaması (~20 dB)

3.2.1. Mikroşerit anten tasarım denklemleri

Efektif dielektrik sabiti ϵ_r ; düzgün olmayan yapılar için kullanılan ϵ_{re} 'a eşit değildir. Fakat, mikroşerit anten yapıları için efektif dielektrik sabitini hesaplamak gereklidir. Bu değeri hesaplamak için aşağıdaki denklemleri kullanabiliriz;

$$\epsilon_{re} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[\left(1 + \frac{12}{w/h} \right)^{-0.5} + 0.04(1 - w/h)^2 \right] \quad w/h < 1 \quad (3.1)$$

$$\epsilon_{re} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} [1 + 12w/h]^{-0.5} \quad w/h > 1 \quad (3.2)$$

Dalga boyu;

Yayılm yapan her dalga için, hız uygun frekans-dalgaboyu formülüyle bulunur. Boşlukta $c = f \lambda_0$ ve mikroşerit antende, hız $V_p = f \lambda_g$ olarak tanımlanır. Efektif dielektrik sabiti ϵ aşağıdaki şekilde verildiğinden;

$$\epsilon_{eff} = \left(\frac{c}{V_p} \right)^2 \quad (3.3)$$

Yukarıdaki kullandığımız denklemlerden;

$$\epsilon_{eff} = \left(\frac{\lambda_0}{\lambda_g} \right)^2 \quad (3.4)$$

veya,

$$\lambda_g = \left(\frac{\lambda_0}{\sqrt{\epsilon_{eff}}} \right) \quad (3.5)$$

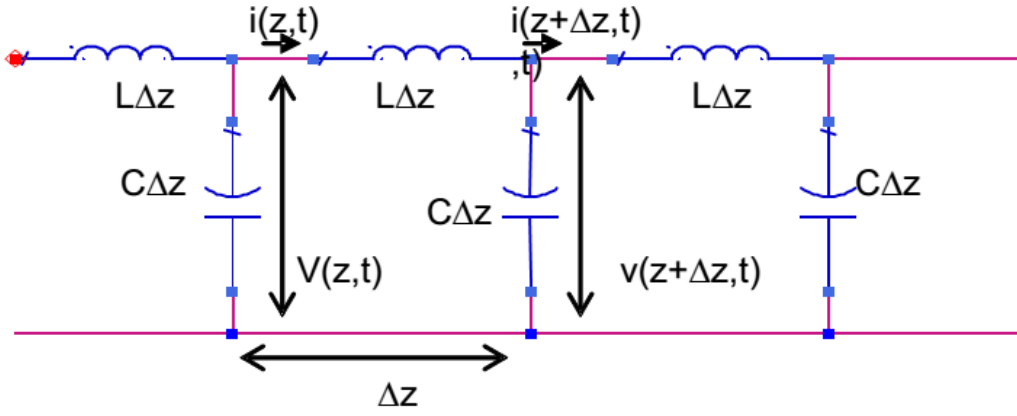
Burada λ_0 boşluğun dalga boyudur.

3.2.2. İletim hattı teorisi

Genel ideal iletim hattı modeli Şekil 3.2'de dz mikroskobik uzunluğu ile belirtilmiştir. L birim uzunluk başına indüktans (Henry/metre) ve C kapasitans olarak tanımlanmıştır (Farad/metre). Voltaj (V) ve akım (I) aşağıdaki denklemlerde tanımlanmıştır. Bu denklemler literatürde “*Telegraphers' Equations*” olarak geçmektedir.

$$\frac{\partial V}{\partial z} = -L \frac{\partial I}{\partial t} \quad (3.6)$$

$$\frac{\partial I}{\partial z} = -C \frac{\partial V}{\partial t} \quad (3.7)$$



Şekil 3.2. Genel bir ideal iletim hattı modeli (Ramo vd., 1993)

Çizelge 3.1.'in içerisinde bulunan tüm denklemlerin sürekli olduğu varsayılır, böylece tek boyutlu dalga denklemleri elde etmek için birbirlerinin yerine kullanılabilir.

Çizelge 3.1. Maxwell düzlem dalga denklemleri ile iletim hattı denklemleri ilişkileri (Cheng, 2012)

Durum	İletim hattı denklemleri	Maxwell'in düzlem dalga denklemleri
Z'ye göre fark	$\frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = -L \frac{\partial^2 I}{\partial z \partial t}$ (3.8)	$\frac{\partial^2 E_x}{\partial z^2} = -\mu \frac{\partial^2 H_y}{\partial z \partial t}$ (3.12)
T'ye göre fark	$\frac{\partial^2 I}{\partial z \partial t} = -C \frac{\partial^2 V}{\partial t^2}$ (3.9)	$-\frac{\partial^2 H_y}{\partial z \partial t} = -\epsilon \frac{\partial^2 E_x}{\partial t^2}$ (3.13)
Denklemleri yerine koyarsak;	$\frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = LC \frac{\partial^2 V}{\partial t^2}$ buradan; $v = \frac{1}{\sqrt{LC}}$, v nin hız olduğu göz önüne alındığında, $\frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2 V}{\partial t^2}$ (3.10) Bir diğer ifadeyle; $\frac{\partial^2 I}{\partial z^2} = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2 I}{\partial t^2}$ (3.11)	$\frac{\partial^2 E_x}{\partial z^2} = -\mu \epsilon \frac{\partial^2 E_x}{\partial t^2}$, $v = \frac{1}{\sqrt{\mu \epsilon}}$ $\frac{\partial^2 E_x}{\partial z^2} = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2 E_x}{\partial t^2}$ (3.14) Bir diğer ifadeyle; $\frac{\partial^2 H_y}{\partial z^2} = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2 H_y}{\partial t^2}$ (3.15)

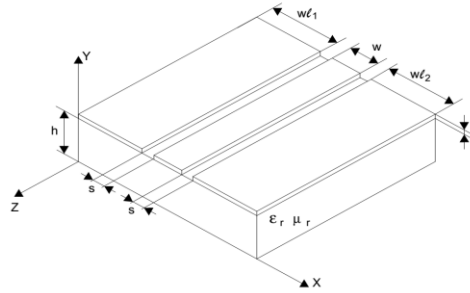
Denklem 3.11. aşağıdaki formda bir çözüme sahiptir:

$$I = \frac{1}{Z_0} \left(F_1 \left(t - \frac{z}{v} \right) - F_2 \left(t + \frac{z}{v} \right) \right) \quad (3.16)$$

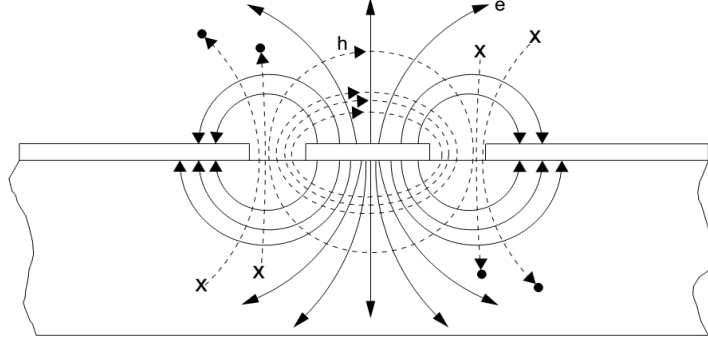
Burada, F_1 ve F_2 fonksiyonları isteğe bağlı olup Z_0 aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$Z_0 = Lv = L \frac{1}{\sqrt{LC}} = \sqrt{\frac{L \cdot L}{LC}} = \sqrt{\frac{L}{C}} \quad (\text{Ohm}) \quad (3.17)$$

Burada Z_0 karakteristik empedans olarak adlandırılır. Günümüz uygulamalarında birçok iletim hattı kullanılmaktadır. Fakat bunların içinde en popüler olanlar şerit ve mikroşerit iletim hatlarıdır. Genellikle iletken bakırdan olup, FR4 adlı plaket üzerine basılmaktadır. Bu tip iletim hatları genelde düşük ve orta frekans bölgelerinde kullanılmakta olup, yüksek frekans bölgelerinde de kullanıldığı literatürde gözlemlenmiştir. Bir diğer iletim hattı Şekil 3.3 ve Şekil 3.4’de görüldüğü üzere eş düzlemlili (*coplanar*) iletim hattı, mikrodalga frekans uygulamalarında şerit ve mikroşerit iletim hatlarından daha iyi performans sergilediği gözlemlenmiştir.



Şekil 3.3. Eş düzlemlili iletim hattı boyut şeması



Şekil 3.4. Eş düzlemlili iletim hattında oluşan manyetik alan çizgileri

Karakteristik empedans; eğer jeneratör bir iletim hattına bağlanırsa, sinyal iletim hattının sonuna ulaşınca kadar bir süre geçer. Bu süreçte, jeneratörün iletim hattının uzunluğu ile ilgili bir tahmin yeteneği yoktur. Düzgün iletim hattında, yansımaz durumda, hat üzerinde ilerleyen gerilim dalgası ile akım dalgasının genlikleri oranı genellikle Z_0 ile gösterilir. SI'da empedans birimi ohm'dur. Kayıpsız iletim hatlarında karakteristik empedans sadece reel kısımdan oluşur; bir başka deyişle imajiner kısım içermez ($Z_0 = |Z_0| + j0$). Karakteristik empedansın dirence benzediği bu durumda, hatta bağlı kaynaktan gelen gücün, sonsuz uzunluktaki hattın diğer ucuna iletilir ama iletim sırasında hatta herhangi bir güç harcanması söz konusu değildir. Karakteristik empedansına eşit büyüklükte bir yük ile sonlandırılmış ($Z_0 = Z_L$), sonlu uzunluktaki bir iletim hattı (kayıplı veya kayıpsız) sonsuz uzunluktaymış gibi davranır.

$$Z_0 = \sqrt{\frac{R + j\omega L}{G + j\omega C}} \quad (3.18)$$

R birim uzunluk başına direnç,

L birim uzunluk başına endüktans

G birim uzunluk başına iletkenlik

C birim uzunluk başına kapasite

j imajiner birim

ω açısal frekans

Tek bir frekansta ve kayıpsız bir hatta akım voltaj ile birlikte faza bağlıdır ve empedans burada reeldir. Bu empedans literatürde “Karakteristik empedans” olarak adlandırılır.

Herhangi bir hattın karakteristik empedansı ayrıca dielektrik sabitine ve hattın geometrik fonksiyonuna bağlıdır. İletim hattı için, karakteristik empedans ilerleyen dalganın akım ve voltajının oranı olarak tanımlanır. Diğer taraftan, mikroşerit hattın karakteristik empedansı, hat genişliğiyle bağlantılı olarak aşağıdaki formülle bulunur.

$$Z_0 = \frac{60}{\sqrt{\epsilon_{re}}} \ln \left(\frac{8}{w/h} + 0.25w/h \right) \text{ için } w/h \ll 1 \quad (3.19)$$

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} [1 + 12w/h]^{-0.5} \text{ için } w/h \gg 1 \quad (3.20)$$

3.3. Biyoimplant Anten Tasarım

3.3.1. Tasarım etkenleri

Anten tasarımına başlamadan önce, tasarım hakkında teorik bilgi sahibi olmak ve gerekli matematiksel verileri hesaplamak öncelikli olarak yapılması gereken işlemdir. Anten boyutlarını hesaplamadan önce, boşluğun dalga boyu ve kılavuz dalga boyunu hesaplamak önemlidir. Bu parametreleri hesaplayabilmek için bölüm 3.2.1’deki formüllerden yararlanabiliriz. Bu bölümden dalgaboyu hesaplanabilir. Ayrıca buradan eş düzlem iletim hattının boyutlarını hesaplayabiliriz. Eş düzlemsel iletim hattının hesaplanması benzetim yazılımı ADS LINECALC yardımıyla hesaplanıp, benzetim yazılımı HFSS v15’e aktarılmıştır. Diğer bir önemli ölçüt olan plaketin türü ve kalınlığıdır. Empedans uyumlandırma ve anten boyutlarına olan etkileri göz önüne alındığında plaket seçimi büyük önem kazanmaktadır. Bu çalışmayı yaparken plaket için RO4003C malzemesi (dielektrik sabiti 3.55), plaket kalınlığı 0.813 mm (32”) olarak alınmıştır.

Bu bölümde efektif dielektrik sabiti hesaplama denklemleri verilmiştir. Yukarıda görüldüğü üzere efektif dielektrik sabitini hesaplamak için 2 çeşit denklem bulunmaktadır. Fakat burada w/h oranı 1'den büyük olduğu için kullanacağımız denklem;

Efektif dielektrik sabiti;

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[\left(1 + \frac{12}{w/h} \right)^{-0.5} + 0.04(1 - w/h)^2 \right] \quad (3.21)$$

Buradan efektif dielektrik sabiti 2.5675 olarak hesaplanmıştır.

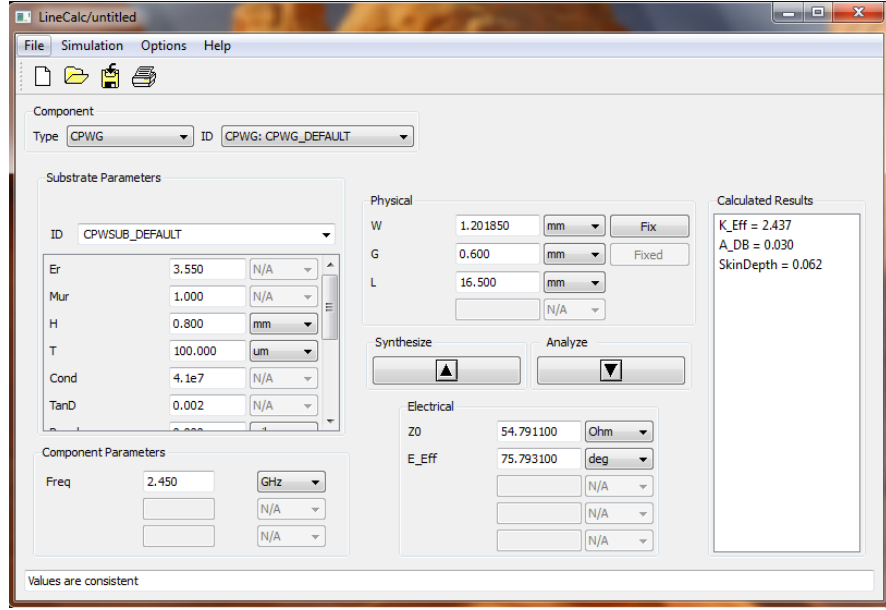
Leff hesaplırsak;

$$L_{eff} = \frac{V_0}{2fo\sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (3.22)$$

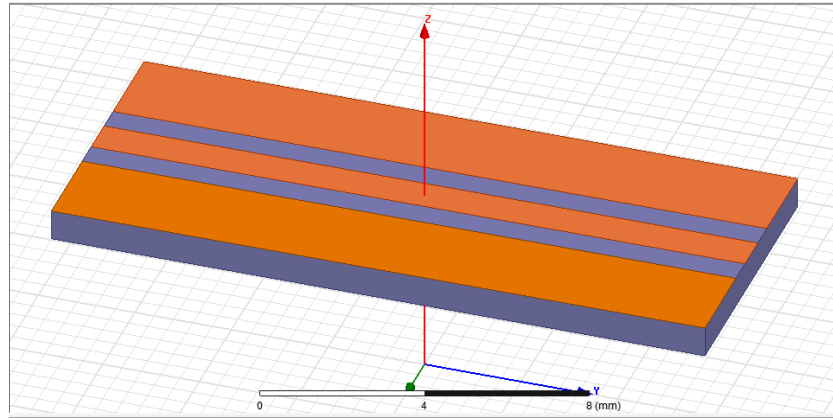
$$L_{eff} = 24.6 \text{ mm}$$

3.3.2. Anten boyutları

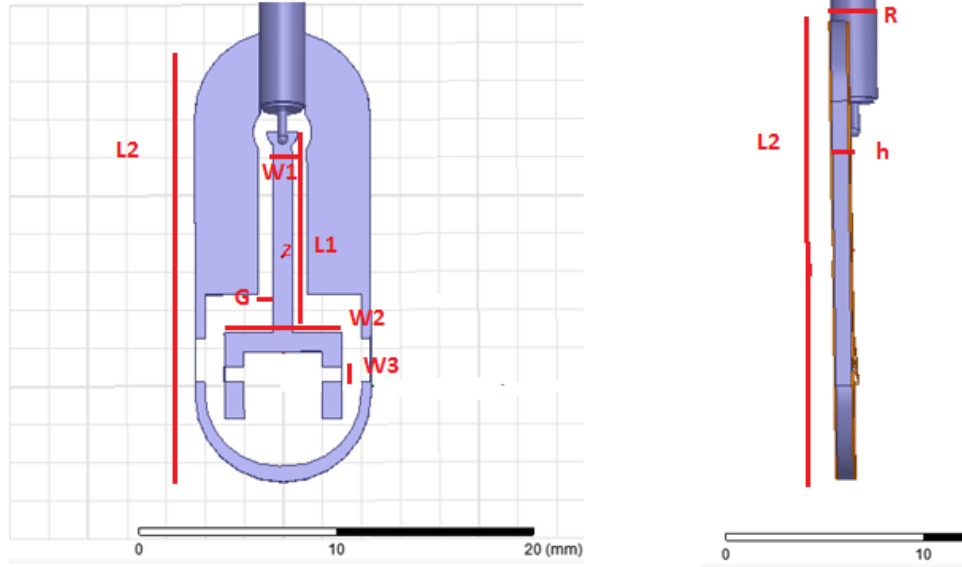
İletim hattının karakteristik empedansı yaklaşık 55 ohm olarak hesaplanmıştır. Besleme hattının kalınlığını belirlemek için birçok yöntem mevcuttur. Fakat işlem kolaylığı ve zamandan tasarruf adına ADS Linecalc adlı yazılımı kullanılmıştır (Şekil 3.5). Linecalc matematiksel hesaplama programı mikroşerit, iletim hattı eş düzlemlile iletim hatlarının boyutlarının hesaplanmasında kullanılmaktadır (Ghione ve Naldi, 1983). Şekil 3.6'da iletim hattının benzetim programında görülen halidir. Şekil 3.7'de biyoimplant antenin boyutları görülmektedir (Dissanayake vd., 2009).



Şekil 3.5. ADS LINECALC CPWG ekran görüntüsü



Şekil 3.6. Eş düzlemlı besleme hattı dizaynı (HFSS yüksek frekans aracı)



	W1	W2	W3	L1	L2	G	H	R
Uzunluk	1.2 mm	5.8 mm	1 mm	11 mm	23.5 mm	0.6 mm	0.8 mm	2.2 mm

Şekil 3.7. Biyoimplant anten boyutları

3.4. Anten Benzetim ve Üretim İşlemleri

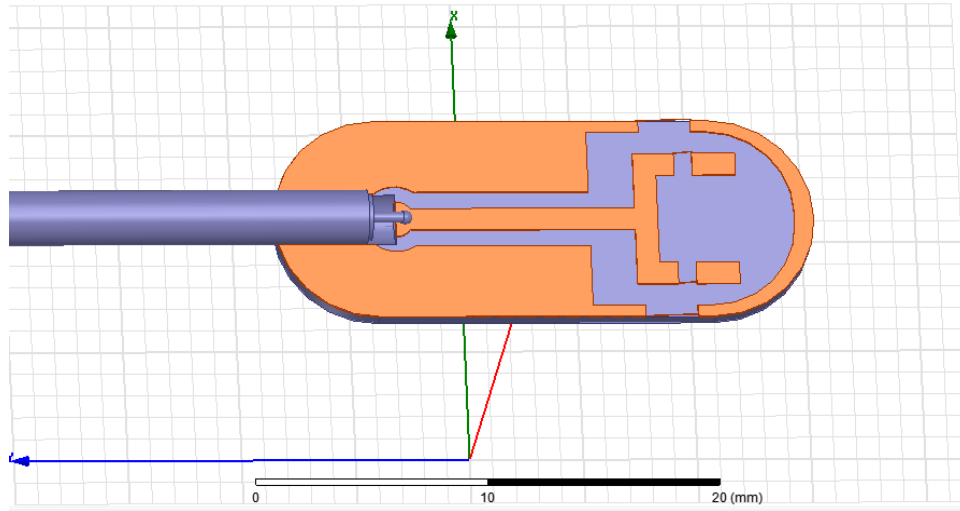
Bu bölümde sırasıyla benzetim, üretim yöntemi ve ekipmanlarına, üretim aşamasında kullanılan cihazlara değinip hangi işlemlerde kullanıldığı açıklanmıştır. Son olarak, benzetim için kullandığımız ANSOFT firmasının 3 boyutlu elektromanyetik benzetim yazılımı HFSS v15'e değinilecektir.

3.4.1. Benzetim yazılımı

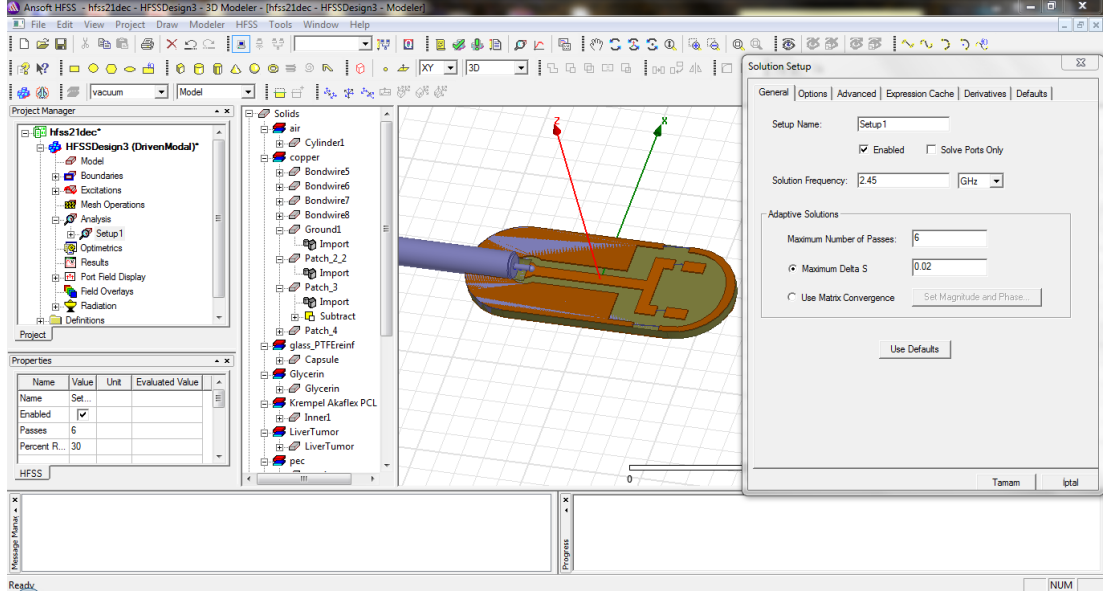
Tez kapsamındaki çalışmalar da, Amerikan Ansoft firmasının HFSS isimli grafik tabanlı görsel arayüze sahip yazılımı kullanılmıştır. Yazılımda problemlerin çözümü, mühendisliğin pek çok alanında olduğu gibi elektromanyetik alan incelemelerinde de etkin olarak kullanılan sonlu elemanlar metodu kullanılmaktadır. Yazılımda bir benzetimin yapılabilmesi için, geometrinin çizimi, sınır koşullarının belirlenmesi, kaynağın tanımlanması, yayılım alan ve problemin çözüm şeklinin belirlenmesi gerekmektedir. Uygun geometriyi çizebilmek için yazılımda bulunan çizim araçlarından (2 ve 3 boyutlu) yararlanılmıştır. Çizilen şeklin bulunduğu bölgeye

elektromanyetik alan sınır koşulları ve problemin çözüm bölgesinde yayılım alanı tanımlanmıştır. Daha sonra antenin hava ve boşluk ortamında çalışma değerleri incelenmiş ve MWA uygulayabilmek için yazılıma karaciğer *phantom* modeli tanımlanmıştır. Karaciğerin elektriksel parametreleri Bölüm 3.6'da detaylı olarak tanımlanmıştır. Benzetim toplamda 5 milyon hücreden (*mesh*) meydana gelmektedir. Benzetim için kullanılan bilgisayar intel core i5 2.4 GHz hızında 2 gerçek-2 sanal çekirdek olmak üzere 4 çekirdekli işlemci, 8 GB 1333MHz hızında bellek, 500GB 7200rpm HDD, 512 MB HD 5750 ekran kartına sahip bir bilgisayardır (Tegra Company, Kassel/Germany).

Antenin üç boyutlu tasarımı Şekil 3.8 ve Şekil 3.9'da görüldüğü üzere oluşturulmuştur. Benzetim de kullanılan karaciğer modellemesi 20x20x5 cm olarak kullanılmıştır.



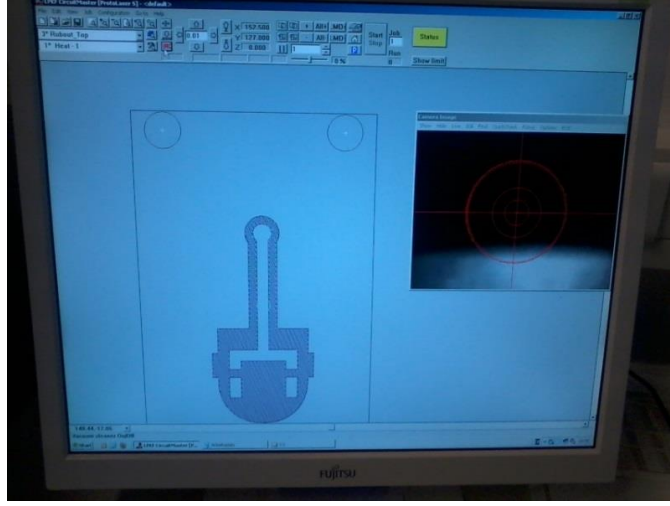
Şekil 3.8. HFSS v15 kullanılarak tasarlanmış anten geometrisi



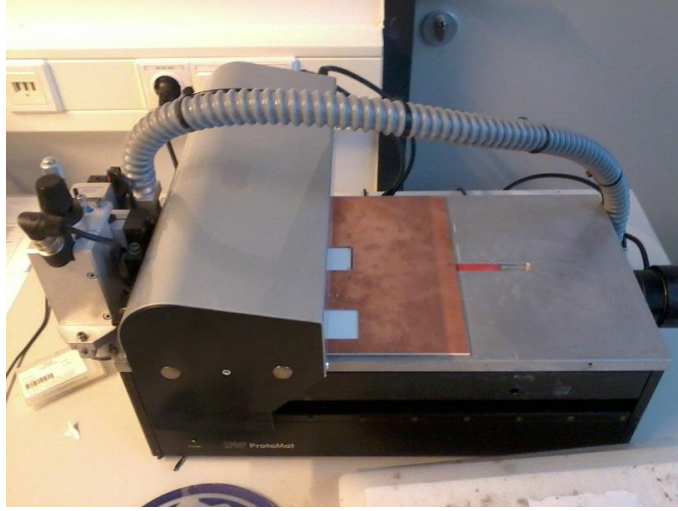
Şekil 3.9. HFSS v15 3 boyutlu benzetim programı ekran görüntüsü

3.4.2. Üretimde kullanılan teçhizat

Anten tasarımı ve benzetimlerinden sonra sıra antenin üretimi ve uygulama safhasına gelmiştir. Üretim sürecine başlamadan önce antenin SAT dosyasının alınması ve bunun uygun CAD yazılımına aktarılması gerekmektedir. HFSS yazılımında dışa aktarım seçeneklerinden 3 katman olarak alınan antenin CAD yazılımına aktarımı sağlanmıştır. Şekil 3.10’da görüldüğü üzere ilk olarak kullanılacak plakete deliklerin açılması işlemi gerçekleştirilmiştir. Ardından CAD yazılımda birleştirilen ve düzenlenen anten geometrisi Şekil 3.11’de görüldüğü üzere Laser Circuit Structuring LPKF ProtoLaser S cihazının yazılımına aktarılmıştır.



Şekil 3.10. Protomat LPKF drill yazılımı



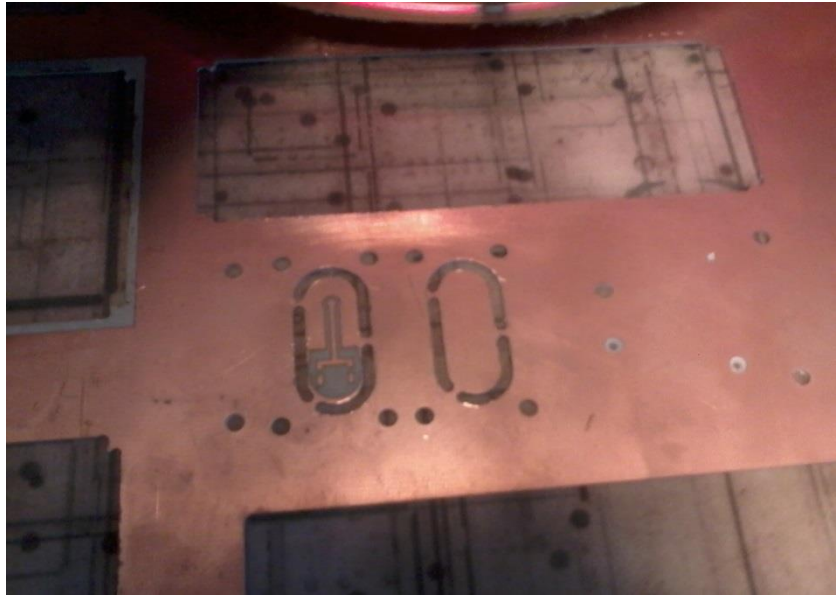
Şekil 3.11. Plaket üzerine delik açılma işlemi (LPKF ProtoMat C100/HF Circuit Board Plotter)

Delme işleminin ardından Şekil 3.12’de görülen LPKF makinasına deliklerin bulunduğu yerler tanıtılmış ve antenin CAD dosyası LPKF cihazına yüklenmiştir.



Şekil 3.12. Laser Circuit Structuring LPKF ProtoLaser S

Deliklerin açılması ve tanıtılmasının ardından LPKF cihazına yerleştirilen plaket, lazerli baskı işlemi için temizlenmiştir. Ardından lazerli baskı işlemi gerçekleştirilmiş ve Şekil 3.13 ve Şekil 3.14'deki sonuçlar gözlemlenmiştir.

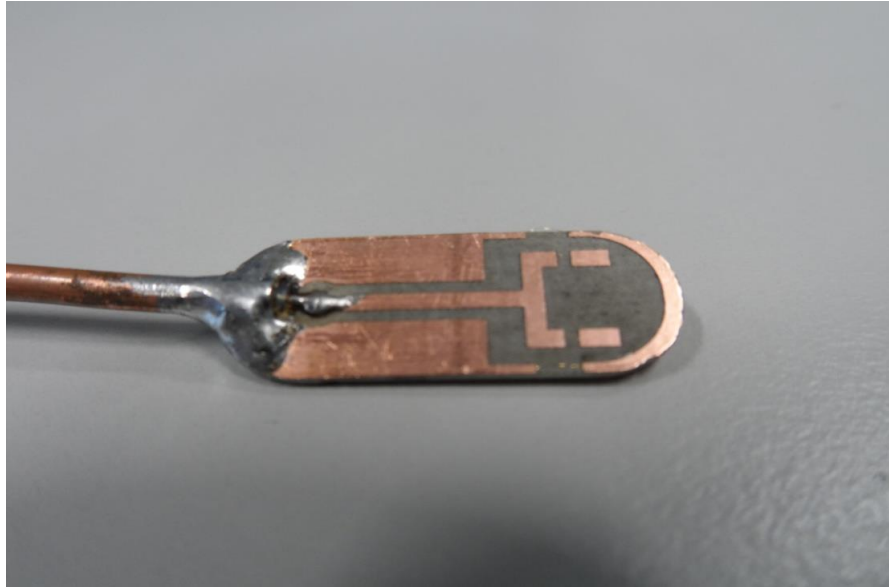


Şekil 3.13. Delinme ve üretim işlemi tamamlanmış örnek geometri (plaket özellikleri RO4003C, dielektrik sabiti 3.55, kalınlık 0.813 mm)



Şekil 3.14. Antenlerin üretim sonrası boyut karşılaştırması

Anten üretim süreci tamamlanmasının ardından ölçümlere başlayabilmek için port ekleme işlemine geçilmiştir. Literatür taramalarında antenin toprak yüzeyinden çok sayıda sma uygulaması görülmüştür. Kayıpların ve yansımaların en düşük seviyede olması için koaksiyel kablo Şekil 3.15’de görüldüğü üzere direk iletim hattına lehimlenmiştir. Ardından *bond wires* ekleme işlemine geçilmiştir (Şekil 3.16).

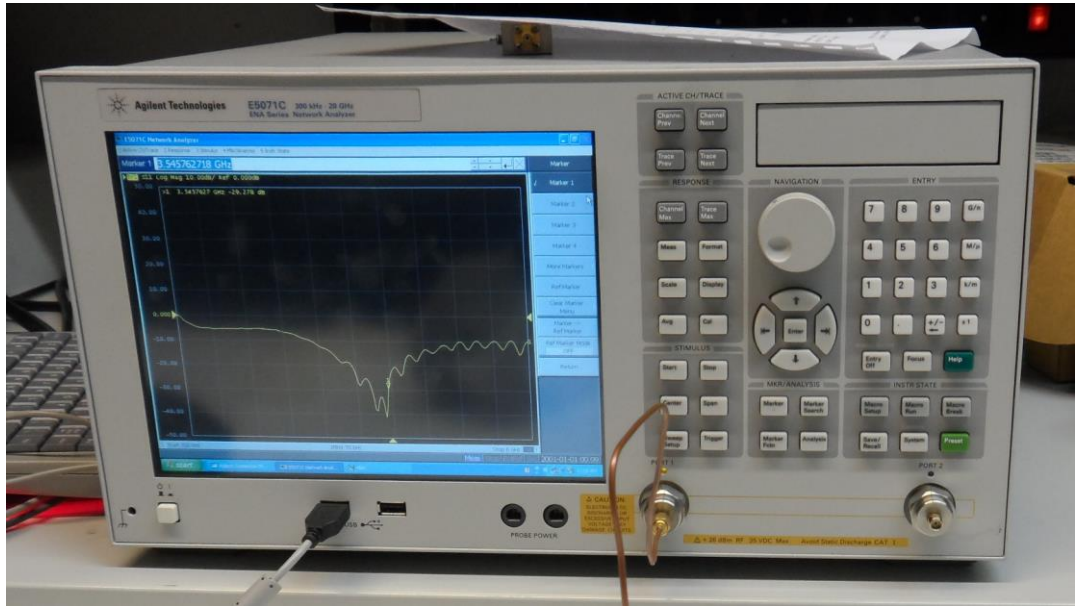


Şekil 3.15. Koaksiyel kablo lehimlenmesi



Şekil 3.16. Anten üzerine *bond wires* eklenmesi (Bonding Machine - Bonder 5330 F8E Deluotcc Branau – Germany, 2006)

Üretimi tamamlanan anten deneysel çalışmalara başlamak için hazır hale getirilmiştir. Öncelikle benzetim sonuçlarıyla uyumluluğunu karşılaştırabilmek adına biyoimplant anten hava ortamında Şekil 3.17’de görülen network analizöre (20 GHz Network Analyzer Agilent E5071C) bağlanmıştır.



Şekil 3.17. 20 GHz Network analizör (Agilent E5071C)

Hava ortamında ölçüm sonuçları doğrulanan biyoimplant anten, karaciğer dokusu içinde çalışmak için şekil 3.18’de görülen güç yükseltecine bağlanmıştır (100 W CW High Power Amplifier, 0.8 - 4.2 GHz, Amplifier Research, 2003). Şekil 3.19’da görülen sinyal jeneratörü kullanılarak, güç verme işlemi 3.55 GHz’de yapılmıştır (50 GHz Signal Generator HP 83650B, 10 MHz - 50 GHz, Germany, 2003).



Şekil 3.18. 100W CW güç yükselteci (0.8 - 4.2 GHz, Amplifier Research, Germany, 2003)



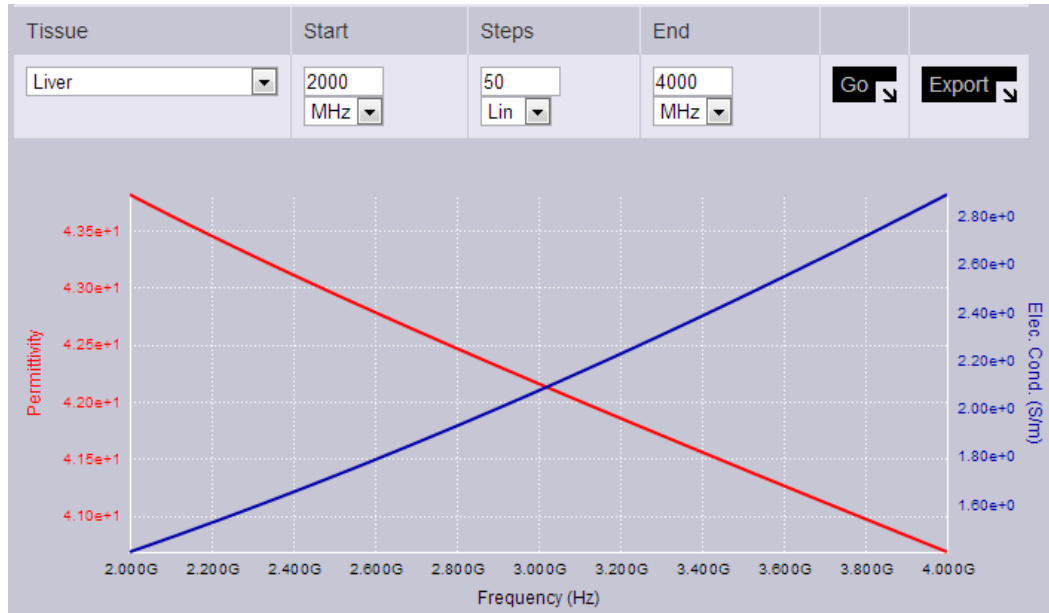
Şekil 3.19. 50 GHz sinyal jeneratörü HP 83650B (10 MHz - 50 GHz, Germany, 2003)

3.5. Deneysel Çalışmada Kullanılan Karaciğerin Elektriksel Özellikleri

Tez çalışmasında doku olarak karaciğer seçildi. Karaciğer seçilmesinin nedeni kolay bulunabilmesi, düşük maliyeti ve kanser türleri arasında en yaygın olanlardan biri olması bizi bu doku üzerinde çalışmaya itmiştir. Amerika Birleşik Devletlerinde 2012 yılında yapılan bir araştırmaya göre 21370 erkek ve 7350 kadın karaciğer kanseri nedeniyle hayatını kaybetmiştir (NCI, 2012).

3.5.1. Dokuların elektriksel parametrelerinin incelenmesi

Bu çalışmada kullandığımız karaciğer dokusunun elektriksel parametreleri IT'IS kuruluşunun internet sitesi üzerinden alınmıştır (IT'IS, 2013). IT'IS veritabanının sürekli güncel olması istenilen dokunun elektriksel özelliklerine anında ulaşmamızı sağlamaktadır. Şekil 3.20'de karaciğer dokusunun elektriksel parametreleri geçirgenlik ve iletkenlik karşılaştırılmıştır. Çizelge 3.2'de karaciğerin frekansa bağlı elektriksel parametreleri belirtilmiştir. Çizelge 3.3'de ise farklı dokuların 2.45 GHz'de elektriksel parametreleri görülmektedir.



Şekil 3.20. Karaciğer dokusunun 2-4 GHz arası elektriksel özellikleri (IT'IS, 2013)

Çizelge 3.2. Karaciğer dokusunun frekansa bağlı elektriksel iletkenliği (IT'IS, 2013)

Frekans (GHz)	Elektriksel geçirgenlik	Elektriksel sabit (S/m)
2	4.38e+1	1.40e+0
2.2	4.35e+1	1.53e+0
2.4	4.31e+1	1.65e+0
2.6	4.28e+1	1.79e+0
2.8	4.25e+1	1.93e+0
3	4.22e+1	2.08e+0
3.2	4.19e+1	2.23e+0
3.4	4.16e+1	2.39e+0
3.6	4.13e+1	2.55e+0
3.8	4.10e+1	2.72e+0
4	4.07e+1	2.89e+0

Çizelge 3.3. Farklı dokuların 2.45 GHz'de elektriksel parametreleri (IT'IS, 2013)

Doku	Permittivity (ϵ_r)	Elektriksel Sabit (S/m)
Aort	49.15	0.7395
Kan	57.3	1.72
Beyin omurilik sıvısı	68.97	2.32
Rahim ağzı	44.17	1.020
Kornea	54.4	1.070
Kolon	60.88	0.96
Göz	57.69	1.010
Yağ	5.028	0.04502
Böbrek	57.3	1.152
Karaciğer	43.6	1.687
Akciğer	52.83	0.7147
Kas	64.21	0.9695
Deri (kuru)	42.48	0.5495
Deri (ıslak)	51.3	0.72
Karaciğer tümörü	47.9	1.72

Kanserle savaşta en önemli etken olan erken teşhis, maalesef karaciğer kanserinde düşük bir oranda kalmaktadır. Dünyada 20 yaş altında erken teşhis oranı %1, 20-34 yaş aralığında erken teşhis oranı %0.9, 35-44 yaş aralığında bu oran %2.8, 44-54 yaş aralığında oran %18.7, 55-64 yaş aralığında %30.2, 65-74 yaş aralığında %22.3, 75-84 yaş aralığında oran %18.2 ve 85 yaş üstünde bu oran %5.9'dur (NCI, 2012). Çizelge 3.4'de karaciğer kanserinin ırklara göre dağılımı görülmektedir.

Çizelge 3.4. Karaciğer kanserinin ırklara göre görülme oranı (NCI, 2012)

Etnik köken	Erkek	Kadın
Tüm etniklerde	11.6/100000	3.9/100000
Beyaz	10.0/100000	3.4/100000
Siyah	14.9/100000	4.4/100000
Asyalı/Pasifik	22.1/100000	8.5/100000
Amerikan Yerlisi	18.3/100000	8.1/100000
İspanyol	17.3/100000	6.7/100000

Araştırmalarda görüldüğü üzere Amerika Birleşik Devletlerinde bu oranlar tamamen değişmiştir. Karaciğer kanserinden ölüm oranı; 20 yaş altında %0.3, 20-34 yaş aralığında %0.6, 35-44 yaş aralığında bu oran %2.0, 44-54 yaş aralığında oran %14.3, 55-64 yaş aralığında %24.6, 65-74 yaş aralığında %22.9, 75-84 yaş aralığında oran %24.7 ve 85 yaş üstünde bu oran %10.4'dur (NCI, 2012). Çizelge 3.5'de karaciğer kanseri nedeniyle ölüm oranları görülmektedir.

Çizelge 3.5. İrklara göre karaciğer kanseri ölüm oranı (NCI, 2012)

Etnik köken	Erkek	Kadın
Tüm etniklerde	8.1/100000	3.3/100000
Beyaz	7.4/100000	3.1/100000
Siyah	11.9/100000	4.0/100000
Asyalı/Pasifik	14.5/100000	6.1/100000
Amerikan Yerlisi	11.9/100000	5.9/100000
İspanyol	11.8/100000	5.3/100000

Karaciğer kanserinde yaşam oranı çok farklı şekillerde hesaplanabilmektedir. Fakat Çizelge 3.6.'da göreceli hayatta kalma oranına dayanarak ortaya çıkmıştır. 18 SEER coğrafi bölgeleri incelendiğinde (2002-2008) 5 yıllık göreceli yaşam oranı %15,2'dir. 5 yıllık göreceli yaşam oranı ırklara ve cinde göre; beyaz erkeklerde %14.6, beyaz kadınlarda %14.4, siyah erkeklerde %8.5 ve siyah kadınlarda %15.9'dur (NCI, 2012).

Çizelge 3.6. Kanserin yayılma safhaları ile tüm ırk ve cinsiyetler için 2002-2008 yılları arasında 5 yıllık göreceli yaşam oranı (NCI, 2012)

Kanser tanı safhası	Kanser yayılması (%)	5 yıllık göreceli yaşam oranı (%)
Yerleşme (ilk safha)	40	27.7
Bölgesel (yerleşik lenfositlere yayılma)	26	10.1
Yayılım (metastaz evresi)	19	2.7
Sınıflandırılmayan	15	6.0

3.6. Doku İçinde Anten Çalışması

Elektrik enerjisinin elektromanyetik enerjiye çevrildiği sistemler ve cihazlar tıp dünyasında oldukça yoğun kullanılır hale gelmiştir. Bu cihazlara örnek olarak; kalp pili, telemetri sistemleri (*in body, off body, on body*), evde bakım, tele tıp, mikrodalga görüntüleme, hipertermi, yutulabilir sistemler gibi örnekler verilebilir (Skrivervik ve Merli, 2011). Anten boyutlarında küçülme aynı zamanda frekans artışını da getireceği için medikal anten çalışmalarını oldukça zorlaştırmaktadır. Anten tasarımına yönelik tek bir analitik yöntem mevcut değildir. Bu yüzden tasarımlarımızda karma yöntemler kullanmamız kaçınılmazdır. Bir anten problemi, *Maxwell* denklemlerinin sınır koşulları altında çözümünden ibarettir. Ancak bilindik geometriler dışında bu çözüm analitik olarak pek mümkün değildir. Bunun için yaklaşık çözümler (sayısal modellemeler) pratik konfigürasyonlar önerilmektedir. En usule uygun ve basitleştirilmiş yaklaşım “eşdeğerlik prensibi (*equivalence principle*)” dir. Bu prensipte, anten yerine, antenin etrafını çeviren sınırlı bir yüzey üzerine yerleştirilmiş eşdeğer elektromanyetik kaynaklar kullanarak çözüm yapılmaktadır. Bu durumda anten materyali yok gibi düşünülür (Kong, 2000).

Huygens prensibine göre; bir V hacmindeki alan çözümü, V 'yi çevreleyen yüzey üzerindeki teğetsel alan ile ifade edilebilir. Elektrik akım yoğunluğu;

$$\mathbf{J} = n \times \mathbf{H} \quad (3.23)$$

ve manyetik akım yoğunluğu;

$$\mathbf{M} = -n \times \mathbf{E} \text{ olmak üzere antenden ışıyan uzak alan;} \quad (3.24)$$

$$j\omega\mu \frac{e^{-jkr}}{4\pi r} \iiint [(\mathbf{I} - \hat{r}\hat{r})\mathbf{J}(\mathbf{r}') - \sqrt{\frac{\epsilon_0}{\mu_0}} r \times \mathbf{M}(\mathbf{r}')] e^{-j\mathbf{r}\cdot\mathbf{r}'} ds' \quad (3.25)$$

Çizelge 3.7'de, denklem 3.25'in birimlerinin açıklaması görülmektedir.

Çizelge 3.7. Denklem 3.25'de kullanılan birimlerin açıklaması

\mathbf{I}	Birim diyad vektörü
\mathbf{r}	Gözlem noktası
\mathbf{r}'	Gözlem noktasına olan uzaklık
ϵ_0	Boş uzayın dielektrik katsayısı
\hat{r}	Birim vektör
μ_0	Boş uzayın manyetik geçirgenliği
$Z_0 = \sqrt{\frac{\epsilon_0}{\mu_0}}$	Boş uzayın empedansı

Fakat biyoimplant anten vücut içinde bir bölgeye yerleştirildiğinde ortamın yapısı boş uzay yapısı olmaktan çıkar. Böyle bir durumda akım yoğunluğu analitik olarak ifade edilip eşitlikte yerine koyulmalıdır. Yukarıda sadece antenin tek bir doku içinde nasıl çözüleceğini incelenmiştir fakat vücut içinde birden çok katman bulunmaktadır (deri, yağ, kas, kemik vb.) bu durumu göz önüne aldığımızda biyoimplant antenin katmanlı yapılar içinde çalışması gerekliliği göz önüne alınarak işlem yapılmalıdır.

3.7. Biyo Isı Denklemleri

Pennes'in biyo ısı denklemi, doku içerisinde ısının nasıl iletildiğini açıklamaktadır.

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k_{th} \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (3.26)$$

Eşitlik 3.26'nın sol tarafında yalnız bırakılan kısım geçici terimi gösterir. Eşitliğin sağ kısmındaki birinci, ikinci, üçüncü ve dördüncü terimler sırasıyla, ısı iletimi, kan akışı yoluyla ısı kaybı, metabolik ısı kaynağı ve harici ısı kaynağı (elektrik alan yoluyla ısı üretimi)'dir. PTFE sondanın termal izolatör olduğunu düşünebiliriz ve karaciğer doku bölgesine ısı transfer analizi sınırlıdır bu yüzden termal özelliklere sadece karaciğer dokusu ve kan için ihtiyaç duyulur. Hesaplama süreci boyunca 33,800 (W/m³) lük metabolik ısı üretim oranı kullanılır. Harici ısı kaynağı aşağıdaki şekilde tanımlanabilen elektromanyetik alan yoluyla üretilen direnç ısısına eşittir.

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} \sigma_{liver} \left| \vec{E} \right|^2 \quad (3.27)$$

Burada elektriksel özellikler sıcaklık artışını güçlü bir şekilde etkiler. Mikrodalga karaciğer dokusu içinde yayıldığı zaman, mikrodalga enerjisi karaciğer dokusu tarafından emilir ve doku sıcaklığının artışına neden olan doku iç ısı üretimine dönüştürür. Biyo ısı denklemi dokularda sıcaklığın 90⁰C'yi geçtiği durumlarda kullanılamamaktadır. Pennes' biyo ısı denklemi doku sıcaklığının en yüksek 70⁰C olduğu durumlarda kullanılabilir. Mikrodalga ablasyon uygulamalarında dikkat edilmesi gereken bir diğer önemli hususta dokuya kan akışının artmasıdır. Bu denklem "*Blood Flow Perfusion*" olarak adlandırılmaktadır.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k_{eff} \nabla T + SAR \quad (3.28)$$

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1. Anten Ölçüm Düzenegi

Almanya Kassel Üniversitesi, mikrodalga elektroniği mühendisliği laboratuvarlarında bir biyoimplant anten deney düzenegi tasarlanmıştır. Bu biyoimplant antenin testlerinin yapılmasında kullanılan teçhizat;

- 20 GHz Network Analyzer Agilent E5071C
- 50 GHz Signal Generator HP 83650B, 10 MHz - 50 GHz
- 100W CW High Power Amplifier, 0.8 - 4.2 GHz, Amplifier Research

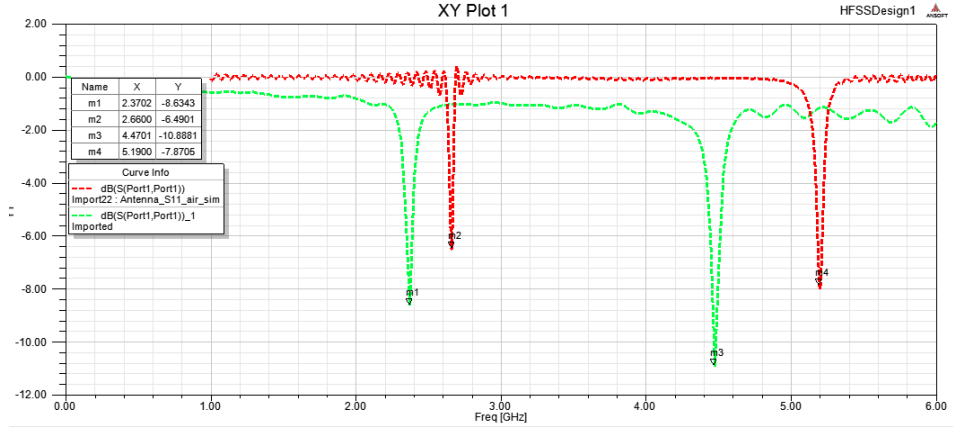
Deneylerde doku örneği olarak inek karaciğeri kullanılmıştır (Vefa Market/Kassel-Germany). Kullanılan inek karaciğeri birçok elektriksel parametreler bakımından insan karaciğerinden farklı olmasına rağmen, insan karaciğerine en yakın ve kolay bulunan dokudur.

Deneylerde kullanılan dokunun ağırlığı yaklaşık 500 gr olup 20x20x5 cm boyutlarında olacak şekilde bir bıçak yardımıyla düzgün olarak kesilmiştir. Kullanılan karaciğerin özellikleri Çizelge 3.2.'de verilmiş olup, deneyler sırasında biyoimplant antenin yerleştirildiği alan 20 mm derinliğinde, 10 mm çapında bir alandır. Deneylerde izlediğimiz adımlar aşağıda verilmiştir:

- Hava ortamında ölçümler
- Karaciğer içinde ölçümler
- Ablasyon deneyleri

Ölçümler sırasında dört farklı deney düzenegi tasarlanmıştır. Bu farklı deney düzenekleri için dört farklı materyal kullanılarak en iyi anten performans parametreleri elde edilmiştir. Şekil 3.16'da görülen *Bonding machine* ile yerleştirilen 25 μm kalınlığındaki kabloların korunması için gliserin, yapıştırıcı ve silikon gibi materyaller kullanılmıştır.

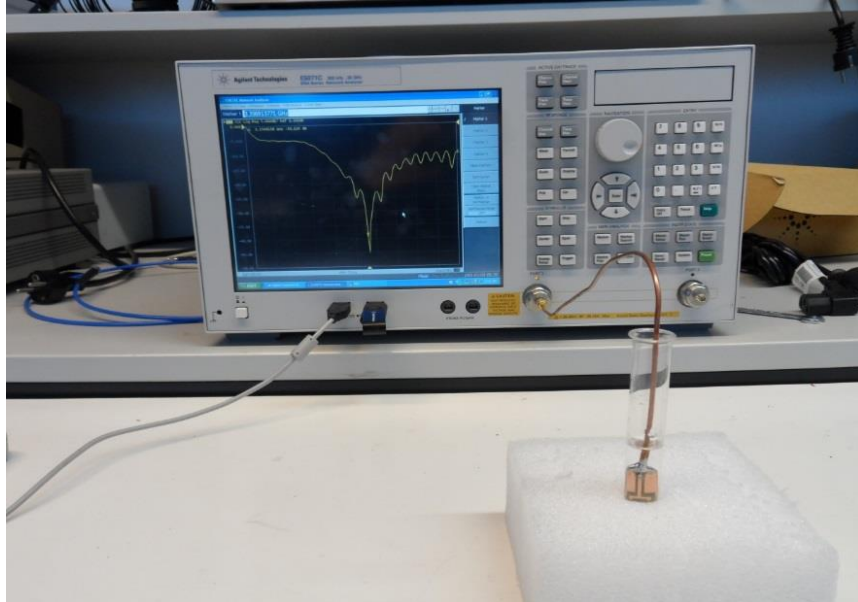
İlk olarak biyoimplant antenin benzetimler ile paralel olduğunu kanıtlamak için hava ortamında Şekil 4.1’de benzetim ve simülasyon sonuçları karşılaştırılmıştır.



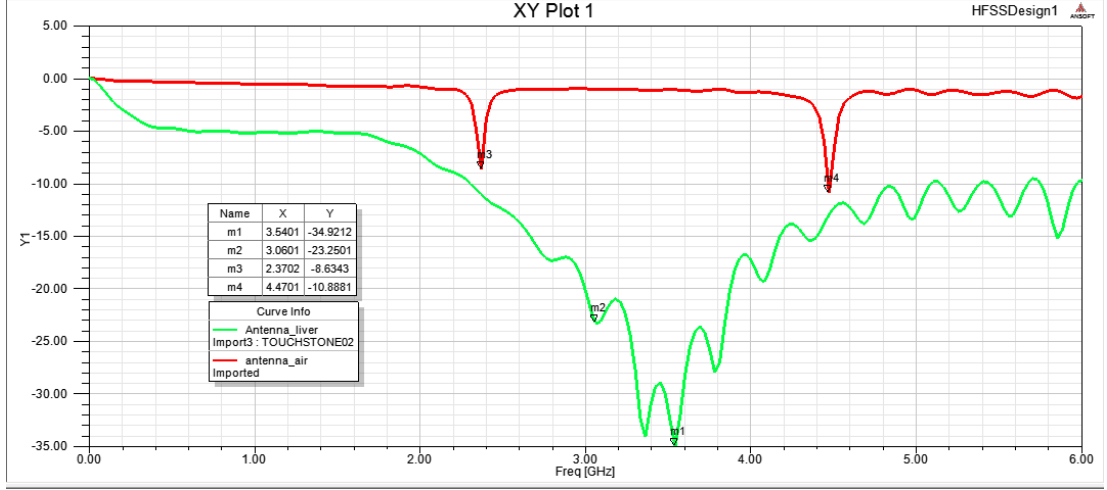
Şekil 4.1. Hava ortamında anten ölçüm ve benzetim sonuçlarının karşılaştırılması

4.1.1. Gliserin

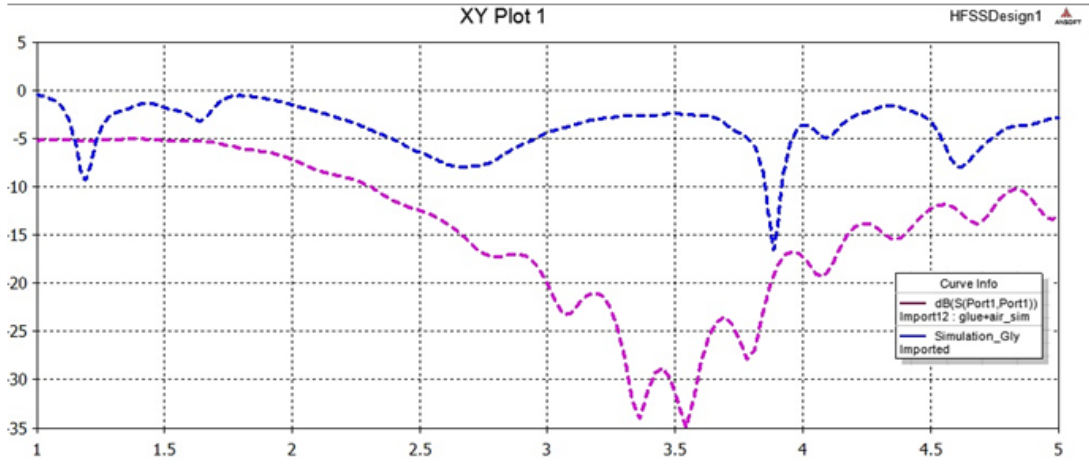
Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4’de görüldüğü üzere, biyoimplant anteni gliserin gibi *fantom* bir model içerisinde kullanılması sonucunda 2.5 GHz çok geniş bant (*UWB*) elde edilmiştir.



Şekil 4.2. Biyoimplant anten ölçüm düzeneği ve S11 parametresi

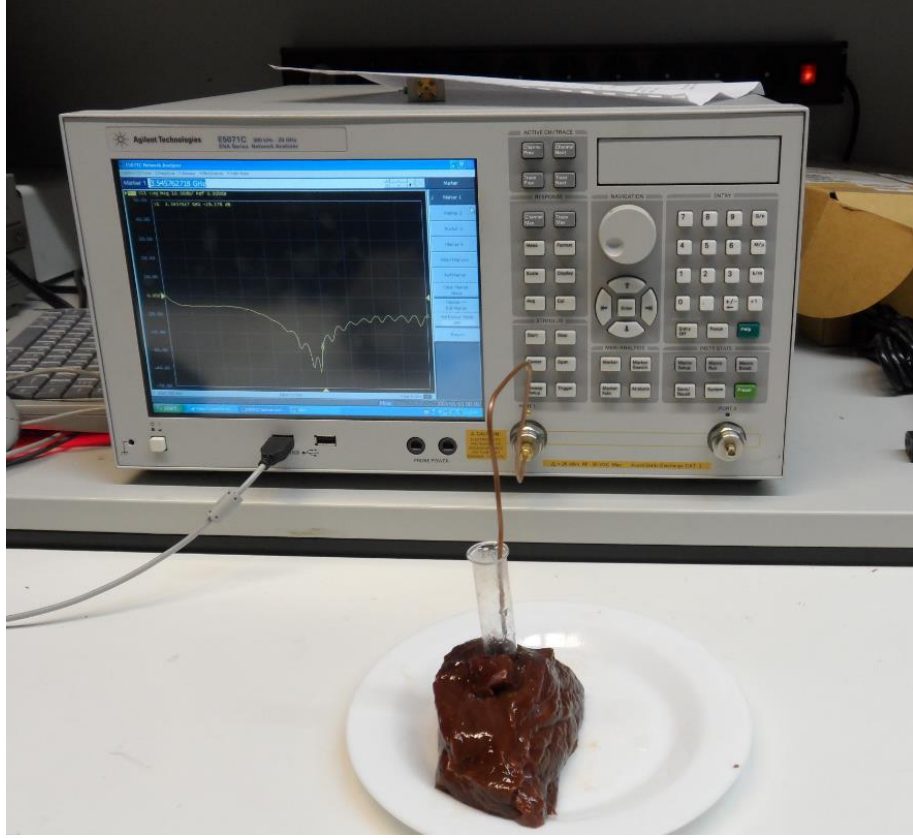


Şekil 4.3. Hava ve gliserin içerisinde biyoimplant anten ölçüm sonuçları

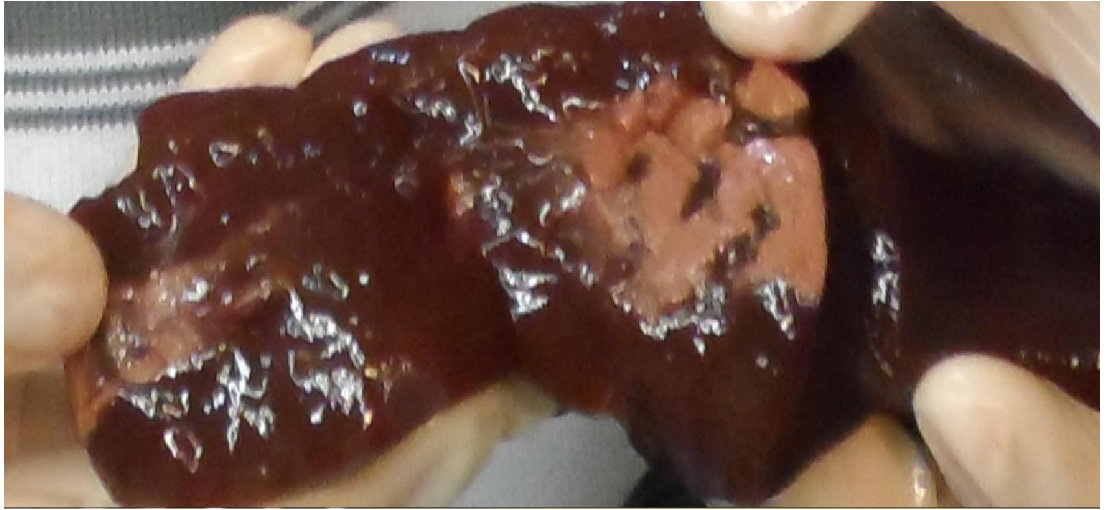


Şekil 4.4. Biyoimplant antenin gliserin içerisinde ölçüm ve benzetim sonuçlarının karşılaştırılması

Şekil 4.4'de görüldüğü üzere mavi renk benzetim sonucu, mor renk ölçüm sonucudur. Şekil 4.5'de görüldüğü gibi biyoimplant anten gliserin içerisinde karaciğer dokusuna yerleştirildiğinde elde edilen sonuçlar Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de görülmektedir.



Şekil 4.5. Biyoimplant antenin karaciğer içine yerleştirilmesi



Şekil 4.6. Biyoimplant anten ile karaciğer üzerinde mikrodalga ablasyon uygulaması (80 W güç, uygulama 50 saniye)

Anteni karaciğer içerisine yerleştirilmeden önce herhangi geniş bant sonucu gözlemlenmemiş olup, yerleştirme tamamlandıktan sonra 2 GHz üzeri bant genişliği elde edilmiştir. Anteni gliserin dolu cam tüpün içerisinde, karaciğer içerisine yerleştirildiğinde benzetim sonuçlarında beklendiği üzere 2.5-5 GHz arasında çok iyi bir uyumlandırma sağladığı görülmüştür. Şekil 4.4’de görüldüğü üzere anten 3.5 GHz civarında iyi bir S parametre değeri sağladığı görülmüştür. Çizelge 4.1’de gliserin kullanımının avantaj ve dezavantajları görülmektedir.



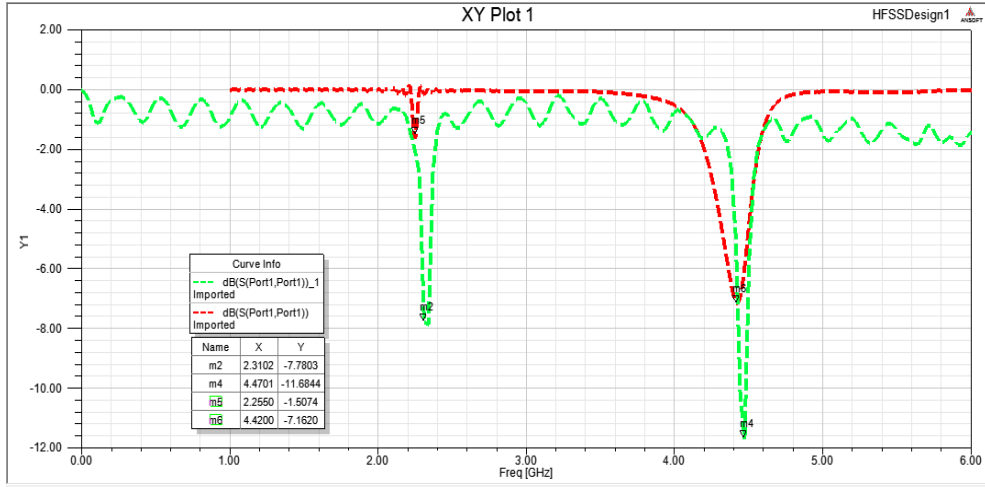
Şekil 4.7. Biyoimplant anten ile mikrodalga ablasyon uygulaması (3.55 GHz, 80 W güç, 50 saniye uygulama süresi)

Çizelge 4.1. Mikrodalga ablasyon uygulaması için gliserin kullanımının avantajları ve dezavantajları

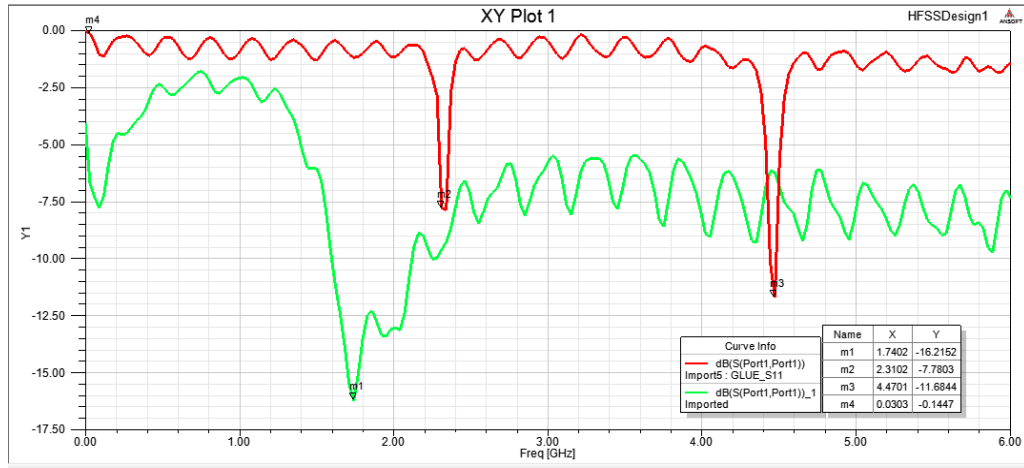
Avantaj	Dezavantaj
Mükemmel yönlendiricilik	Mikrodalga enerjisini emer
Çok iyi uyumlandırma	Kullanımı zor
Birçok doku türüne yakın	2-3 mm doku nekrozu
2.5 GHz üzeri bant genişliği	---

4.1.2. Yapıştırıcı

Yapıştırıcı biyomedikal uygulamalar için uygun olmayıp sağlıklı dokular için yüksek güç ve sıcaklıklarda zehirleyici olabilmektedir. Fakat anten üzerine eklediğimiz ince kabloların yüksek güçten etkilenmemesi için bu tür bir önlem alınmalıdır. Bu yüzden bu uygulamada yapıştırıcıya bir deneme şansı verilmiştir. Yapıştırıcı kabloların üzerine dikkatlice sürüldükten sonra kuruması için karanlık bir ortamda 25°C’de bir gün bekletilmiştir. Şekil 4.8 ve Şekil 4.9 ertesi gün alınan ölçüm sonuçlarıdır.



Şekil 4.8. Biyoimplant anten üzerine yapıştırıcı uygulamasının benzetim ve ölçüm sonuçları



Şekil 4.9. Yapıştırıcı uygulaması sonucu anten S11 parametresi

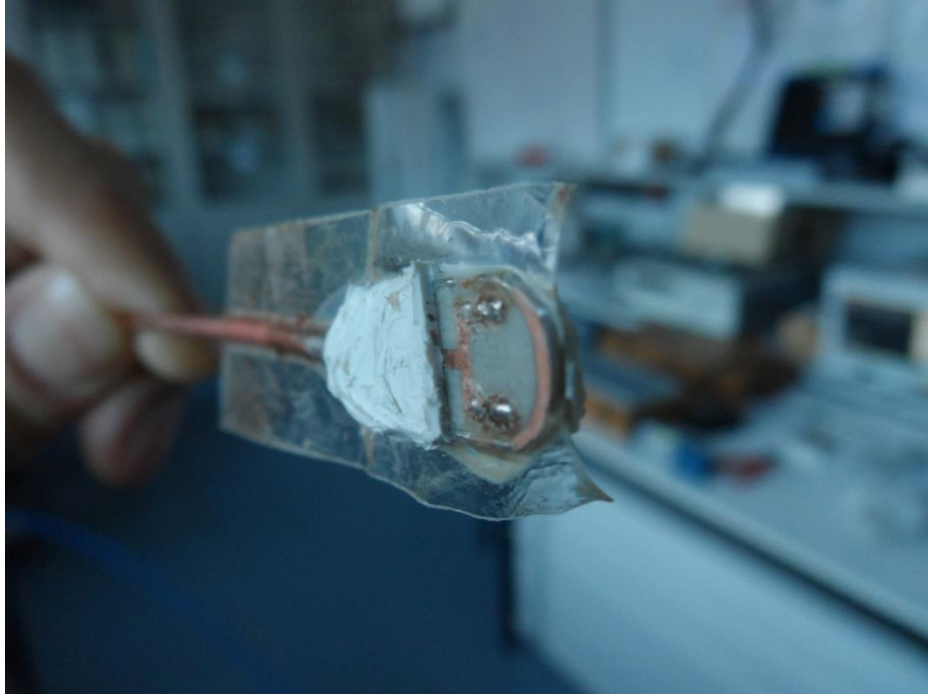
Uygulama sırasında 80W güç kullanılmıştır. Fakat 4 saniye kadar kısa bir sürede 80 W gibi bir yüksek gücün kullanılması sonucu, oluşan sıcaklıktan dolayı yapıştırıcı işlevini yitirmiş ve kabloların parçalanmasına ve uyumlandırmanın kaybolmasına sebep olmuştur. Sonuç olarak yapıştırıcının kimyasal ve mekanik özelliklerinin biyoimplant anten uygulamalarına uygun olmadığı gözlemlenmiştir. Çizelge 4.2’de yapıştırıcı kullanımının avantaj ve dezavantajları görülmektedir.

Çizelge 4.2. Mikrodalga ablasyon uygulaması için yapıştırıcı kullanımının avantajları ve dezavantajları

Avantajları	Dezavantajları
İyi yönlendiricilik	Biyo uyumlu olmayışı
1.74GHz -10db altında geri dönüş kaybı	Yüksek güç uygulamaları için uygun olmayışı
-----	Anten üzerindeki kabloları koruyamaması

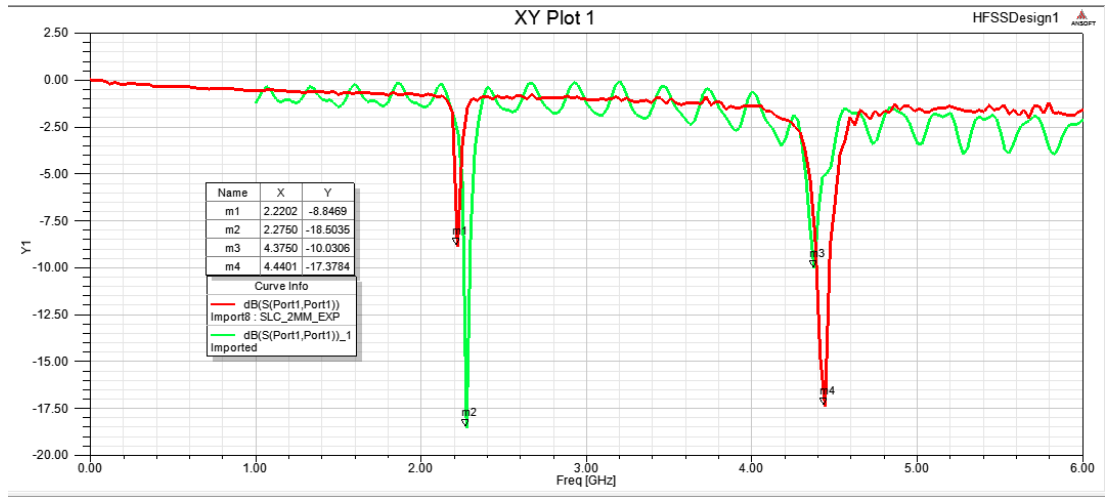
4.1.3. Silikon

50 W ve üstü biyoimplant anten uygulamalarında, antenin toprak yüzeyinden ve dip tarafından bir miktar ışıma yaptığı gözlemlenmiştir. Küçük boyut anten ve yüksek güç birleştiğinde bu tip bir durumun önüne geçebilmek için uyumlu bir materyalle yüzeylerin örtülmesi gereklidir. Tüm denemeler ve literatür taramaları sonucunda biyouyumlu silikon (*silicon-rubber*) kullanılmasına karar verilmiştir (Soontornpipit vd., 2004). İlk olarak silikonun biyouyumlu oluşu ve yüksek ısı dayanımı bu malzemenin kullanılmasına elverişli bir ortam sağlamıştır. Silikon malzemesiyle kaplanan toprak yüzeyi sonucunda antenin yönlendiriciliği en iyi seviyeye çıkmıştır. Silikon ile kaplanan anten Şekil 4.10’da görülmektedir. Uygulama sonuçları değişik zaman ve güçlerde yapılarak karşılaştırma imkânı sağlanmıştır (Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16). Çizelge 4.3’de silikon kullanımı avantaj ve dezavantajları görülmektedir.

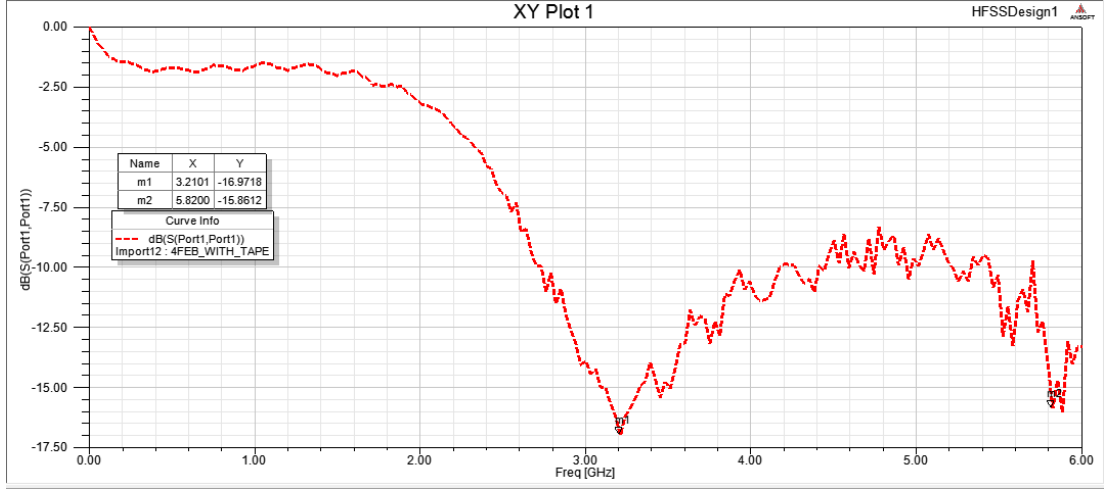


Şekil 4.10. Biyoimplant anten silikon uygulaması (epsilon 12, elektriksel iletkenlik $2.5e^{-004}$ S/m)

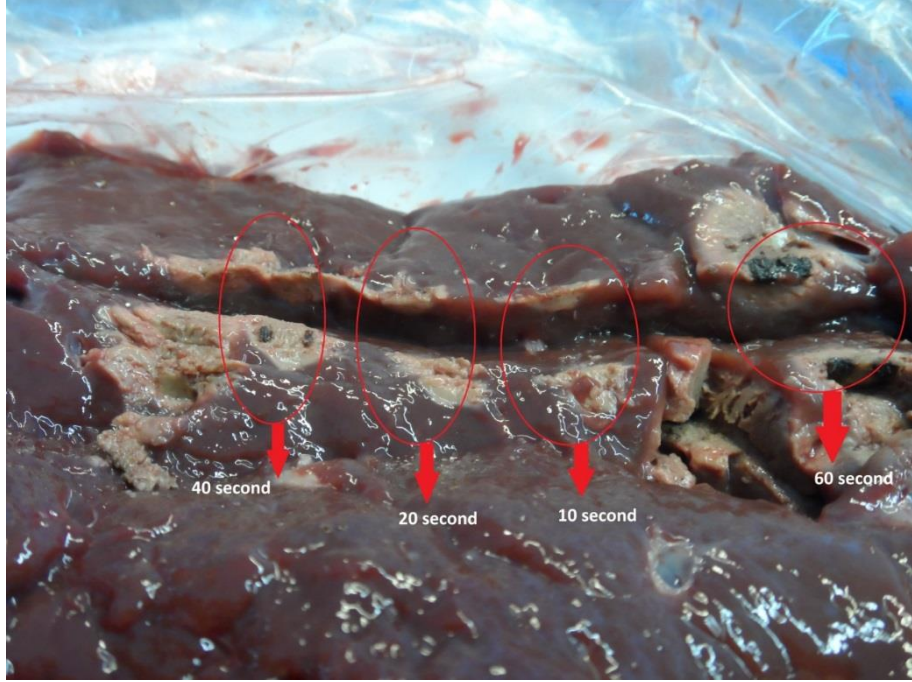
Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de anten ölçüm ve benzetim sonuçları verilmiştir. Bu sonuçlarla benzetim ve ölçüm uyumluluğu karşılaştırılabilir.



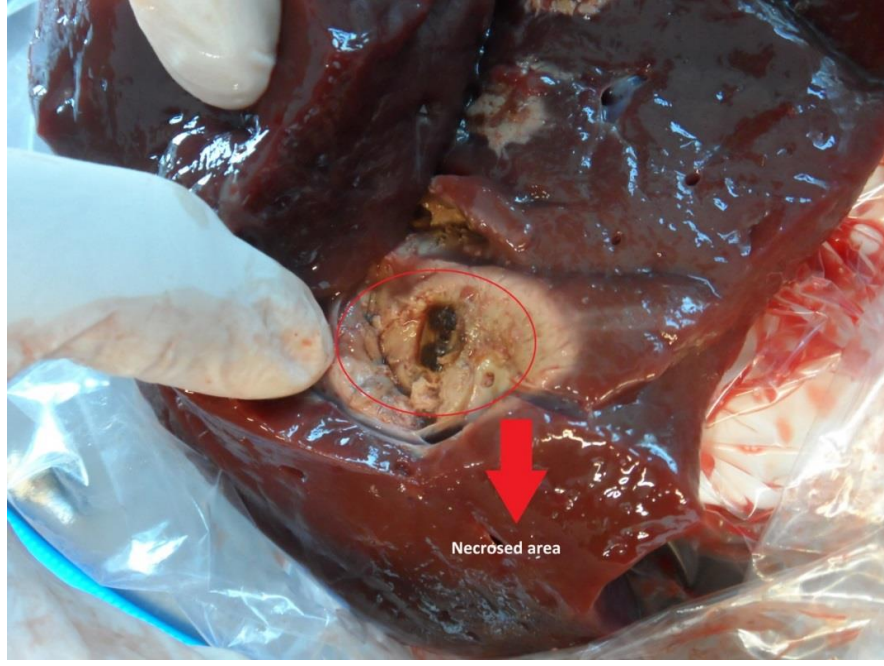
Şekil 4.11. Biyoimplant anten silikon uygulamasının ölçüm ve benzetim sonuçlarının karşılaştırılması (kırmızı renk benzetim sonucu, yeşil renk ölçüm sonucudur)



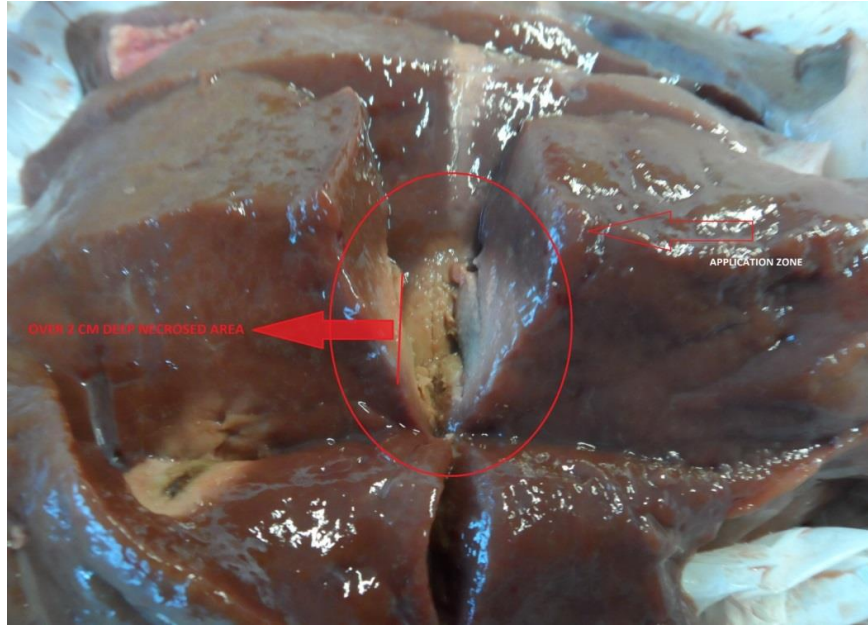
Şekil 4.12. Biyoimplant antenin karaciğer içerisinde S11 parametresinin ölçüm sonucu



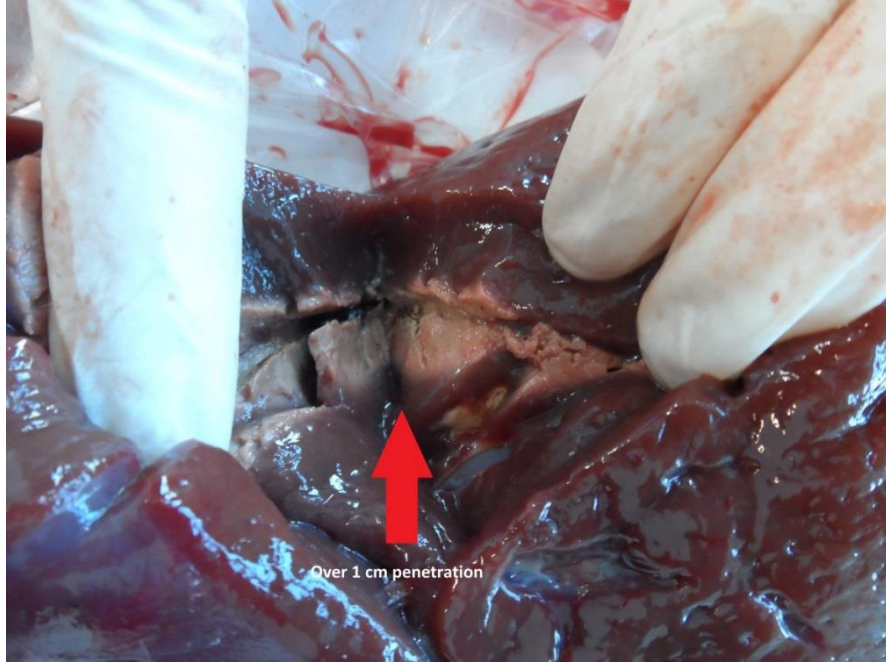
Şekil 4.13. Farklı süreler boyunca mikrodalga ablasyon uygulaması (3.55 GHz, 60 W güç, 10 saniye, 20 saniye, 40 saniye ve 60 saniye ablasyon süreleri)



Şekil 4.14. Biyoimplant anten ile mikrodalga ablasyon uygulaması (3.55 GHz, 60 W, 40 saniye)



Şekil 4.15. Biyoimplant anten ile mikrodalga ablasyon uygulaması sonucu oluşan nekroze alan (2 cm'den fazla derinliği olan doku nekrozu, 3.55 GHz, 60 W güç, 80 saniye)



Şekil 4.16. Biyoimplant anten ile mikrodalga ablasyon uygulaması (3.55 GHz, 60 W güç, 30 saniye)

Çizelge 4.3. Mikrodalga ablasyon uygulaması için silikon kullanımının avantajları ve dezavantajları

Avantajlar	Dezavantajlar
Mikrodalga ablasyon yöntemi için kullanışlı	Frekansta kayma
Biyo-uyumlu materyal	Silikon materyalinin bazı türleri canlı dokular için zehirli oluşu
Mükemmel yönlendiricilik	--
İyi ışıma	--

5. TARTIŞMA ve SONUÇLAR

Yeni teknoloji gün geçtikçe hızla ilerlemektedir. Yeni nesil medikal antenlerin temel fonksiyonları bilgi alıp gönderme, ısı iletimi, elektriksel parametrelerin tespiti, görüntüleme sistemlerinden bilgi alımı antenlerin medikal alanda kullanımının başını oluşturmaktadır.

Antenlerin medikal alanda ilk kullanılmaya başlaması biyoteleometri sistemleridir. Fryer (1970) ilk biyoteleometri uygulaması kalp ritimleri ölçmek için NASA'da geliştirmiş ve astronotlarda denenmiştir. Fakat ilk örnekler de düşük indirme/gönderme hızı ve büyük güç kaynakları nedeniyle kullanışlı olmamıştır. Fakat günümüzde kullanılan sistemlerin gelişmiş olması hasta ve doktor açısından büyük kolaylık sağlamaktadır.

Medikal alanda ablasyon ile günümüzde birçok hastalığa tedavi amaçlı uygulanmaktadır. Bu yönteme hipertermi denir. Hipertermi tedavi yöntemlerinde en büyük sorun istenilen bölgeye yeteri kadar ısıyı gönderebilmektir. Bu teknikle, kanser hücrelerinin yok edilebilmesi için ısının yeterince fazla olması ve uzun süre istenilen bölgeyi ısıtması gerekmektedir. Fakat kanserli bölgede artan sıcaklık çevre dokularda da harabiyete neden olmaktadır. Kontrolsüz ya da bilinçsiz yapılan bu uygulama hastanın yaşam kalitesinin bozulmasına hatta ölümlerle sonuçlanan olaylara neden olabilmektedir. Isıtılacak alanı küçültüp, kullanılan tekniğin verimliliğini artırmak yan etkilerin azalmasında büyük rol oynayacaktır (Brace, 2009).

Hipertermi işlemi sırasında, tümörde normal hücrelere oranla daha fazla su bulunduğu için daha kolay ısıyı absorbe eder ve sağlıklı dokulardan çok daha hızlı bir şekilde sıcaklığı yükselir. Isıyı hızlı absorbe eden tümörün protein yapısı daha çabuk bozulacağı için sağlıklı dokularda herhangi bir hasar oluşmayacaktır. Fakat çoğu zaman bu yöntem bütün bir tümörü yok etmese de, radyasyon terapisi, kemoterapi gibi kanser tedavilerine önemli ölçüde yardım etmektedir. Ablasyon yöntemi uygulanmış bir kanser hastası daha az kemoterapi dozuna maruz kalacaktır ve yaşam kalitesi önemli ölçüde artacaktır.

Mikrodalga ablasyon yöntemi, dünya genelinde kabul görmüş bir yöntem olup cerrahi alanda hala verimli olarak kullanılamamaktadır. Bunun nedeni MWA yöntemi için kullanılan antenlerin ve sistemlerin yeterince verimli olmaması ve uygulamada ki zorluklardır. Fakat önümüzdeki yıllarda araştırma ve geliştirme çalışmaları sayesinde çok daha verimli, kullanışlı sistemler gün yüzüne çıkacaktır. Yeni geliştirilecek bu sistemler sayesinde tedavi süresi kısalarak, kemoterapi ilaçlarına olan bağımlılık ortadan kalkacak ya da en düşük seviyeye inecektir ve kanser tedavisi hiç olmadığı kadar kolay bir şekilde gerçekleştirilecektir. Kanserle mücadelede yeni dönem MWA sistemlerinin geliştirilmesiyle başlayacaktır. Örneğin; yapılan tez çalışmasında görüldüğü üzere karaciğer içerisinde 2 cm çapında bir alanın yok olması (nekroz) geliştirilen biyoimplant anten ile sadece 1 dakika sürmektedir. Fakat her alanda zorluklar olduğu gibi bu alanda da önemli zorluklar mevcuttur. İlk olarak vücut içerisinde anten tasarımının zorluğu görülmüştür. Bu duruma çözüm bulabilmek için anten parametrelerinde iyileştirmeye gidilmiştir ve önemli ölçüde gelişmeler sağlanmıştır.

Deneysel çalışmalarda görüldüğü üzere 3 farklı materyal kullanılmıştır. Camdan yapılmış bir kapsül içerisinde gliserin doldurulup anteni buraya yerleştirmek bize çok iyi bir empedans uyumlandırma sağlamıştır ve yansıma kayıplarını en düşük seviyeye indirmiştir. Fakat gliserinin mikrodalga enerjiyi emen yapısı nedeniyle 1 dakikadan sonra gliserin ısınmakta ve antenin yönlendiriciliği yok olmaktadır. Ardından anten üzerine yerleştirilen ince telleri (*bond wires*) korumak için yapıştırıcı kullanılmıştır. Fakat 60W gibi yüksek bir güçte sadece 5 saniye dayanabilen yapıştırıcı biyoimplant anten deneyleri için uygun olmadığı görülmüştür. Son olarak biyoyumlu silikon kullanılmıştır. Silikon malzemeyle kaplanan anten en iyi yönlendiricilik ve termal sonuçları sağlamıştır. Fakat tasarlanan biyoimplant antenin boyutları vücut içi uygulamalar için büyük kalmaktadır. Yeni tasarımlarda anten boyutları daha da küçültülüp verimli hale getirilecektir.

Gelecek çalışmalar düşünüldüğünde ilk adım biyoimplant antenin boyutlarının küçültülmesi gelmektedir. Anten, insan vücudunda bir damardan implant uygulama yapılabilmesi için büyüktür. Bu problemin çözümü için teorik çalışmalar ve literatür taramaları sonucu özel üretim plakette olduğu görülmüştür. Bu plakette kullanımı

anten boyutlarının küçülmesine, daha iyi yayılım yapmasına ve çok daha iyi termal sonuçlar alınmasına büyük oranda etki sağlayacaktır. Örneğin literatürde geçen materyallerden biri olan SrTiO_3 , epsilon 100 sabiti olup, anten tasarımı için son derece uygundur. Fakat vücut içerisinde bulunan dokuların dielektrik sabiti epsilon 50 değerine yakın olduğu için bu değere yakın bir malzeme kullanmak çok daha verimli olacaktır.

Anten tasarımından sonraki basamak, tasarlanacak sistemin yansıyan enerjiyi minimum düzeyde tutmasını sağlamak böylece en iyi sonuçları en kısa sürede alabilecek hale getirmektir. Düşünülen sistemde “*directional coupler*” kullanılarak sistemin yansıyan enerji seviyesinin belirlenmesi ve buna göre frekans değiştirilmesidir. MWA uygulanan dokunun elektriksel parametreleri değişeceği için, 1 dakika sonunda frekans kayması başlayacaktır bu durumda verimliliğin düşmemesi için yukarıda bahsedilen sistem tasarlanabilir.

Sonuç olarak, günümüzde MWA tedavi yöntemlerinin klinik ortamda kullanımı yaygın değildir. Gelişen ve yenilenen teknoloji sayesinde MWA yöntemi tümörün büyüklüğünden bağımsız olarak tedavi amaçlı kullanılabilir ve hasta birkaç uygulama sonucunda hayatına devam edebilecektir.

KAYNAKLAR

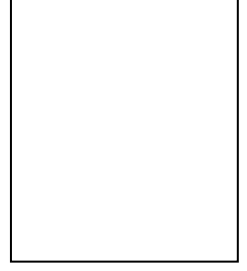
- Brace, B.L., 2009. Radiofrequency and Microwave Ablation of the Liver, Lung, Kidney, and Bone, What are the Differences. *Diagnostic Radiology*, 135-143.
- Cheng, D.K., 2012. *Fundamentals of Engineering Electromagnetics*, Palme yayıncılık, 493s, Ankara.
- Chinn, S.B., Lee, F.T. Jr., Kennedy, G.D., 2001. Effect of Vascular Occlusion on Radiofrequency Ablation of the Liver, Results in a Porcine Model. *American Journal of Roentgenology*, 789 –795.
- Dissanayake, T.P., Esselle, K., Yuce, M., 2009. UWB Antenna Impedance Matching in Biomedical Implants, Antennas and Propagation. *EuCAP 2009 3rd European Conference*, 3523-3526.
- Fryer, T. B., 1970. *Implantable Biotelemetry Systems, A Report*, NASA SP-5094. NASA, 113s, Washington, D.C.
- Ghione, G., Naldi, C., 1983. Parameters of Coplanar Waveguides with Lower Common Planes. *Electronics Letters*, 734-735.
- Garrean, S., Hering, J., Saied, A., 2009. Ultrasound Monitoring of a Novel Microwave Ablation (MWA) Device in Porcine Liver Lessons Learned and Phenomena Observed on Ablative Effects Near Major Intrahepatic Vessels. *Journal of Gastrointestinal Surgery*, 334–340.
- IT'IS, The Foundation For Research On Information Technologies In Society, 2013. Erişim tarihi: 23.02.2013. <http://www.itis.ethz.ch/itis-for-health/tissue>
- Kim, S.K., Rhim, H., Kim, Y.-S., Koh, B.H., Cho, O.K., Seo, H.S., Kim, Y., 2005. Radiofrequency Thermal Ablation of Hepatic Tumors Pitfalls and Challenges. *Abdom Imaging*, 30, 727 -733.
- Kong, J.A., 2000. *Electromagnetic Wave Theory*, EMW Publication, 1007s, New York, USA.
- Lau, W.Y., Leung, T.W., Yu, S.C., Ho, S.K., 2003. Percutaneous Local Ablative Therapy for Hepatocellular Carcinoma, a Review and Look Into the Future. *Annals of Surgery*, 171-179.
- Lee, J.D., Lee, J.M., Kim, S.W., Kim, C.S., Mun, W.S., 2001. MR Imaging-histopathologic Correlation of Radiofrequency Thermal Ablation Lesion In a Rabbit Liver Model Observation During Acute And Chronic Stages. *Korean J Radiology*, 151-158.

- Mazzaferro, V., Battiston, C., Perrone, S., Pulvirenti, A., Regalia, E., Romito, R., Sarli, D., Schiavo, M., Garbagnati, F., Marchiano, A., Spreafico, C., Camerini, T., Mariani, L., Miceli, R., Andreola, S., 2004. Radiofrequency Ablation of Small Hepatocellular Carcinoma In Cirrhotic Patients Awaiting Liver Transplantation, a Prospective Study. *Annals of Surgery*, 900-909.
- McGahan, J.F., Lii, G.D., 2001. Radiofrequency Ablation of the Liver, Current Status. *American Journal of Roentgenology*, 176 (1), 3-16.
- Miyachi, S., Endoh, H., Yamada, M.S., 2003. Time-related Changes of Radiofrequency Ablation Lesion In the Normal Rabbit Liver, Findings of Magnetic Resonance Imaging and Histopathology. *Investigative Radiology*, 525-531.
- NCI, National Cancer Institute. Information from U.S National Cancer Institute, 2012. Erişim tarihi: 21.09.2012. <http://www.cancer.gov>
- Projectus, 2013. Design and fabrication of a small microstrip patch antenna. Erişim tarihi: 25.04.2013. <http://projectus.freehost7.com/Microstrip-patch-antenna-design/?design-and-fabrication-of-a-small-microstrip-patch-antenna>
- Ramo, S., Whinnery, J.R., Duzer, T.V., 1993. *Fields and Waves in Communication Electronics*, John Wiley and Sons Inc., 864s, New York, USA.
- Saito, K., Hayashi, Y., Yoshimura, H., Ito, K., 2000. Heating Characteristics of Array Applicator Composed of Two Coaxial-Slot Antennas For Microwave Coagulation Therapy. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48, 1800-1806.
- Schweikert, R.J., Keanini R.G., 1999. A Finite Element And Order of Magnitude Analysis of Cryosurgery in the Lung. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 26, 1-12.
- Skrivervik, A., Merli, F., 2011. Design Strategies For Implantable Antennas, *Antennas and Propagation Conference (LAPC)*, Loughborough, 1-5.
- Soontornpipit, P., Furse, C.M., Chung, Y.C., 2004. Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication with Medical Implants. *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, 1944-1951.
- Stoffner, R., Kremser, C., Schullian, P., Haidu, M., Widmann, G., Bale, R.J., 2012. Multipolar Radiofrequency Ablation Using 4-6 Applicators Simultaneously, A Study in the Ex vivo Bovine Liver. *Eur J Radiology*, 2568-2575.
- Vogl, T.J., Helmberger, T.K., Mack M.G., Reiser, M.F., 2008. Ablative Techniques (percutaneous) Thermal Ablative Techniques In, *Percutaneous Tumor Ablation in Medical Radiology*. Springer, Berlin, Germany, 7-32.

Xu, L., Meng, M.Q.H., Ren, H., Chan, Y., 2009. Radiation Characteristics of Ingestible Wireless Devices in Human Intestine Following Radiofrequency Exposure at 430, 800, 1200 and 2400 MHz. *IEEE Transactions and Antennas Propagation*, 2418 -2428.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Onur ARI
Doğum Yeri ve Yılı : Isparta, 1989
Medeni Hali : Bekâr
Yabancı Dili : İngilizce, Almanca
E-posta : onurari32@gmail.com



Eğitim Durumu

Lise : Adem Tolunay Anadolu Lisesi, 2007
Lisans :Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği, 2011

Yayımları

- Arı, O., Coşkun, Ö., Kaya, A., 2012. Biyomedikal Uygulamalar İçin Ultra Geniş Bant UWB Anten Tasarımı Ve Analizi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Teknik Bilimler Dergisi, cilt 2, sayı 3, 1-4.
- Arı, O., Kaya, A., Coşkun, Ö., 2012. Konveyör Bant Sistemlerinde İş Güvenliğinin Sağlanması İçin Elektronik Devre Tasarımı. 15. Uluslararası Bilim ve Bahar Şenliği, ISPARTEK Proje Pazarı, 89-90.
- Arı, O., Görgün, A.R., Kaya, A., Coşkun, Ö., İ. Kaya, 2012. Karbon Nanotüp Malzeme İle Tasarlanan Heliks Antenlerin Performans Parametrelerinin İncelenmesi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Teknik Bilimler Dergisi, cilt 2, sayı 4, 1-7.
- Görgün A.R., Arı, O., Özen, Ş., 2012. Polinom Tabanlı Diferansiyel Alan Hesabı Metodu (PDQM)'nun İki Boyutlu Elektromanyetik Probleme Uygulanması. Süleyman Demirel Üniversitesi, Teknik Bilimler Dergisi, cilt 2 sayı 4 sayfa 8-12.
- Arı, O., Görgün, A.R., Coşkun, Ö., Çömlekçi, S., 2012. Heliks ve Pifa Anten Çeşitlerine Göre İnsan Beyin Dokusunda Oluşan Özgül Soğurma Oranlarının Karşılaştırılması. BIYOMUT 17. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı Boğaziçi Üniversitesi, bildiri no.33.

Karadana, Y., Çömlekçi, S., Arı, O., 2012. Astrophytum Ornatum Kaktüsünün Wi-Fi Ortam Elektrik Alan Şiddeti Üzerine Olası Etkisinin Araştırılması. BIYOMUT 17. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı Boğaziçi Üniversitesi, bildiri no.28.

Ari, O., Coskun, O., Kaya, A., Comlekci, S., 2013. Electronic Circuit Design For Ensuring Safety Of Business in Band Systems. Proceedings of the 1st WSEAS International Conference on Electronics Design and Manufacturing Technology (EDMT '13), Antalya/TURKEY (accept).

Karadana, Y., Çömlekçi, S., Arı, O., 2013. A Study on the Possible Effects of Electric Field Intensity of 2450 MHz Near by Different Cactus Astrophytum Ornatum Placements. Bioelectromagnetics, Thessaloniki, Greece, 35.