



T.C.
KONYA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**MEME KANSERİNİN TESPİTİNE YÖNELİK
PERFORMANSI GELİŞTİRİLMİŞ VIVALDI
ANTEN TASARIMI VE UYGULAMASI**

Beyza NEYİŞCİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik - Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Ağustos-2019
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Beyza NEYİŞCİ tarafından hazırlanan “Meme Kanserinin Tespitine Yönelik Performansı Geliştirilmiş VIVALDI Anten Tasarımı ve Uygulaması” adlı tez çalışması 06.08.2019 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliğı/ oy çokluğı ile Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliğı Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan

Dr. Öğr. Üyesi Duygu DURSUNOĞLU

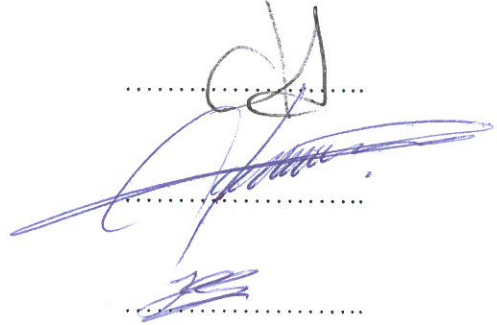
Danışman

Doç. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Dilek UZER

İmza



Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Hakan KARABÖRK
Enstitü Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all materials and results that are not original to this work.

Beyza NEYİŞCI

Tarih: 09.08.2019

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MEME KANSERİNİN TESPİTİNE YÖNELİK PERFORMANSI GELİŞTİRİLMİŞ VIVALDI ANTEN TASARIMI VE UYGULAMASI

Beyza NEYİŞCİ

Konya Teknik Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN

2019, 120 Sayfa

Jüri

Doç. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN
Dr. Öğr. Üyesi Duygu DURSUNOĞLU
Dr. Öğr. Üyesi Dilek UZER

Kanser hücreleri birikerek tümörleri oluştururlar. Tümörler ise iyi ve kötü huylu olabilir. İyi huylu tümörler kanser olmayıp çoğu zaman tekrarlamazlar ve vücudun diğer taraflarına yayılmazlar. Kötü huylu tümörler ise kanserdir ve düzensiz çoğalırlar. Kanser hücreli tümörler normal dokuları sıkıştırabilir, içine sızabilir ya da tahrip edebilir. Eğer kanser hücreleri oluştuğu tümörden ayrılırsa, kan ya da lenf dolaşımı aracılığı ile vücudun diğer bölgelerine yayılabilir. Yayıldıkları yerlerde tümör kolonileri oluşturarak büyümeye devam ederler.

Günümüzde en sık görülen kanser türleri akciğer, meme, sindirim ve üreme sistemlerinden kaynaklanan kanserlerdir. Kötü huylu tümör dokularını dolayısıyla kanseri belirlenmenin pek çok yöntemi vardır. Bu yöntemler, kan sayımı, biyokimyasal analizler, röntgen incelemeleri, radyoizotop taramalar, endoskopi, ultrasonografi, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme, sitoloji, biyopsi ve histopatolojik tanı, mikrodalga tomografi gibi yöntemlerdir.

Kanser türleri arasında en yaygın ve tedavi için erken teşhisin en önemli olduğu tür, meme kanseridir. Meme kanseri birçok kadın için uygun şekilde tedavi edilmediği takdirde ölümcül sonuçlara neden olabilir. Bu sebeple erken tanı oldukça önemlidir. Mevcut yöntemler ise her zaman doğru sonuçlar vermeyebilir. Örneğin; tüm meme tümörlerinin %4 ila %34'ü kötü seyirlidir ve kontrast sorunu ve benzeri nedenlerden dolayı kanserli dokular tespit edilemeyebilir. Erken teşhise yönelik mikrodalga temelli yaklaşım, meme sinyal gönderilerek yansıyan sinyallerin toplanarak değerlendirilmesi şeklindedir. Bunun için ise iyi tasarlanmış ve performansı iyi olan bir antene gerek duyulur. Sinyaller, ciltten, meme içindeki doku kompozisyonundaki doğal değişikliklerden ve mevcut tüm tümörlerden yansıyarak değişikliğe uğrar. Radar tabanlı bu görüntülemenin amacı, tümörlerin yol açtığı yansımaları, sinyallerdeki diğer yansımalarından ayırmaktır. Bu çalışma ile de meme kanseri teşhisine yönelik ve tümör dokularının tespiti için performansı geliştirilmiş geniş bant özelliğine sahip "VIVALDI" anten önerilmiştir. Çalışmada antenin hem tasarımı hem de uygulaması gerçekleştirilmiştir. Uygulama için, ultra geniş bantlı (UGB) VIVALDI anten tasarımı, yüksek frekanslı elektromanyetik alan simülasyonu (HFSS) programı kullanılarak yapılmıştır. VIVALDI antenin performansı için farklı boyutlarda farklı yamalar açılarak ve farklı dielektrik taban malzemesi kalınlığına sahip 6 adet anten tasarlanmıştır. Tasarımı yapılan antenlerde dielektrik sabiti (ϵ_r) 4.4, kayıp tanjantı (δ) 0.025 ve kalınlıkları (h) 0.8-1.6-2 mm olan FR4 dielektrik taban malzemesi kullanılmıştır. Antenlerin tasarımı ve simülasyonları Ansoft HFSS (High Frequency Structure Simulator) simülasyon programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tümör tespiti ise elektrik alan (E-Alan), manyetik alan (H-Alan), akım yoğunluğu (J) ve Özgül Soğurma Oranı (SAR) değerlerinin tümörlü ve tümörsüz durumlarındaki farklılıkları ortaya çıkarılarak yapılmıştır. Ayrıca antenlerin

performanslarını belirlemek amacıyla çalışılan frekanslar için duran dalga oranı (VSWR), kazanç (G) ve geri dönüş kaybı (S_{11} -Return Loss) parametreleri de belirlenmiştir. Elde edilen anten performans sonuçları değerlendirilmiş ve meme kanseri tespiti için kullanılabilceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Elektromanyetik Alanlar, Meme Kanseri, HFSS, VIVALDI



ABSTRACT**MS THESIS****VIVALDI ANTENNA DESIGN AND APPLICATION FOR PERFORMANCE OF BREAST CANCER DETERMINATION****Beyza NEYİŞÇİ****Konya Technical University
Institute of Graduate Studies
Department of Electric and Electronic Engineering****Advisor: Assoc. Prof. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN****2019, 120 Pages****Jury****Assoc. Prof. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN****Asts. Prof. Duygu DURSUNOĞLU****Asts. Prof. Dilek UZER**

Cancer cells accumulate to form tumors. Tumors can be benign and malignant. Benign tumors are not cancerous and often do not repeat and do not spread to other parts of the body. Malignant tumors are cancerous and they grow irregularly. Cancer cell tumors can compress, infiltrate or destroy normal tissues. If cancer cells are separated from the tumor from which they are formed, they can spread to other parts of the body through blood or lymph circulation. They continue to grow by forming tumor colonies where they spread.

Today, the most common types of cancer are skin, lung, breast, digestive and reproductive system cancers. There are many methods of identifying malignant tumor tissues and therefore cancer. These methods include blood count, biochemical analysis, x-ray examinations, radioisotope scans, endoscopy, ultrasonography, computed tomography, magnetic resonance imaging, cytology, biopsy and histopathological diagnosis, microwave tomography.

Among the types of cancer, breast cancer is the most common and the most important type of early diagnosis for treatment. Breast cancer can have fatal consequences for many women if not treated appropriately. Therefore, early diagnosis is very important. Existing methods may not always give accurate results. For example; 4% to 34% of all breast cancers are poor, and cancerous tissues may not be detected due to contrast problems and the like. The microwave-based approach to early diagnosis is to collect and evaluate the reflected signals by sending signals to the chest. This requires a well-designed antenna with good performance. Signals are altered by reflections from skin, natural changes in tissue composition within the breast, and all tumors present. The purpose of this radar-based imaging is to distinguish the reflections caused by tumors from other reflections in the signals. In this study, a broadband" VIVALDI" antenna was developed for breast cancer diagnosis and performance of tumor tissues. In this study, both the design and the application of the antenna were realized. For the application, the ultra-wideband (UWB) VIVALDI antenna design was made using the high frequency electromagnetic field simulation (HFSS) program. For the performance of VIVALDI antenna, 6 different antennas with different dielectric base material thickness were designed by opening different patches in different sizes. FR4 dielectric base material with dielectric constant (ϵ_r) 4.4, tangent loss (δ) 0.025 and thickness (h) 0.8-1.6-2 mm were used in the designed antennas. The design and simulations of the antennas were realized using the Ansoft HFSS (High Frequency Structure Simulator) simulation program. Tumor detection was made by determining the differences between the electric field (E-Field), magnetic field (H-Field), current density (J) and Specific Absorption Rate (SAR) values in tumor and tumor free states. In order to determine the performance of the antennas, the fixed wave ratio (VSWR), gain (G) and return loss (S11-

Return Loss) parameters were determined for the frequencies studied. Antenna performance results were evaluated, and it was concluded that it can be used for breast cancer detection.

Keywords: Electromagnetic Fields, Breast Cancer, HFSS, VIVALDI



ÖNSÖZ

Çalışmalarında değerli bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, yardımlarını esirgemeyen, yüksek lisans tezim ile ilgili gerçekleştirdiğim çalışmalarda sonsuz sabır, hoşgörü ve ilmi ile yolumu aydınlatan danışmanım Konya Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Doç. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN'e; yine kıymetli tecrübeleriyle ve özel hayatımda her tökezlediğimde elimden tutan babam, Kemal NEYİŞCİ'ye; elini her daim üstümde hissettiğim, bu ve diğer bütün zorlu süreçlerimde en büyük destekçim olan annem Raziye NEYİŞCİ'ye teşekkürü bir borç bilirim.

Beyza NEYİŞCİ
KONYA-2019



İÇİNDEKİLER

TEZ BİLDİRİMİ	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
ÖNSÖZ	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER VE TABLOLAR.....	xiv
1.GİRİŞ	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Kaynak Araştırması	2
2. ARAŞTIRMA.....	7
2.1. Kanser Tanısında Kullanılan Yöntemler	7
2.1.1. Yardımcı tanı yöntemleri	7
2.1.2. Kan sayımı	7
2.1.3. Biyokimyasal analizler	7
2.1.4. Röntgen incelemeleri	7
2.1.5. Radyoizotop taramalar.....	8
2.1.6. Endoskopi	8
2.1.7. Ultrasonografi	8
2.1.8. Bilgisayarlı tomografi	9
2.1.9. Manyetik rezonans görüntüleme	9
2.1.10. Sitoloji	9
2.1.11. Biyopsi ve histopatolojik tanı.....	9
2.2. Alternatif Yöntemler	10
2.2.1. Mikrodalga tomografi	10
2.2.2. Radar temelli mikrodalga görüntüleme	11
2.3. Kanser Tedavisinde Kullanılan Yöntemler	12
2.3.1. Cerrahi	12
2.3.2. Radyoterapi	13
2.3.3. Kemoterapi	13
2.3.4. İmmünoterapi.....	14
2.3.5. Hormon tedavisi	14
2.3.6. Lazer tedavisi	14
2.4. Ülkemizde Kanser	14
2.5. Meme Kanseri	15
2.5.1. Meme yapısı.....	17
2.5.2. Meme yapısının elektriksel özellikleri.....	17

3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	19
3.1. Giriş.....	19
3.2. Antenin Tarihsel Gelişimi	19
3.3. Anten Analiz Metotları.....	21
3.4. Anten Teorisi	22
3.5. Anten Çeşitleri.....	24
3.5.1. Tel (Wire) antenler	24
3.5.2. Açıklık (Aperture) antenler	24
3.5.3. Mikroşerit antenler	25
3.5.4. Dizi antenler	26
3.5.5. Reflektör (Yansıtıcı) antenler	26
3.5.6. Lens antenler	27
3.6. Temel Anten Parametreleri	28
3.6.1. Işıma deseni	28
3.6.2. Işıma alanı bölgeleri.....	30
3.6.3. Yönlülük ve kazanç.....	31
3.6.4. Polarizasyon	32
3.7. Anten Besleme Çeşitleri.....	32
3.7.1. Mikroşerit hat besleme (Microstrip Line Feed).....	33
3.7.2. Koaksiyel prob besleme (Coaxial Feed).....	33
3.7.3. Açıklık kublajlı besleme (Aperture Coupled Feed).....	34
3.7.4. Yakınsak kublajlı besleme (Proximity Coupled Feed).....	35
3.8. VIVALDI Anten.....	36
3.8.1. Çalışma prensibi ve geometrisi	36
3.9. HFSS Simülasyon Programı	38
4. ANTEN TASARIMI, UYGULAMA VE TARTIŞMA.....	43
4.1. Giriş.....	43
4.2. Meme Tümörü Tespitinde Kullanılan Geliştirilmiş VIVALDI Anten Tasarımları	43
4.2.1. VIVALDI anten tasarımları	43
4.2.1.1. Üçgen yamalı ve yamasız anten tasarımları	44
4.2.1.2. Kare yamalı ve yamasız anten tasarımları	44
4.2.1.3. Kare ve üçgen yamalı antenlerin üretimi	45
4.3. Meme Dokusu Yapısı.....	46
4.3.1. Simülasyonlarda kullanılan meme dokusu yapısı.....	47
4.3.2. Deneylerde kullanılan meme dokusu yapısı	48
4.4. Tasarlanan Antenlerin HFSS Simülasyonları.....	49
4.4.1. Kare yamalı antenlerin simülasyon sonuçları.....	50
4.4.1.2. Anten 1 simülasyon sonuçları	50
4.4.1.3. Anten 2 simülasyon sonuçları	56
4.4.1.4. Anten 3 simülasyon sonuçları	61
4.4.2. Üçgen yamalı ve yamasız antenlerin simülasyon sonuçları	67
4.4.2.1. Anten 4 simülasyon sonuçları	67
4.4.2.2. Anten 5 simülasyon sonuçları	72
4.4.2.3. Anten 6 simülasyon sonuçları	77
4.4.2.4. Anten 7 simülasyon sonuçları	83
4.5. Tasarlanan Antenlerin Deney Ortamında Ölçümleri	89

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	95
KAYNAKLAR	97
ÖZGEÇMİŞ	101



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

E-Alan	: Elektrik Alan
H-Alan	: Manyetik Alan
VSWR	: Duran Dalga Oranı
G	: Kazanç
S_{11}	: Geri Dönüş Kaybı
J	: Akım Yoğunluğu
ϵ_r	: Dielektrik Sabiti
δ	: Tanjant Kaybı
σ	: İletkenlik Sabiti
λ	: Anten Dalga Boyu
D	: Anten Boyutu
$U_{\max}(\theta, \varphi)$: Anten maksimum ışınma yoğunluğu
P_{in}	: Anten Giriş Gücü
P_t	: Anten Toplam Işınma Gücü
f_H	: En Yüksek Çalışma Frekansı
f_L	: En Düşük Çalışma Frekansı
BW	: Anten Band Genişliği
R_L	: Yük Direnci
R_r	: Işınma Direnci
X_A	: Işınma Direncinin Sanal Bileşeni
Z_C	: İletim Hattının Karakteristik Empedansı
Z_A	: İletim Hattının Sonundaki Yük

Kısaltmalar

MŞA	: Mikroşerit Anten
HFSS	: Yüksek Frekanslı Anten Simülasyon Aracı
ADK	: Anten Tasarım Aracı
UWB	: Ultra Geniş Band
SAR	: Özgül Soğrulma Oranı
PCB	: Baskı Devre Kartı
FEM	: Sonlu Elemanlar Yöntemi
FDTD	: Sonlu Fark Metodu
MOM	: Momentler Metodu
IE	: İntegral Denklem
GTD	: Difraksiyonun Geometrik Kırınım Teorisi
EFIE	: Elektrik Alan İntegral Denklemi
MFIE	: Manyetik Alan İntegral Denklemi
GO	: Geometrik Optik

ŞEKİLLER VE TABLOLAR

Şekil 2. 1. Mikrodalga Tomografi.....	11
Şekil 2. 2. Radar Temelli Mikrodalga Görüntüleme.....	12
Şekil 2. 3. Tüm Yaş Gruplarındaki Cinsiyete Göre En Sık Görülen Kanserlerin Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2014)	15
Şekil 2. 4. Meme Dokusunun Fizyolojik Yapısı	17
Şekil 2. 5. Cole-cole modeli; iyi huylu ve kötü huylu tümör dokularının göreceli geçirgenliği ve iletkenliği ile ilgili birkaç çalışmayı göstermektedir. Siyah: iyi huylu tümör, kırmızı: kötü huylu tümör (M. Lazebnik, L. McCartney, D. Popovic, C. B. Watkins, M. J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, A. Magliocco, J. H. Booske, M. Okoniewski and S. C. Hagness.,2007).	18
Şekil 3. 1. Geçiş Cihazı Olarak Anten	22
Şekil 3. 2. İletim Hattının Thevenin Eşdeğeri.....	23
Şekil 3. 3. Tel Anten Çeşitleri.....	24
Şekil 3. 4. Açıklık (Aperture) Anten Çeşitleri	25
Şekil 3. 5. Dikdörtgen ve Dairesel Mikroşerit Anten Yapıları.....	25
Şekil 3. 6. Dizi Anten Çeşitleri	26
Şekil 3. 7. Tipik Reflektör (Yansıtıcı) Anten Çeşitleri	27
Şekil 3. 8. Lens Anten Çeşitleri	27
Şekil 3. 9. Anten Analizinde Kullanılan Koordinat Sistemi	28
Şekil 3. 10. (a) Bir dizi radyasyon lobuna sahip simetrik üç boyutlu kutup modeli, (b) Aynı model özelliklerinin gösterildiği doğrusal iki boyutlu desen	29
Şekil 3. 11. Yakın Alan Bölgesinden Uzak Alan Bölgesine Doğru Anten Genliğinin Tipik Değişimi.....	31
Şekil 3. 12. E-Alanın Dairesel ve Doğrusal Polarizasyonu (Constantine A. Balanis A., 2009) .	32
Şekil 3. 13. Mikroşerit Hat Besleme Metodu.....	33
Şekil 3. 14. Koaksiyel Prob Besleme Metodu.....	34
Şekil 3. 15. Açıklık Kublajlı Besleme Metodu	35
Şekil 3. 16. Yakınsak Kublajlı Besleme Metodu	35
Şekil 3. 17. VIVALDI Anten Çeşitleri.....	37
Şekil 3. 18. VIVALDI Anteninin Temel Geometrisi	37
Şekil 3. 19. HFSS Kullanım Alanları.....	39
Şekil 3. 20. FEM Çözümlemesinin Örnek Modellenmesi	40
Şekil 3. 21. IE Çözümlemesinin Örnek Modellenmesi.....	40
Şekil 3. 22. FEM+IE Hibrit Çözümlemesinin Uygulanması	41
Şekil 3. 23. Anten Tasarım Aracının Ara yüzü.....	42
Şekil 4. 1. Üçgen Yamalı VIVALDI Anten Tasarımları ve Boyutları.....	44
Şekil 4. 2. Kare Yamalı VIVALDI Anten Tasarımları ve Boyutları	45
Şekil 4. 3. Yamasız VIVALDI Antenin PCB Üretilmiş Hali.....	46
Şekil 4. 4. Üçgen Yamalı VIVALDI Antenin PCB Üretilmiş Hali	46
Şekil 4. 5. Meme Dokusu Yapısı ve Boyutları (a) Yandan Görünüşü, (b) Üstten Görünüşü	47
Şekil 4. 6. Hazırlanan Meme Fantomunun Üstten ve Yandan Görünümü.....	49
Şekil 4. 7. Kare Yamalı Antenlerin Simülasyon İçin Yerleşimleri	50

Şekil 4. 8. Üçgen Yamalı Antenlerin Simülasyon İçin Yerleşimleri	50
Şekil 4. 9. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	51
Şekil 4. 10. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği	51
Şekil 4. 11. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği	51
Şekil 4. 12. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği	52
Şekil 4. 13. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu)- H-Alan grafiği.....	52
Şekil 4. 14. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği	52
Şekil 4. 15. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	53
Şekil 4. 16. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	54
Şekil 4. 17. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu)- VSWR grafiği.....	54
Şekil 4. 18. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	54
Şekil 4. 19. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu)- H-Alan grafiği	55
Şekil 4. 20. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu)- SAR grafiği	55
Şekil 4. 21. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu)-Kazanç (Gain) grafiği.....	56
Şekil 4. 22. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği	56
Şekil 4. 23. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu)- VSWR grafiği	57
Şekil 4. 24. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği	57
Şekil 4. 25. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	57
Şekil 4. 26. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği	58
Şekil 4. 27. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu)-Kazanç (Gain) grafiği.....	59
Şekil 4. 28. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	59
Şekil 4. 29. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) - VSWR grafiği.....	60
Şekil 4. 30. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	60
Şekil 4. 31. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) - H-Alan grafiği	60
Şekil 4. 32. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği	61
Şekil 4. 33. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	62
Şekil 4. 34. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - S_{11} grafiği	62
Şekil 4. 35. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği	62
Şekil 4. 36. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği	63
Şekil 4. 37. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	63
Şekil 4. 38. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) – SAR grafiği.....	63
Şekil 4. 39. Anten 3 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	64
Şekil 4. 40. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği	64
Şekil 4. 41. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği	65
Şekil 4. 42. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği	65
Şekil 4. 43. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	65
Şekil 4. 44. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği	66
Şekil 4. 45. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	67
Şekil 4. 46. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği	68
Şekil 4. 47. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği	68
Şekil 4. 48. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu)- E-Alan grafiği	68
Şekil 4. 49. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	69
Şekil 4. 50. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) – SAR grafiği.....	69
Şekil 4. 51. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	70
Şekil 4. 52. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	70

Şekil 4. 53. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - VSWR grafiği.....	70
Şekil 4. 54. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	71
Şekil 4. 55. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	71
Şekil 4. 56. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği.....	71
Şekil 4. 57. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	72
Şekil 4. 58. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	73
Şekil 4. 59. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği.....	73
Şekil 4. 60. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	73
Şekil 4. 61. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	74
Şekil 4. 62. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) – SAR grafiği.....	74
Şekil 4. 63. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	75
Şekil 4. 64. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	75
Şekil 4. 65. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - VSWR grafiği.....	76
Şekil 4. 66. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	76
Şekil 4. 67. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	76
Şekil 4. 68. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği.....	77
Şekil 4. 69. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	78
Şekil 4. 70. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	78
Şekil 4. 71. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği.....	78
Şekil 4. 72. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	79
Şekil 4. 73. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	79
Şekil 4. 74. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği.....	79
Şekil 4. 75. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	80
Şekil 4. 76. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	81
Şekil 4. 77. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) – VSWR grafiği.....	81
Şekil 4. 78. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	81
Şekil 4. 79. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	82
Şekil 4. 80. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği.....	82
Şekil 4. 81. Yamasız anten tasarımı ve simülasyon için yerleşimi.....	83
Şekil 4. 82. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	84
Şekil 4. 83. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	84
Şekil 4. 84. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği.....	84
Şekil 4. 85. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	85
Şekil 4. 86. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği.....	85
Şekil 4. 87. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği.....	85
Şekil 4. 88. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği.....	86
Şekil 4. 89. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği.....	87
Şekil 4. 90. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) - VSWR grafiği.....	87
Şekil 4. 91. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği.....	87
Şekil 4. 92. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) –H-Alan grafiği.....	88
Şekil 4. 93. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği.....	88
Şekil 4. 94. Ölçümlerde Kullanılan Network Analizör.....	89
Şekil 4. 95. Ölçümlerde Kullanılan Anten-Doku Düzeneği.....	90
Şekil 4. 96. Anten 6'nın Tümörsüz Meme Dokusu ile Yapılan Ölçüm Grafiği.....	91
Şekil 4. 97. Anten 6'nın Tümörlü Meme Dokusu ile Yapılan Ölçüm Grafiği.....	91

Şekil 4. 98. Anten 6'nın Tümörlü ve Tümörsüz Meme Fantomu ile Ölçüm Sonuçları Grafiği .	92
Şekil 4. 99. Anten 7'nin Tümörsüz Meme Dokusu ile Yapılan Ölçüm Grafiği.....	92
Şekil 4. 100. Anten 7' nin Tümörlü Meme Dokusu ile Yapılan Ölçüm Grafiği.....	93
Şekil 4. 101. Anten 7'nin Tümörlü ve Tümörsüz Meme Fantomu ile Ölçüm Sonuçları Grafiği	94

Tablo 1. Türkiye'de En Sık Görülen Kanser Ölümleri 2013 Yılı (Türkiye Halk Sağlığı Kurumu Kanser Daire Başkanlığı, 2013)	15
Tablo 2. Meme Fantomu Karışımı	48
Tablo 3. Antenlerin Simülasyon Sonuçları	95
Tablo 4. Antenlerin Deney Ortamında Ölçümleri.....	96



1.GİRİŞ

1.1. Giriş

Kanser günümüzün en önemli sağlık sorunlarından biridir. Tanı ve tedavi yöntemlerindeki yenilikler, insanların sağlık kuruluşlarından yararlanma olanaklarının artması, diğer hastalıkların tedavisindeki tıbbi gelişmeler ve buna bağlı insanların ortalama yaşam süresinin uzaması gibi çeşitli nedenlerden dolayı kanser tedavisinin önemi giderek artmaktadır.

Kanser teşhis ve tedavisinin önemini artıran bir diğer unsur ise ölüm oranlarının yüksek olmasıdır. Birçok gelişmiş ülkede kanserden ölüm oranları kalp-damar hastalıklarından sonra ikinci sırayı almaktadır. Ülkemizde de 0-1 yaş grubu hariç tutulursa ölüm nedenleri arasında ikinci sırada yer almakta ve 10 ölümden biri kanser hastalığından kaynaklanmaktadır. Kanserinin erken teşhis ve tedavisi yapılarak kanserli hastalarda önemli oranda iyileşme mümkün olabilmektedir.

İnsan vücudunu oluşturan hücreler bir araya gelerek dokuları, dokular ise bir araya gelerek organları oluşturmaktadır. Organ ve dokular oluşurken hücreler belirli bir düzen içerisinde ve belirli iş bölümleri yaparak bir araya gelirler. Organizmanın temel birimi olan bu hücreler belirli bir hızda ve kontrol altında çoğalırlar bunun yanında yaşlanan hücrelerde belirli bir hızda vücut tarafından yok edilirler.

Kanser en kısa tanımı ile hücrelerin kontrolsüz şekilde çoğalmaları demektir. Bu çoğalma sırasında kanser hücresinde, normal hücrelere göre yapısal ve işlevsel farklılıklar çıkacaktır. Örneğin; hücre normalde yaptığı işlevlerini yapmazken, bazen de normalde olmayan bazı yeni işlevleri de yapmaya başlayabilir. Anormal şekilde çoğalmaya başlayan bu hücreler etraflarındaki ya da uzaktaki doku ve organlara yayılabilir hatta bu bölümlerin görevlerini engelleyebilir. Vücudun hücre büyüme kontrolünün bozulmasıyla kanser hastalığının ortaya çıkmasına kadar geçen süre ortalama 15-20 yıldır fakat bu süre kanser türlerine göre çeşitlilik göstermektedir. Sebepleri bilinmeyen kanser hastalığının oluşum mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Ancak bu konu üzerine günümüzde yapılan tıbbi çalışmalarla önemli ilerlemeler kaydedilmektedir. Kanserler köken aldıkları doku ve organlara göre adlandırılırlar. Belirti, bulgu ve tedavi yöntemleri de kanserin türüne göre değişim göstermektedir. Günümüzde en sık görülen kanser türleri ise deri, akciğer, meme,

sindirim ve üreme sistemlerinden kaynaklanan kanserlerdir (Sherman CD, Çalman KD, Eckhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

Kanser türleri arasında en yaygın ve tedavi için erken teşhisin en önemli olduğu tür, meme kanseridir ve erken teşhis oldukça önemlidir. Erken teşhise yönelik mikrodalga temelli yaklaşımda iyi tasarlanmış ve performansı iyi olan bir antene gerek duyulur. Sinyaller, ciltten, meme içindeki doku kompozisyonundaki doğal değişikliklerden ve mevcut tüm tümörlerden yansyarak değişikliğe uğrar. Radar tabanlı bu görüntülemenin amacı, tümörlerin yol açtığı yansımaları, sinyallerdeki diğer yansımalarından ayırmaktır. Bu tez çalışmasında meme kanseri teşhisi ve tümör dokularının tespiti için performansı geliştirilmiş geniş bant özelliğine sahip “VIVALDI” anten önerilmiştir. Çalışmada antenin hem tasarımı hem de uygulaması gerçekleştirilmiştir. Vücuda gönderilen sinyallerin muhtemel tümör dokusundan yansımalarının ve gönderilen sinyalle farkının belirgin olabilmesi için anten tasarımına titizlik gösterilmiş ve anten yapısında çeşitli kombinasyonlar denenmiştir. Uygulama için, ultra geniş bantlı (UGB) VIVALDI anten tasarımı, yüksek frekanslı elektromanyetik alan simülasyonu (HFSS) programı kullanılarak yapılmıştır. VIVALDI antenin performansı için farklı boyutlarda farklı yamalar açılarak ve farklı dielektrik taban malzemesi kalınlığına sahip 6 adet anten tasarlanmıştır. Antenlerin tasarımı ve simülasyonları Ansoft HFSS (High Frequency Structure Simulator) simülasyon programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tümör tespiti ise elektrik alan (E-Alan), manyetik alan (H-Alan), akım yoğunluğu (J) ve Özgül Soğurma Oranı (SAR) değerlerinin tümörlü ve tümörsüz durumlarındaki farklılıkları ortaya çıkarılarak yapılmıştır. Ayrıca antenlerin performanslarını belirlemek amacıyla çalışılan frekanslar için duran dalga oranı (VSWR), kazanç (G) ve geri dönüş kaybı (S_{11} -Return Loss) parametreleri de belirlenmiştir.

1.2. Kaynak Araştırması

Kompakt Yan Oluklu Yönlü Anten ile Mikrodalga Meme Phantom Ölçüm Sistemi” isimli makalede; Yeni, eksiksiz ve kapsamlı meme fantomu ölçme sistemi sunulmuştur. Meme fantomu ölçümü için bir yan yamalı VIVALDI anten kullanılmıştır. Işıma, elektriksel uzunluğunu arttırmak ve daha yüksek kazanç ile daha güçlü direktif radyasyon üretmek için altı yan yama açılarak modifiye edilmiştir. Bu yaklaşım, antenin boyutunu değiştirmeden daha düşük çalışma frekansını sağlar ve kazancı ile

verimliliğini arttırmıştır. Anten, meme içindeki istenmeyen tümör hücrelerini algılamak için bir meme fantom ölçüm sistemindeki alıcı verici olarak kullanılmıştır. Ölçüm sonuçları, antenin, 1.54 ile 7 GHz arasında yaklaşık %127'lik bir bant genişliğine, geri dönüş kaybı <10 dB ve tek yönlü radyasyon modeline sahip olduğunu, maksimum kazancın 9.8 dBi olduğunu ve radyasyon verimliliğinin, radyo frekansı üzerindeki efektif verime göre yaklaşık %92 olduğunu göstermiştir. Görüntüleme sisteminin elde edilen performansı, insan göğsünde istenmeyen tümörlerin erken tespiti için kullanılmasını desteklemiştir (Mohammed Tariqul Islam, MD. Zulfiker Mahmud, Norbahiah Mısrın, Jun-ichi Takada, Mengü CHO., 2017).

"Radyasyonu Geliştirilmiş Yeni Minyatür Antipod VIVALDI Anten Araştırması" isimli makalede; yeni bir antipodal VIVALDI anten (AVA) önerilmiştir. Normal yuva kenarlarının (RSE) ilavesi, antenin boyutuyla birlikte çalışma frekansının %9 düşürmesine yardımcı olmuştur. Geliştirilmiş anten, deneysel olarak imal edilip gerçekleştirilmiştir. Ölçülen sonuçlar, simülasyon sonuçlarıyla mükemmel bir şekilde uyum sağlamıştır ve bu da yeni tasarımın fizibilitesini kanıtlamıştır (Geer Teni, Ning Zhang, Jinghui Qiu, and Pengyu Zhang.,2013).

"Meme Kanseri Algılama için Dielektrik Gömülü Konik Yuvalı UWB Antenin Simülasyon Tasarımı ve Testi" isimli makalede; Bir bozulma-içermeyen ultra geniş bant konik yuvalı anten, eşleme sıvısı gerektirmeden geniş band empedansı uyumu ve yüksek kazanç elde etmek üzere tasarlanmıştır. Anten, kompakt boyut ve performans iyileştirmesi için uygun bir dielektrik malzemeye yerleştirilmiştir. Yakın alan testi; radyasyon desenini ve kutupsal izolasyonu çizdirmek için antenin yakınına birkaç saha probu yerleştirilerek simüle edilmiştir. Anten, yakın alanda son derece direktif bir model ve polarizasyon izolasyonu sergilemiştir. Sonuçlar, düşük bozulma göstermiştir ve bant genişliği artışı ile bozulma azaltımı için antenin dielektrik tabakalar tarafından kaplanmasının önemini göstermiştir. Meme kanseri saptamasında anten performansını değerlendirmek için, üç meme fantomu "raster scan (ızgara tarama)" görüntüleme metodu kullanılarak görüntülenmiştir. Meme arka plan verilerine ihtiyaç duymadan, tümörleri saptamak için iki yaklaşım önerilmiştir. Sonuçların antenin meme görüntülemesinde iyi bir performans sergilediğini, karmaşık çok tabakalı fantom ve tümör içeren diğer yapılar için tümörün algılamasında kullanılabileceğini göstermiştir (Dheyaa T. Al-Zuhairi, John M. Gahl, Adil Al-Azzawi, Naz E. Islam., 2017).

“Radar ve Mikrodalga Görüntüleme Uygulamaları için Yüksek Kazançlı VIVALDI Anten” isimli makalede; Radar ve mikrodalga görüntüleme uygulamaları için UWB yüksek kazançlı kompakt VIVALDI anteni sunulmuştur. Anten, 2.9 GHz’den 11 GHz’ e kadar geniş bir band genişliği sağlanmış ve 0.8 mm kalınlığa sahip düşük maliyetli bir FR4 alt katman üzerinde tasarlanmıştır. Önerilen anten tasarlanırken başlangıçta geniş empedans bant genişliği performansları için kompakt üssel yamalı VIVALDI anteni sunulmuştur. Ayrıca, VIVALDI anteni, üstel metalik ışınma bölümünün kenarlarına yamalar eklenerek modifiye edilmiştir. Periyodik olarak eklenmiş yamalar, küçük metal şeritlerden oluşmuştur. Böylelikle antenin düşük frekans bandı ile birlikte yöneltimi de artırılmış ve kazançta önemli ölçüde iyileşme sağlanmıştır. Anten mekanizmasını anlamak için yüzey akım dağılımları ve giriş empedansı çizimleri sunulmuştur (G. K. Pandey, H. S. Singh, P. K. Bharti, A. Pandey, and M. K. Meshram., 2015).

“Tüm Frekans Bandlarına Uyumlu Meme Kanseri Algılayan UWB Anten Tasarımı” isimli makalede; Meme kanseri tespiti için iki UWB dengeli antipodal VIVALDI antenin tasarımı ve uygulanması tanıtılmıştır. Antenlerin bant genişliği 2,6 GHz’den 11,6 GHz’e kadar uzanmıştır. Sorun, daha düşük frekans bandında uygun olmayan radyasyon deseninden kaynaklanmıştır. Bu problem, antenin kenarında dikdörtgen yarıklar eklenerek çözülmüştür. Kesitlerin boyutları CST simülatörü kullanılarak optimize edilmiş ve etkileri gösterilmiştir. Ayrıca, meme tümörleri tespiti için tümürlü ve tümörsüz iki ayrı meme fantomu önerilmiştir. Fantomun dielektrik sabiti gerçek meme dokularına ve gerçek tümörlere nispeten yakın değerler alınmıştır. Düşük maliyetli FR4 malzemesi anten yüzeyi kullanılmıştır. Önerilen antenler imal edilmiş ve ölçülmüştür. Simülasyon sonuçları ve ölçülen sonuçlar arasında iyi bir uyum sağlanmıştır (T. G. Abouelnaga, A. F. Desouky., 2017).

“Kanser Algılama için Mikrodalga Görüntüleme Tabanlı Ultra Geniş Bantlı Anten” isimli makalede; Radar temelli mikrodalga görüntüleme ile meme kanseri erken teşhis için bir yöntem önerilmiştir. Bu görüntüleme sistemi düşük maliyetli, kullanımı kolay, yüksek görüntü çözünürlüğü nedeni ile erken kanser tespiti için sunulmuştur. İlk aşamada, ultra-geniş bant VIVALDI anteni ve yarıklı VIVALDI anteni önerilmiştir. Tasarlanan antenler ultra geniş bant çalışma frekansını kapsamaktadır. İkinci aşamada, düzlemsel meme fantomu ve yarı küre meme fantomu tasarlanmıştır. Bu iki meme fantomu sırasıyla CST mikrodalga stüdyosu ve suni doku malzemeleri kullanılarak

simüle edilmiş ve üretilmiştir. Daha sonra, tek bir anten konfigürasyonuna ve bir anten çifti konfigürasyonuna dayanan sistemler önerilmiştir. Bu iki sistem frekans ve zaman spektrumlarında ölçülen saçılma sinyalleri ile düzlemsel meme fantomu ve yarı küre meme fantomunu ölçmek için kullanılmıştır. Ölçüm sonuçlarına dayanarak antenin tümöre yaklaşmasıyla yansıyan enerjinin arttığı sonucuna varılmıştır; aksi takdirde, anten tümörden uzaklaştığında yansıyan enerjinin azaldığı sonucuna varılmıştır (Zhang Haoyu, 2014).

“Tümör Tespiti için UWB VIVALDI Anteninin Optimizasyonu” isimli makalede; UWB VIVALDI Anten yapısı sunulmuştur ve beyin tümörünün saptanması için analiz edilmiştir. Radyasyon insan kafası fantomu içinde tümör modeli ile araştırılmıştır. Anten, FR-4 alt tabaka malzemesiyle birlikte tasarlanmıştır ve kafa dokusu ile iyi uyum sağlaması için geçirgenliği 40' ın altında test edilmiştir. Sonuçta, antenin 329.25x153x1.6 mm boyutundaki tasarımıyla iyi bir performans elde edilmiştir. Ayrıca antenin 100 MHz ile 1.4 GHz band aralığında çalıştığı tespit edilmiştir. Simülasyon, antenin tasarımını optimize etmek ve böylece tespit edilecek dokular ile enerji etkileşimini en üst düzeye çıkarmak için etkili bir araç sağlamıştır (Mohammed A. Alzabidi, Maged A. Aldhaeabi and Ibrahim Elshafiey.,2013).

“Beyin Tümörü Tespiti için Tasarlanan Akıllı Anten Dizisi” isimli makalede; akıllı anten dizisi, beyin tümörünü algılaması için tasarlanmış ve imal edilmiştir. Akıllı anten dizisi, üç ultra geniş bant VIVALDI anteninden oluşturulmuştur. CST Mikrodalga Stüdyosu ile dört katlı beyin modeli oluşturulmuştur ve simüle edilmiştir. Kafatasına yakın beyaz maddeye 5 mm’lik bir tümör yerleştirmiştir. Beynin içine kısa bir ışın gönderilmiş ve yansıtılan sinyaller, farklı pozisyonlara yerleştirilen bir veya daha fazla alıcı antenle tespit edilmiştir. Yansıyan sinyallerin analizi, akıllı anten dizisi tabanlı görüntüleme sistemi kullanarak beyin kanseri tespiti için kullanılabileceğini göstermiştir (Zhang Haoyu, Ahmed O. El-Rayis, Nakul Haridas, Nurul H. Noordin, Ahmet T. Erdogan, Tughrul Arslan., 2011).

“RF Meme Kanseri Tespiti İçin Kullanılan MUSIC Algoritmasından Esinlenmiş Karakterize Edilmemiş VIVALDI Anten” isimli makalede; yeni bir RF meme kanseri tespit sistemi tanıtılmıştır. Basitleştirilmiş meme fantomu, MUSIC (Çoklu Sinyal Sınıflama)' den ilham alınan algılama algoritması ve “ParEGO” VIVALDI antenden oluşan sistem bileşenleri ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Performansı değerlendirmek için

basit bir 2-D fantom kullanılmıştır, sistem gerçek antenle gerçekleştirilmiştir ve farklı kritik senaryolarda test edilmiştir. Tümör dokusu, deri tabakasından farklı mesafelere yerleştirildiğinde, tek bir 5 mm'lik tümörün tespitinde başarılı olmuştur. Son olarak, sistem, kötü huylu ve iyi huylu dokular arasındaki dielektrik kontrastı önemli ölçüde azaltan fibril-bezi yapılarının (FGS) varlığında test edilmiştir. Hem dağınık hem de büyük FGS için, tümör doğru bir şekilde hassas bir şekilde tespit edilmiştir. Sonuç olarak, burada önerilen RF algılama sistemi, erken evre meme kanseri teşhisi için cesaret verici performans göstermiştir. MUSIC benzeri algoritmaların, ideal olmayan anten için uygun olduğu kanıtlanmıştır ve önemli senaryolarda doğru şekilde tümör tespitini gerçekleştirmiştir (Ruvio G., Solimene R., Ammann M., Pierri R., 2013).



2. ARAŞTIRMA

2.1. Kanser Tanısında Kullanılan Yöntemler

2.1.1. Yardımcı tanı yöntemleri

Kanser tanısında kullanılan çok sayıda yöntem bulunmaktadır ve herhangi bir kanser türüne tanı konulacağı zaman bu yöntemler birlikte kullanılmaktadır. Bunun nedeni bir yöntemle tanı koymanın çoğu zaman mümkün olmaması ve farklı kanser türlerinde bazı yöntemlerin öncelik kazanmasıdır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.2. Kan sayımı

Tüm hastalarda ilk olarak yapılan hastanın alyuvarlarının ve akyuvarlarının hastalıktan etkilenip etkilenmediğini gösteren tanı yöntemidir (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.3. Biyokimyasal analizler

Kan ve vücut sıvılarındaki çeşitli biyomoleküllerin (enzimler, elektrolitler, mineraller, hormonlar, immün kompleksler, antikorlar, eser elementler vb.) düzeyleri ölçülür. Biyomoleküllerin normalde vücutta bulunması gereken miktarları vardır bu nedenle miktarlarındaki azalma-artma veya normalde vücutta bulunmayan bazı maddelerin ise vücutta bulunması tanı ve uygulanacak tedavi yöntemleri için yol gösterici olmaktadır. Ancak biyokimyasal incelemeler tek başlarına yeterli değildirler, diğer tanı yöntemleri ile desteklenmelidirler (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.4. Röntgen incelemeleri

Sıklıkla kullanılan tanı yöntemidir. Akciğer, kemik, ağızdan Radyopak madde ile çekilen sindirim sistemi ve damardan radyopak madde ile çekilen böbrek-idrar yolları filmleri röntgenlerin en sık uygulamalarıdır. Memedeki şüpheli kitlelerin görüntülenmesinde ise "Mammografi" özel bir tanı yöntemi olarak kullanılmaktadır. Kanser dışındaki bazı hastalıklarda benzer bulguları gösterebileceği için sadece röntgen

filmleri ile kanser tanısı koymak yanıltıcı olabilir. Bu nedenle kanserde kesin tanı için mutlaka biyopsi ve histopatolojik inceleme gereklidir (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.5. Radyoizotop taramalar

Bu yöntemde radyoaktif işaretli bazı maddeler vücuda verilerek, ilgili organlardaki dağılımları o maddelerin yaydığı radyoaktivitenin özel cihazlarla ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Bu yöntem yardımcı tanı yöntemi olup tek başına tanı koydurucu değildir. Özellikle karaciğer, dalak, tiroit, beyin ve kemik sintigrafileri en sık yapılanlarıdır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.6. Endoskopi

İçi boş organların içine özel aletle girilerek hasta bölge doğrudan görüntülenerek incelenebilir ve kanser şüphesi taşıyan bölgeden de aynı zamanda biyopsi yapılabilmesi de bu yöntemin en önemli avantajıdır. Bu yöntemle yemek borusu, mide, oniki parmak bağırsağı, kalın bağırsak, solunum yolları, mesane ve kadın üreme organları vb. organlar incelenebilir (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.7. Ultrasonografi

Bu yöntem, yüksek frekanslı ses dalgaları organlara gönderilmesi ve bu organlardan yansıyan elektromanyetik ışınların kaydedilerek ekrana yansıtılması esasına dayanır. Verdiği güvenilir bilgiler ve en zararsız yöntem olması nedeni ile günümüzde en yaygın kullanılan yöntemlerden biridir. Özellikle karın bölgesi kanserlerinde sıklıkla kullanılmaktadır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.8. Bilgisayarlı tomografi

Bu yöntemde röntgen ışınları ile bilgisayar teknolojisi birleştirilmiştir. Diğer radyolojik yöntemler ile görüntülenemeyen ayrıntıların görüntülenebilmektedir. 1 cm'lik tümör dokularını gösterebilme avantajına sahiptir. Özellikle diğer yöntemlerle iyi görüntülenemeyen beyin tümörlerinde olmak üzere, tüm kanser türlerinin görüntülenmesinde de yaygın olarak kullanılmaktadır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.9. Manyetik rezonans görüntüleme

Hastaya zarar vermeyen, radyasyonun kullanıldığı en yeni görüntüleme yöntemidir. Bu avantajlara ek olarak daha ayrıntılı ve daha net görüntü vermesi nedeni ile de çok yaygın kullanım alanı bulmuştur. Pahalı bir tetkik olmasına rağmen teknolojik gelişmelerle birlikte maliyetinin de düşürülmesi umut edilmektedir. Ülkemizde de büyük sağlık merkezlerinde kullanılmaktadır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.10. Sitoloji

Son yıllarda vücut salgılarına dökülen hücrelerin mikroskop altında incelenmesi ile birçok kanser türünde tanı konması mümkün olabilmektedir. Solunum sisteminde, idrar yollarında ve kadın üreme sisteminde sık kullanılan bir yöntemdir. Özellikle balgam incelemesi, kadınlarda rahim ağzından alınan örneklerin incelenmesi oldukça yararlı olmaktadır. Son yıllarda radyolojik tetkiklerin yardımı ile kanserli dokulardan alınan ince iğne aspirasyonları da kanser tanısında sıklıkla kullanılmaktadır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.1.11. Biyopsi ve histopatolojik tanı

Bu yöntem kanserli dokudan biyopsi ile alınan doku örneklerin mikroskop altında incelenmesi demektir. Şüphelenilen dokulardan mutlaka biyopsi alınmalıdır

(Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.2. Alternatif Yöntemler

Kanser teşhisinde kullanılması gündeme gelen mikrodalga görüntüleme yöntemi, düşük maliyetli olması ve insan vücudunu etkileyen radyasyonun az olması nedeniyle birçok araştırma grubunun dikkatini çekmiştir. Mikrodalga görüntüleme yöntemleri, pasif veya aktif olmak üzere sınıflandırılabilir. Pasif mikrodalga görüntüleme yönteminin çalışma prensibi, göğse gönderilen mikrodalga ışıması sonucu kanserli ve sağlıklı dokular arasındaki yüksek sıcaklık farkına dayanmaktadır (Vitaliy Zhurbenko.,2011). Mikrodalga ışıma sinyallerini iletmek veya almak için genellikle radyometre cihazı kullanılır. Pasif mikrodalga görüntülemenin dezavantajı ise tümör dokusu tarafından yayılan ışımanın tespit edilmesinin zorluğudur. Bu nedenle yayılan ışımalardaki küçük değişikliklerin tespit edilebilmesi için kullanılacak radyometrenin hassasiyetinin yüksek olması gerekmektedir. Bir diğer dezavantaj ise çevresel ısı kaynaklarının radyometreyi kolayca etkileyebiliyor olmasıdır.

Aktif mikrodalga görüntüleme, sağlıklı ve tümörlü dokular arasındaki elektromanyetik özelliklerdeki büyük farklılıklara dayanmaktadır. Mikrodalga tomografi (P. Meaney, M. Fanning, D. Li, S. Poplack, and K. Paulsen., 2000) ve radar temelli görüntüleme [23] (D.Gibbins, M.Klemm, I.J.Craddock, J.A.Leendertz, A.Preece, R. Benjamin., 2010) olmak üzere iki aktif mikrodalga görüntüleme yöntemi bulunmaktadır. Genelde meme kanseri tespiti için kullanılan radar temelli görüntüleme yöntemi, tümör ve etrafındaki sağlıklı dokular arasındaki yüksek dielektrik farka dayanan görüntüler oluşturarak tümörün saptanmasına dayanmaktadır. (Zhang Haoyu, 2014)

2.2.1. Mikrodalga tomografi

Genellikle mikrodalga tomografide Şekil 2.1.'de gösterildiği gibi hasta kapsülle çevrili bir muayene masasında yatırılır. (P. Meaney, M. Fanning, D. Li, S. Poplack, and K. Paulsen., 2000) Kapsüle konfigüre edilen anten dizisi, gürültüyü ve çoklu yansımaya

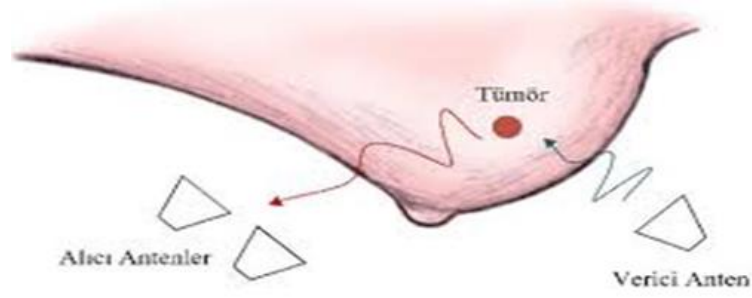
neden olan statik elektrik etkilerini azaltmak için sıvısına daldırılır. Bu anten dizisi mikrodalga sinyallerini iletmek ve sinyalleri almak için birkaç antenden oluşmaktadır. Tümörlü dokunun pozisyonunu belirlemek için ise elektriksel özelliklerdeki farklılıklar kullanılabilir.



Şekil 2. 1. Mikrodalga Tomografi

2.2.2. Radar temelli mikrodalga görüntüleme

Radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yönteminde ışınma sonrası yansıyan sinyallerin kullanılmasıyla görüntüler oluşturularak tümörün konumunun belirlenmesi amaçlanmaktadır. Mikrodalga tomografi yöntemiyle karşılaştırıldığında, radar tabanlı mikrodalga görüntüleme memeden ziyade tümörün görüntülenmesine odaklanır. Bu nedenle, radar tabanlı mikrodalga görüntüleme ile ilgili sinyal işleme, mikrodalga tomografisinde olduğundan daha kolaydır. Ayrıca, radar tabanlı mikrodalga görüntüleme Şekil 2.2.'de de görüldüğü gibi düşük ve yüksek frekansları içeren Ultra geniş bantlı (UWB) frekanslar kullanılmaktadır. Düşük frekans bandı, yeterli frekans derinliği sağlarken yüksek frekans bandı, elde edilen görüntülerin çözünürlüğünü artırmaktadır. Böylece hem derinde bulunan hem de küçük boyutlu tümör hücreleri düşük frekans ve yüksek frekans bantlarına dayanarak tespit edilebilmektedir (Zhang Haoyu, 2014).



Şekil 2. 2. Radar Temelli Mikrodalga Görüntüleme

Radar tabanlı görüntüleme prototip sistemleri, multi-statik radar [(P. Meaney, M. Fanning, D. Li, S. Poplack, and K. Paulsen, 2000)- (J. M. Sill and E. C. Fear., 2005) - (D.Gibbins, M.Klemm, I.J.Craddock, J.A.Leendertz, A.Preece, R. Benjamin., 2010)] ve mono-statik radar sistemleri olarak sınıflandırılabilir. (Y. Xie, B. Guo, L. Xu, J. Li and P. Stoica.,2005) Kanser teşhisi için mikrodalga görüntüleme düşük maliyetli ve iyonlaştırmayan radyasyon gibi avantajlarından dolayı birçok araştırma grubunun dikkatini çekmektedir (Zhang Haoyu, 2014).

2.3. Kanser Tedavisinde Kullanılan Yöntemler

Kanser halk arasında tedavisi mümkün olmayan amansız bir hastalık olarak bilinmektedir. Bu tip düşünceler tanıda gecikmelere neden olmakta ve tedaviyi güçleştirmektedir. Halbuki kanser, tedavisi mümkün hastalıklar grubundadır.

Kanser tedavisinde kullanılan başlıca yöntemler; cerrahi, radyoterapi, kemoterapi ve immünoterapidir. Hastalığın cinsi ve vücuttaki yaygınlığına göre çeşitli tedavi yöntemleri birlikte kullanılmaktadır. Tedavi yöntemlerinin açıklamaları aşağıda yer almaktadır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.3.1. Cerrahi

Cerrahi, eski zamanlardan beri kullanılan yaygın tedavi yöntemlerinden biridir. Bugün kanserden iyileşen hastaların çoğunluğunda (%75-80) ilk tedavi yöntemi olarak kullanılmıştır. Cerrahi; tanısal cerrahi, önleyici cerrahi, küratif (radikal) cerrahi ve palyatif cerrahi olmak üzere kanser tedavisinde değişik amaçlarla da kullanılmaktadır

(Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.3.2. Radyoterapi

Radyoterapi, kanser tedavisinde X ray -ışınları, gamma ışınları, elektronlar gibi iyonize ışınların kullanılması ile kanserli hücreyi tahrip ederek yok edilmesi yöntemidir. Ancak bazı kanser cinsleri radyoterapiye duyarlı iken bazıları direnç gösterebilir. Radyoterapide, yine cerrahi yöntemi gibi radikal ve palyatif amaçlarla kullanılmaktadır. Radyoterapide kullanılan ışınlar geliştirilen özel tıbbi aletler aracılığı ile uygulanmaktadır. Hastaların radyasyonun yan etkilerinden korunması için her kanser türünde ayrı ayrı tedavi planlamaları yapılmalıdır ve uygulanmalıdır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.3.3. Kemoterapi

Kanser konusunda yapılan çalışmalar, kanserin lokal tedavisinin (sadece cerrahi ve/veya radyoterapi ile kanserin bulunduğu yerin tedavisi) başlangıçta saptanmamış olsa bile daha sonra vakaların %50'sinden fazlasında başarısızlıkla sonuçlanmaktadır ve süreci başa döndürmektedir. Bu nedenle hastalara kemoterapiyle tedavi yöntemi uygulanmalıdır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

Kemoterapi kanserin ilaçla tedavi edilmesi yöntemidir. Kemoterapi sistematik bir tedavi yöntemi olup sadece hastalığın başladığı yere değil tümörden uzak organlara yayılmış olan, saptanmış veya saptanamayan tüm kanserli hücrelere etki etmektedir. Bu tedavi yönteminde kullanılan ilaçlar çeşitli kimyasal maddeler, alkaloidler, antibiyotikler ve bazı hormonlar içermekte olup kanser hücrelerinin çoğalmalarını durdurmakta hatta yok etmektedir. Günümüzde çeşitli kanser türlerinde kemoterapi tedavisi kullanılmaktadır. Ancak bu ilaçlar vücuttaki normal hücrelere de etki edebilir ve ciddi yan etkilere yol açabilirler hatta bazı etkiler kalıcı olabilir (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.3.4. İmmünoterapi

Vücutun bağışıklık sistemini uyarmanın kanser tedavisinde etkili olabileceği yolunda bilimsel çalışmalar ve kanıtlar bulunmaktadır. Bu amaçla BCG aşısı gibi bağışıklık sistemi uyarıcıları, interlökin ve interferon gibi biyolojik moleküller kullanılmaktadır. Fakat klinik uygulamalar bu konuda daha çok çalışma yapılması gerektiğini göstermiştir (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.3.5. Hormon tedavisi

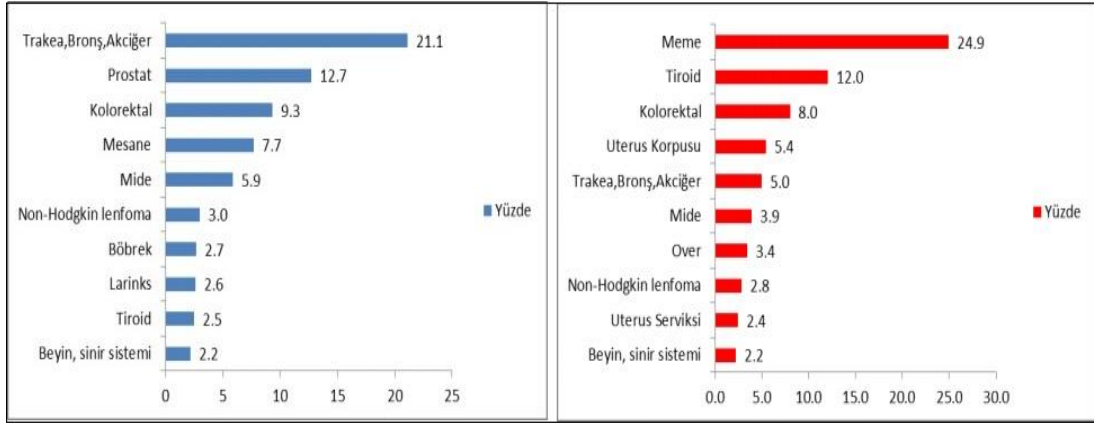
Hormona bağlı olarak gelişen bazı tümör çeşitlerinde (örneğin meme ve prostat kanseri vb.) ilgili organa özel bazı hormonlar tedavi amacı ile kullanılmaktadır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.3.6. Lazer tedavisi

Tıpta daha yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. Ameliyatlarda yararlı olabilmektedir. Ancak kan serde henüz yaygın olarak kullanılmamaktadır. Bazı durumlarda beyin tümörlerinde, gırtlak kanserlerinde kullanılmaktadır (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.4. Ülkemizde Kanser

Şekil 2.3. de görüldüğü gibi 2010 yılında ülkemizde yapılan çalışmaların sonucunda erkeklerde akciğer, kadınlarda ise meme kanseri en sık görülen kanser türü olduğu ortaya çıkmıştır (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2010). Buna ek olarak 2013 yılında yapılan çalışmalarda ülkemizdeki ölümlü kanser vakaları incelendiğinde de (Tablo 1) yine kadınlarda meme, erkeklerde ise akciğer kanseri birinci sırada yer almaktadır.



Şekil 2. 3. Tüm Yaş Gruplarındaki Cinsiyete Göre En Sık Görülen Kanselerin Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2014)

Tablo 1. Türkiye'de En Sık Görülen Kanser Ölümleri 2013 Yılı (Türkiye Halk Sağlığı Kurumu Kanser Daire Başkanlığı, 2013)

Erkek		Kadın	
Kanser Türü	%	Kanser Türü	%
Akciğer	69.2	Meme	40.7
Prostat	37.6	Tiroid	16.2
Mesane	21.7	Kolorektal	13.2
Kolorektal	20.8	Uterin Korpus	8.6
Mide	18	Akciğer	8.2
Larinks	9.1	Mide	7.7
NHL	6.9	Over	6.9
Beyin, sinir sistemi	6.1	NHL	5
Pansreas	6.1	Beyin, sinir sistemi	4.4
Böbrek	5.8	Serviks	4.1
Tiroid	3.9	Mesane	3
Meme	0.8	Larinks	0.5

2.5. Meme Kanseri

Tümör dokusu, kanserli hücreler olarak adlandırılan anormal derecede hızlı büyüyen hücrelerden oluşan doku yumağı tarafından oluşturulur. (Cooper GM., 1992) (Saunders, Christobel; Jassal, Sunil., 2009). Normalde az sayıda kanserli hücre vücudun bağışıklık sistemi tarafından yok edilebilir. Fakat tümör hücrelerinin büyüme hızı bağışıklık sisteminin yanıt kabiliyetinin sınırlarına ulaşması halinde kanserli hücreler kontrolden çıkabilir ve tümörlü doku kütlesi oluşturabilir. Ayrıca kanser hücresi onkogenlerin veya gen mutasyonlarının uyarılmasından da kaynaklanabilmektedir.

Genellikle tümör dokusu iyi huylu, potansiyel kötü huylu ve kötü huylu olarak sınıflandırılmaktadır. (Cooper GM., 1992). İyi huylu tümör dokusu kontrol edilebilir hız

ile büyür ve kötü huylu tümöre dönüşmez. Ayrıca, iyi huylu tümör çevredeki hücreleri veya dokulara yayılmaz veya yok etmez. Potansiyel kötü huylu bir tümör ise kötü huylu tümörün bir geçiş formudur ve zamanla kötü huylu tümöre dönüşebilir. Bu dönemde potansiyel kötü huylu tümör, iyi huylu tümör gibi davranır ve çevredeki sağlıklı hücreleri yok etmez. Kötü huylu tümör ise sağlıklı hücrelere yayılır, yok eder veya yüksek oranda büyüyerek komşu organlara yayılabilir.

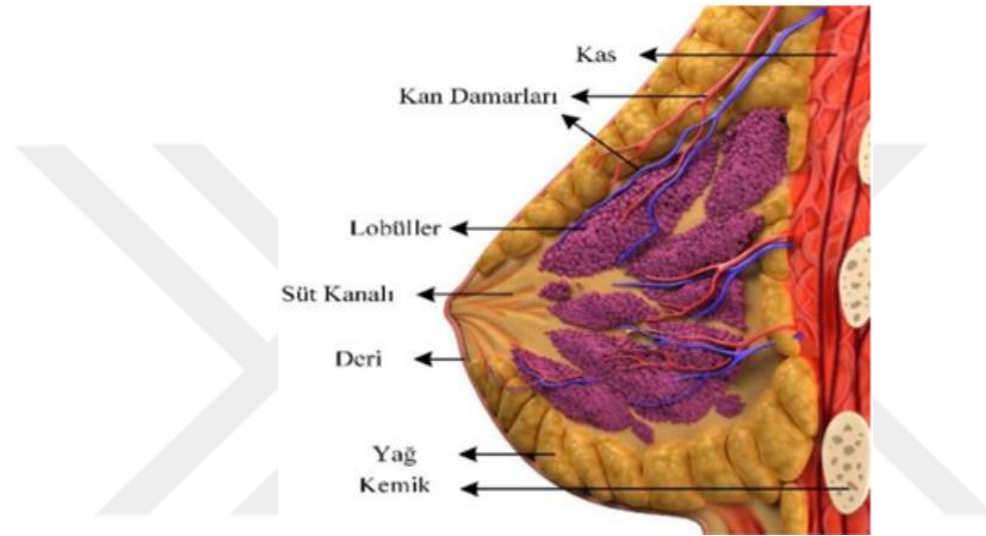
İyi huylu ve kötü huylu tümör dokuları arasındaki temel ayrım doku içindeki su miktarına dayanmaktadır. (R. M. Rangayyan , N. M. El-Faramawy , J. E. L. Desautels and O. A. Alim., 1997) (Y. Huo, R. Bansal, and Q. Zhu., 2004) Dokuda bulunan su miktarındaki anormal artış hücrelerin bozulduğunu göstermekte olup dielektrik sabiti ve iletkenlik değerlerini de artırmaktadır. Kötü huylu tümör hücresi tam küresel olmayan şekle sahip olmakla birlikte pürüzlü yüzeye sahiptir. Bunun aksine iyi huylu tümör tam küresel şekle ve pürüzsüz yüzeye sahiptir. Bu iki ana ölçüt, MRI ve ultra-sonik görüntüleme yöntemleri kullanılırken olduğu gibi sıklıkla tıbbi teşhiste de kullanılmaktadır.

Meme kanseri birçok ülkede kadınlarda en sık görülen kanser türü ve ölüm sebebidir. Özellikle endüstrileşmiş batılı ülkelerde daha sık görülmektedir. 25 yaşın altında nadir olup yaşla birlikte artış göstermektedir. Nedeni kesin olarak bilinmemekle birlikte kalıtsal, çevresel veya hormonal etkenlerin rolü üzerinde durulmaktadır. Özellikle ailesinde meme kanseri olan kadınlar (nadiren erkekler) risk grubu oluşturmaktadır. Birinci dereceden bir yakında meme kanseri varsa bu risk 1.7-2.5 kat, ikinci dereceden yakın varsa 1.5 kat artmaktadır. Anne ve kız kardeşlerde iki taraflı meme kanseri varlığında ise risk 5-6 kat artmaktadır.

Meme kanseri yavaş ilerleyen bir tümör çeşidi olduğundan erken tanı ve teşhis çok önemlidir. 50 yaş üstündeki kadınların ve yüksek riskli genç kadınların mamografi ile taranmaları tümörlü hücrelerin erken evrede teşhisini ve yapılacak tedaviyle hastanın ölüm riskini %20-30 azaltabilmektedir. Meme kanseri kadınlara özgü bir kanser olmakla birlikte nadir olarak (kadınlardaki oranın %1'i), erkeklerde de görülmektedir. (Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları, 1990) (Tezer Kutluk, 1989).

2.5.1. Meme yapısı

Memenin anatomisi ve çevresindeki dokular Şekil 2.4.'de gösterilmektedir. (Wikipedia, 2014). Genel olarak meme dokusu; deri dokusu, yağ dokusu, bağ dokusu ve glandüler dokudan oluşmaktadır. Farklı insanlarda, hamilelik dönemlerinde ve laktasyon gibi fizyolojik dönemlerde meme dokusundaki yağ, bağ ve glandüler doku oranları değişmektedir (K. I. Bland, E. M. Copeland III, N. E. Davidson, D. L. Page, A. Recht and M. M. Urist. ,2004).

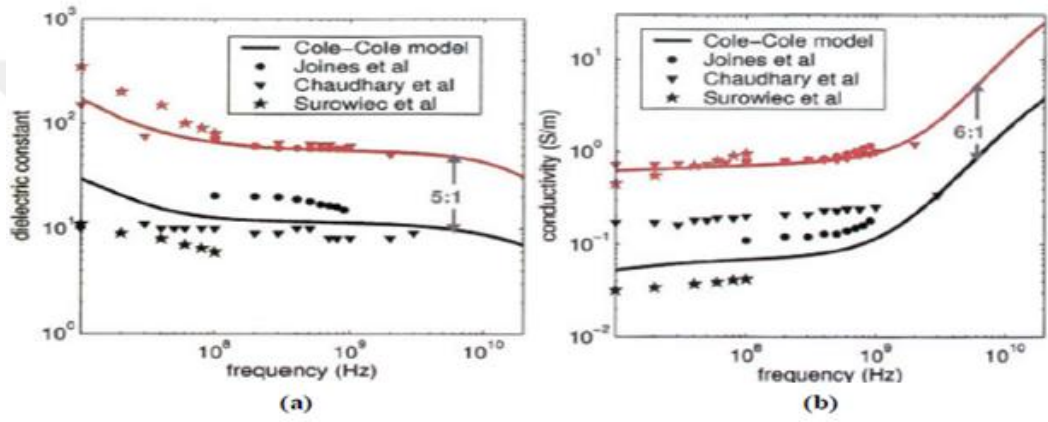


Şekil 2. 4. Meme Dokusunun Fizyolojik Yapısı

2.5.2. Meme yapısının elektriksel özellikleri

Elektromanyetik tabanlı mikrodalga görüntüleme yöntemi, tümörlü dokular ve çevresindeki dokuların elektriksel özelliklerindeki farklılığa dayanarak tümör tespitinde kullanılmaktadır. Dokunun elektriksel özelliklerini belirleyen iki temel parametre vardır, bunlar; elektriksel geçirgenlik ve elektriksel iletkenliktir. Bir ortamda yayılan elektromanyetik dalganın yayılma özellikleri de bahsi geçen bu iki parametreye bağlıdır. Yapılan birçok çalışma sonucu, bir hücrenin içerdiği su yoğunluğunun elektriksel geçirgenliği belirlediğini ortaya koymuştur. (W. T. Joines, Y. Zhang, C. Li and R. L. Jirtle., 1994) (E. Pancera., 2010) Yani tümör hücresi gibi yüksek su içerikli hücrelere sahip dokular, yağ gibi düşük su içerikli dokulardan daha yüksek elektriksel geçirgenliğe sahiptir. Bir hücrenin elektriksel geçirgenliği, dokudaki elektromanyetik

enerjinin depolanabilirliği ile ilişkiliyken; hücrenin iletkenliği ise mikrodalga ile etkileşime girdiğinde mikrodalga enerjisinin zayıfladığını gösterir. Yine yapılan çalışmalarda Şekil 2.5.'de görüldüğü gibi normal, iyi huylu ve kötü huylu dokuların elektriksel geçirgenliği ve iletkenliği de 500 MHz ile 20 GHz arasında ölçülmüştür (E. Pancera., 2010). Farklı frekans bölgelerinde meme dokusunun elektromanyetik özellikleri incelenmiş olup elektriksel geçirgenlikteki farklılıkların mikrodalga görüntüleme için yeterli olduğunu kanıtlamıştır. (W. T. Joines, Y. Zhang, C. Li and R. L. Jirtle., 1994) (J. Jossinet and M. Schmitt., 1999).



Şekil 2. 5. Cole-cole modeli; iyi huylu ve kötü huylu tümör dokularının göreceli geçirgenliği ve iletkenliği ile ilgili birkaç çalışmayı göstermektedir. Siyah: iyi huylu tümör, kırmızı: kötü huylu tümör (M. Lazebnik, L. McCartney, D. Popovic, C. B. Watkins, M. J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, A. Magliocco, J. H. Booske, M. Okoniewski and S. C. Hagness.,2007).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Giriş

Bu bölümde anten teorisi ve özellikleri ile ilgili olarak bilgi verilmektedir. Bu bölüm özellikle VIVALDI anten tasarımı ve yapılan simülasyon/deney sonuçlarının yorumlanabilmesi açısından gerekli ve önemli temel bilgileri sağlamaktadır.

3.2. Antenin Tarihsel Gelişimi

Antenin keşfinden günümüze kadar ki gelişimi, elektrik ve manyetizma teorisinin temelini oluşturan Maxwell Denklemlerini bulan James Clerk Maxwell' e kadar uzanmaktadır. James Clerk Maxwell bu eserini ilk olarak 1873' te yayımlanmıştır. James Clerk Maxwell aynı zamanda ışığın da elektromanyetik dalga olduğunu; aynı hızla yayılan ışık ve elektromanyetik dalganın birbirine bozucu etkisi olduğunu da yine kanıtlamıştır. 1886 yılında Profesör Heinrich Rudolph Hertz ilk kablosuz elektromanyetik sistemi tanıtmıştır. Çok geçmeden 1901 yılında Guglielmo Marconi uzak mesafelere sinyal gönderebilmeyi denemiş olup Guglielmo Marconi Poldhu dan St. John's Newfoundland a ilk transatlantic sinyal göndermeyi başarmıştır. Burada kullanılan verici anten, topraklı fan şeklinde 50 dikey dizi antenden ve alıcı anten ise uçurtma tarafından tutulan 200 mt' lik dizi antenden oluşmaktaydı. Bu gelişmeyle anten dönemi başlamış oldu. İkinci Dünya Savaşına kadar anten teknolojisi çok fazla gelişmemiştir ancak Silver' ın kitabı ile dalga kılavuzu, horn, yansıtıcı gibi yeni anten kavramları tanıtılmıştır. Anten gelişimine katkıda bulunan bir diğer önemli gelişme ise 1 GHz ve üzeri frekanslara sahip mikrodalga kaynaklarının (klystron ve magnetron gibi) icadı olmuştur. 1960' lı yılların başlarında karmaşık anten sistemi bağlantılarının analiz edilmesine ve antenlerin doğru şekilde tasarlanmasına olanak sağlayan sayısal yöntemler tanıtılmıştır. Buna ek olarak, düşük frekanslı (örn. Moment Metodu (MM), Sonlu Fark, Sonlu Elemanlar) ve yüksek frekanslar (örn., Geometrik ve Fiziksel Teoriler Teorisi) için asimptotik yöntemler tanıtılmış ve antenin gelişimine önemli katkılar sağlamıştır. İkinci Dünya Savaşı anten gelişiminde yeni bir dönem başlatırken, 1960'lı yıllardan 1990'lı yıllara kadar bilgisayar mimarisi ve teknolojisindeki ilerlemelerde modern anten teknolojisinin gelişmesi üzerinde büyük etkiye sahip olmuştur ve 21. yy' ın ilk yarısında anten mühendisliği konusunda daha da büyük bir etki yaratması beklenmektedir (Constantine A. Balanis A., 2009).

İkinci Dünya Savaşı'ndan önce; uzun teller, dipoller, helisler, eşkenar dörtgenler gibi anten elemanlarının çoğu tel tipindeydi ve tek elemanlı ya da diziler halinde kullanılırlardı. II. Dünya Savaşı sırasında ve sonrasında yeni birçok anten çeşidi kullanılmaya başlanmıştır. Bu antenlerin çoğu, açık uçlu dalga kılavuzlarıydı (açık uçlu dalga kılavuzları, yuvalar, kornalar, yansıtıcılar, lensler gibi) ve bunlar hem hava hem de yeryüzü tabanlı iletişim, radar, uzaktan algılama platformları ve derin uzay uygulamaları için kullanılmıştır (Constantine A. Balanis A., 2009).

1950'lerden önce, geniş bant desenli ve empedans özelliklerine sahip antenler, genellikle 2:1'den daha büyük olmayan bant genişliğine sahiptir. 1950'lerde ise bu oran 40: 1 veya daha büyük olana kadar genişletilmiş olup anten gelişimine büyük katkıda bulunmuştur. Bu antenlerin geometrileri, doğrusal boyutlar yerine açılarla belirtildiği için ideal bant genişliğine sahiptirler. Bu nedenle, bu antenler frekanstan bağımsızdırlar. Bu antenler öncelikle Televizyon, noktadan noktaya iletişim, yansıtıcılar ve mercekler için beslemeler ve çeşitli uygulamalarda 10–10,000 MHz bölgesinde kullanılmaktadır (Constantine A. Balanis A., 2009).

Son yıllarda, aktif ve pasif devreler tek bir kompakt birimden (monolitik form) yayılan elemanlarla birleştirilen antenler olmak üzere milimetrelık dalga antenlerde önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Özel ışımaya deseni gereklilikleri genellikle tek anten elemanları tarafından gerçekleştirilemez çünkü tek elemanlar genellikle geniş ışımaya deseni ve düşük yönelim değerlerine sahiptir. Çok büyük yönelimlere sahip antenler tasarlamak için genellikle antenin elektriksel boyutunu arttırmak gerekir. Boyutu arttırmadan büyük yönelimleri elde etmenin alternatif bir yolu dizi oluşturmak için birden fazla tek anten kullanmaktır. Diziler anten çeşitliğinin en bol olduğu sistemlerdir. Genelde bir dizinin öğeleri aynıdır. Bunun nedeni daha kullanışlı, daha basit ve daha pratik olmasıdır. Dizi antenler sadece istenilen ışımaya desenini üretmek için değil aynı zamanda ana lob elemanlar arasındaki nispi faz değişimini kontrol etmek içinde tasarlanabilir. Bu uygulama genellikle uzay görevlileri tarafından istenilen anten sistemine ulaşamadığında kullanılmaktadır (Constantine A. Balanis A., 2009).

1970'lerin ve 1980'lerin temel teknolojilerine dayanan akıllı anten olarak adlandırılan dijital sinyal işleme (DSP) ile birleştiren yeni anten dizisi tasarımları özellikle kablosuz uygulamalar için ilgi uyandırmaktadır (Constantine A. Balanis A., 2009).

Geçmişte anten tasarımına gereken önem verilmezken günümüzde birçok sistemin başarısı anten tasarımına ve performansına bağımlı hale gelmiştir. Böylece antenler birçok iş kolunda kritik öneme sahiptirler. Ayrıca, 21. yüzyılın ilk yarısında anten teknolojisi neredeyse “kes ve dene” operasyonu olarak düşünülebilirken, bugün gerçekten bir mühendislik sanatıdır. Analiz ve tasarım yöntemleri, anten performansını kayda değer doğrulukla tahmin edilebilecek şekildedir. Aslında birçok anten tasarımında ilk tasarım aşamasından sonra ara test yapılmadan doğrudan prototipe geçmektedir. Buda antenlere olan güven düzeyini muazzam bir şekilde artmıştır. (Constantine A. Balanis A., 2009)

3.3. Anten Analiz Metotları

Birbirinde çok farklı karakteristiğe sahip çok sayıda anten elemanı vardır. Her biri için farklı analizler yapmak ve kapalı formda çözümler elde etmek gerekmekte olup anten yapısı ortogonal eğrisel koordinat sistemi ile tanımlanmalıdır. Bu durum yukarıda bahsedilen şekilde analiz edilebilen anten sistemlerinin tipi ve sayısında ciddi kısıtlamalar getirmektedir. Bu nedenle, genellikle diğer kesin veya yaklaşık yöntemler tercih edilmektedir. Son yıllarda daha önce sık rastlanmayan anten problemlerinin analizinde iki yöntem öne çıkmıştır. Bunlar; İntegral Denklem (IE) yöntemi ve Difraksiyonun Geometrik Kırınım Teorisi (GTD-Geometrical Theory Of Diffraction)' dir. (Constantine A. Balanis A., 2009)

IE yöntemi genellikle indüklenen akım yoğunluğunu integralin parçası olacak şekilde integral formunda anten problemine çevirmektedir. Moment Yöntemi (MOM) gibi sayısal teknikler bilinmeyen elemanı bulmak için kullanılmaktadır. Bu yöntem wire tipi antenler ve elektriksel olarak küçük yapıdaki antenler için en uygun çözüm yöntemidir. Bu yöntemin temel amacı probleme uygun olarak IE' yi formüle etmektir. Genellikle kullanılan iki çeşit IE vardır. Bunlardan ilki “Elektrik Alan İntegral Denklem”idir (EFIE) ve toplam teğetsel elektrik alanının sınır koşullarına dayanmaktadır. İkincisi Manyetik Alan İntegral Denklemdir (MFIE) ve gelen manyetik alan açısından yüzeyde indüklenen toplam elektrik akımı yoğunluğunu ifade eden sınır koşuluna dayanmaktadır. MFIE sadece kapalı yüzeylerde kullanılır. Bazı problemlerde EFIE' yi formüle etmek daha uygun olurken, bazen de MFIE formüle etmek daha uygundur, bu durum problemin cinsine göre değişmektedir. (Constantine A. Balanis A., 2009)

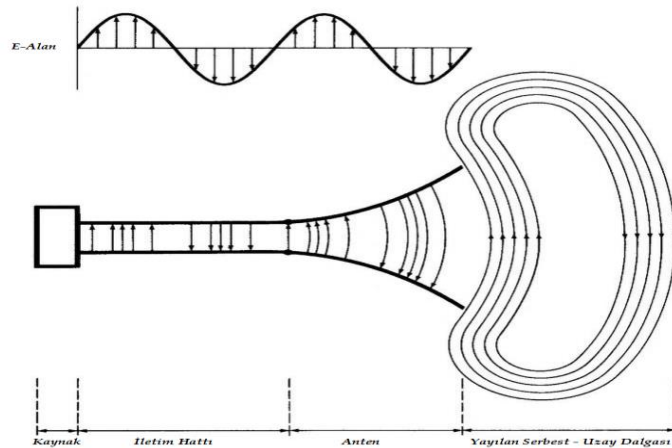
Anten ışınlama sistemi birçok dalga boyunda çalıştığından düşük frekanslı analiz yöntemleri hesaplama açısından etkili sonuçlar vermemektedir. Aynı zamanda yüksek frekanslı asimptotik teknikler matematiksel olarak çözümü zor olan birçok problemi analiz etmek için kullanılabilir. Yıllar boyunca çalışılan ve uygulama alanı bulan bu yöntem geometrik optiklerin (GO) uzantısı olan GTD' dir ve bir kırınım mekanizması oluşturarak GO'nun bazı sınırlamalarının üstesinden gelmektedir (Constantine A. Balanis A., 2009).

İki yöntemle de analizi uygun olmayan yapılar için iki yöntemin kombine edilmiş hali sıklıkla kullanılır. Bu analiz tekniği ise melez yöntem olarak adlandırılmaktadır. (Constantine A. Balanis A., 2009)

Anten analizinde dikkat çeken diğer yöntem ise Sonlu Fark Metodudur (FDTD). Bu yöntem ayrıca anten ışınma problemlerine de uygulanmaktadır. Son zamanlarda anten problemlerinin analizinde kullanımı hız kazanmaya başlayan bir diğer yöntem ise FDTD'dir. (Constantine A. Balanis A., 2009)

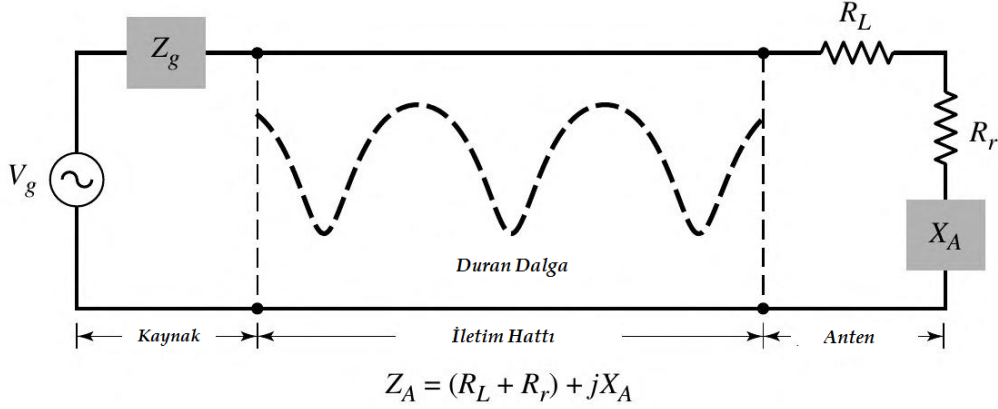
3.4. Anten Teorisi

Webster'in sözlüğünde anten "radyo dalgalarını yaymak ya da almak için kullanılan genellikle metalik bir aygıt (çubuk ya da tel gibi)" olarak tanımlanmaktadır. IEEE Standartlarına göre ise anten "Radyo dalgalarını yaymak veya almak için kullanılan araç" olarak tanımlanmaktadır. Diğer bir deyişle ise anten Şekil 3.1. de görüldüğü gibi yönlendirici cihaz ile serbest alan arasındaki geçişli yapı olarak tanımlanmaktadır. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 1. Geçiş Cihazı Olarak Anten

Antenin iletim hattı koaksiyel hat ya da dalga kılavuzu şeklinde olabildiği gibi iletim hattı elektromanyetik enerjiyi verici antenden alıcı antene iletmek için kullanılmaktadır. İletim hattının Thevenin Eşdeğeri Şekil 3.2. de gösterilmektedir. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 2. İletim Hattının Thevenin Eşdeğeri

Thevenin eşdeğerindeki kaynak ideal jeneratör, iletim hattının karakteristik empedansı Z_c , iletim hattının sonundaki yük Z_A ile tanımlanmaktadır.

$$Z_A = (R_L + R_r) + jX_A \quad (3.1)$$

R_L yük direnci, R_r ışıma direnci ve X_A ışıma direncinin imajiner (sanal) bileşenini göstermektedir. İletim sisteminde iletim hattı ve anten kayıpları ile hat ve anten arasındaki yansıma kayıpları nedeniyle dielektrik kayıpları bulunmaktadır. Kaynak empedansı, iletim hattı ve yansıma kayıpları göz ardı edilerek maksimum güç alıcı antene iletelebilmektedir. Ara yüzden yansıyan dalgalar, kaynaktan gelen antenlere doğru giden dalgaların yanı sıra, rezonans cihazların tipik enerji yoğunlukları ve depolarını temsil eden iletim hattının içinde duran dalgalar olarak adlandırılan yapıcı ve yıkıcı girişim desenleri yaratmaktadır. (Constantine A. Balanis A., 2009)

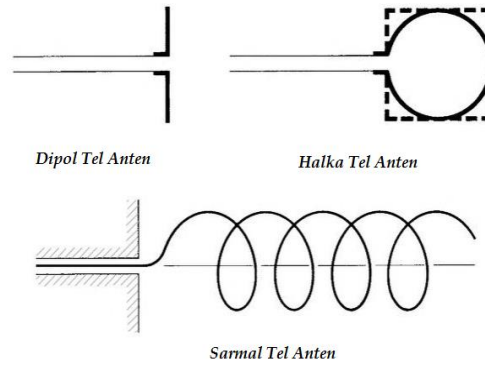
Duran dalga, hat ve antenin kayıpları ideal anten tasarımlarında istenmeyen durumlardır. Hatta bağlı kayıplar düşürülerek ve R_L direnci azaltılarak kayıplar minimuma indirilebilir. Işıma direnci R_r , alıcı modunda enerjinin serbest uzay dalgasından antene aktarılmasını temsil etmek için kullanılmaktadır. Enerji almak ya da iletmek dışında ışıma enerjisini içten dışa yönlendirmek ya da sönmülemek amacıyla da kablosuz antenler kullanılabilir. Gereken ihtiyaçlara göre antenlere değişik şekiller verilebilir ve yama ya da slot (delik) açılabilir. (Constantine A. Balanis A., 2009)

Kablosuz iletişim için antenler ve tasarımları çok önemlidir. İyi bir anten tasarımı sistemin ihtiyaçları karşıladığı gibi çok iyi bir performans sağlayabilir. 1970'lerin başlarında 1990'ların başlarında tamamlanmış olan anten teknolojisindeki önemli gelişmelerin çoğu 1990'ların başında başlamıştır ve gelecekteki araştırmaların sinyalleri IEEE' nin Bildiri Kitabı'nın özel bir sayısında ele alınmıştır. (Cilt 80 - 1, Ocak 1992)

3.5. Anten Çeşitleri

3.5.1. Tel (Wire) antenler

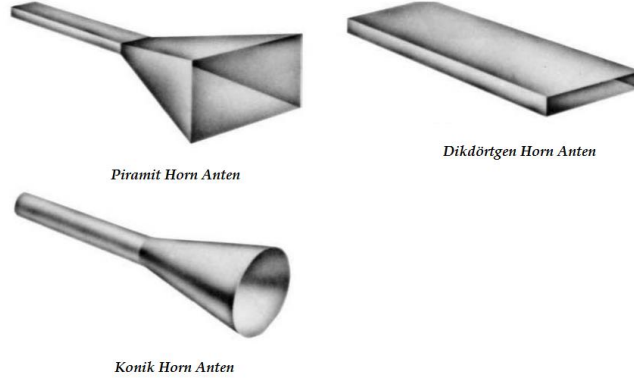
Tel antenler otomobiller, binalar, gemiler, uçaklar, uzay araçları vb. gibi neredeyse her alanda kullanılabilen Şekil 3.3. de gösterildiği gibi dipol, halka ve sarmal şekilde olabilen antenlerdir. Halka antenler sadece dairesel değil dikdörtgen, kare ve elips şeklinde de olabilir. Tel antenlerin en yaygın kullanılan çeşidi halka antendir. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 3. Tel Anten Çeşitleri

3.5.2. Açıklık (Aperture) antenler

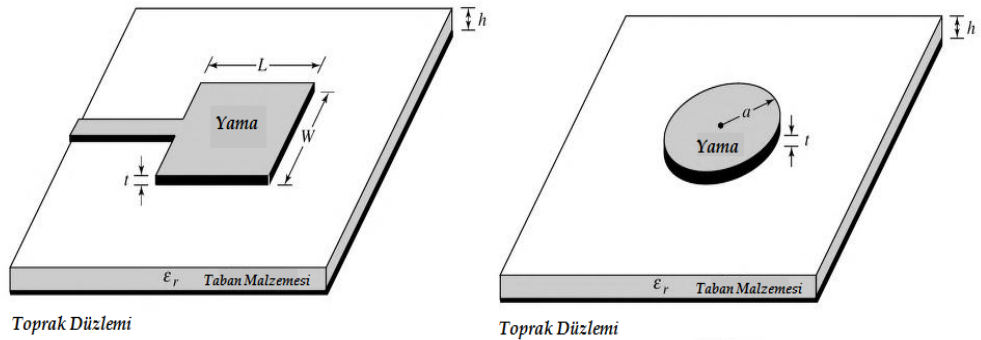
Açıklık (Aperture) antenler, yüksek frekans bölgesinde çalışabilen antenlere olan ihtiyaç nedeniyle geliştirilmiştir. Kullanım alanları ise daha çok uçak ve uzay araçlarıdır. Ayrıca bu antenlerin etrafına dielektrik malzeme sarılmasıyla daha az zararlı hale getirilebilirler. Aperture anten çeşitleri; Slot, Cavity-Backed, Inverted-F, Slotted Waveguide, Horn, VIVALDI ve Telescopes antenlerdir. Açıklık (Aperture) antenlerin bazı çeşitleri ise Şekil 3.4. de gösterilmiştir. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 4. Açıklık (Aperture) Anten Çeşitleri

3.5.3. Mikroşerit antenler

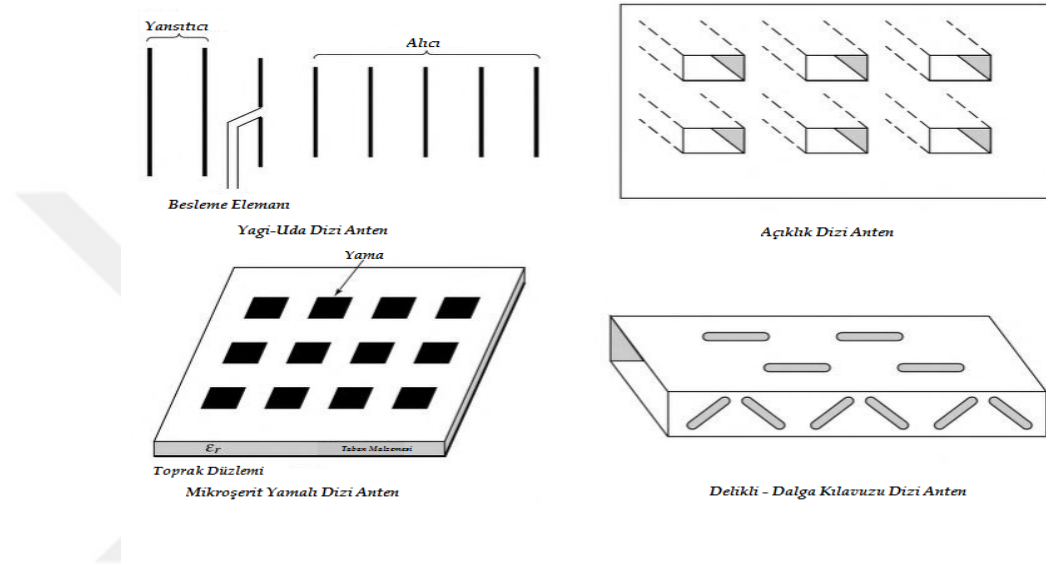
Özellikle 1970 ler de spaceborne uygulamalarında popüler hale gelen, mikroşerit antenler günümüzde ise hükümet ve ticari uygulamalarda kullanılmaktadır. Bu antenler topraklanmış taban malzemesine açılan yamalardan oluşmaktadır. Bu yamanın Şekil 3.5. te görüleceği üzere birçok çeşidi vardır. Şekil 3.5. te görülen antenlerden dikdörtgen ve dairesel mikroşerit antenler düşük çapraz polarizasyon radyasyonu, kolay imalat ve analiz nedeniyle çok tercih edilmektedir. Bu antenler yüksek performanslı uçaklar, uzay araçları, uydular, füzeler, arabalar ve hatta el tipi mobil telefonların yüzeyine monte edilebilir (Constantine A. Balanis A., 2009). Mikroşerit anten çeşitleri Dikdörtgen Yamalı ve Düzlemsel Ters F MŞA dır.



Şekil 3. 5. Dikdörtgen ve Dairesel Mikroşerit Anten Yapıları

3.5.4. Dizi antenler

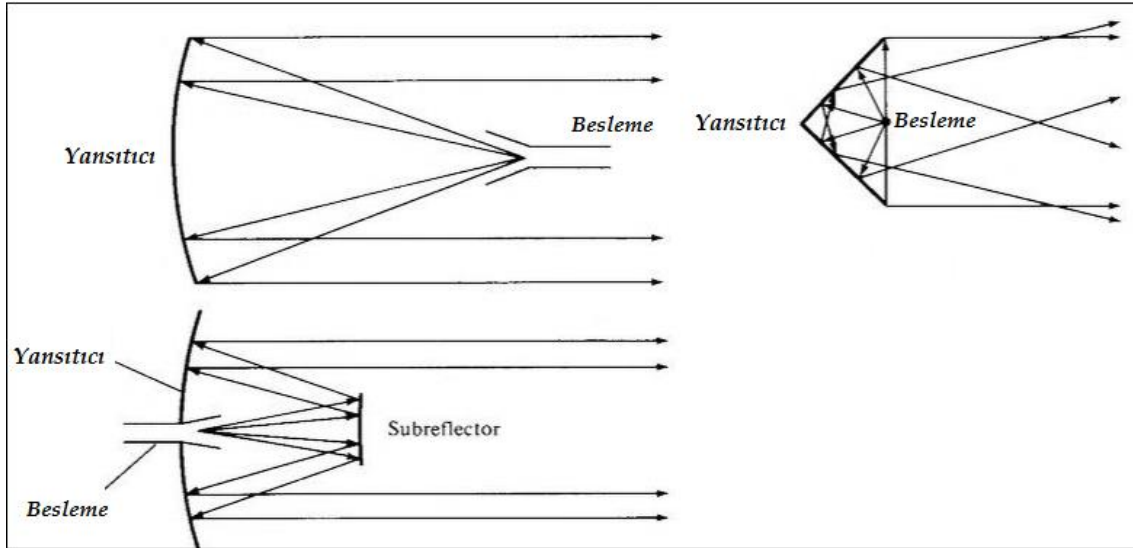
Dizi antenler tek bir anten tarafından elde edilemeyen ışınım özelliklerine ihtiyaç duyan uygulamalarda kullanılmaktadır. Böyle bir dizi ile antende istenilen yönlendirme ve maksimum ışınım sağlanabilir. Dizilerin tipik örnekleri Şekil 3.6. da gösterilmektedir. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 6. Dizi Anten Çeşitleri

3.5.5. Reflektör (Yansıtıcı) antenler

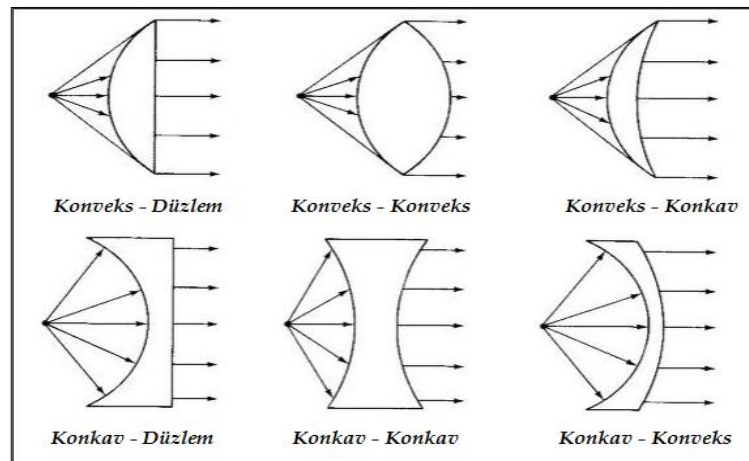
Uzak mesafelerden iletişim kurma ihtiyacından dolayı, milyonlarca mil seyahat etmek zorunda olan sinyalleri iletmek ve almak için gelişmiş anten formları kullanılmalıdır. Bu tip uygulamalar için yaygınlıkla kullanılan anten formu Şekil 3.7. 'de gösterilen parabolik yansıtıcı antendir. Bu tip antenler 305 m 'ye kadar olan geniş çaplarda inşa edilmektedirler. Bunun nedeni milyonlarca kilometreden gelen sinyalleri iletmek veya almak için gereken yüksek kazancı elde etmektir. Yüksek kazancın elde edilmesi için ise antende büyük boyutlara ihtiyaç duyulmaktadır. Yansıtıcı antenin diğer bir şekli, parabolik kadar yaygın kullanım alanı olmamasına rağmen, Şekil 3.7. 'de gösterilen köşe yansıtıcı antendir. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 7. Tipik Reflektör (Yansıtıcı) Anten Çeşitleri

3.5.6. Lens antenler

Genellikle farklı ıraksak enerjinin istenmeyen yönlere dağılmadan toplanması için lens antenler kullanılır. Lenslerin yapımında uygun malzemenin seçilmesi ve geometrik konfigürasyonun uygun bir şekilde yapılması sonucu bu antenler ile farklı diverjant enerji biçimleri düzlem dalgalarına dönüştürülebilir. Parabolik reflektör antenlerde bu tip uygulamalarda kullanılabilir özellikle yüksek frekanslarda çalışıldığında. Lens antenlerin düşük frekanslarda boyutları ve ağırlıkları aşırı derecede artmaktadır. Lens antenler, oluşturuldukları materyale veya geometrik şekillerine göre Şekil 3.8. deki gibi sınıflandırılmaktadırlar. (Constantine A. Balanis A., 2009)



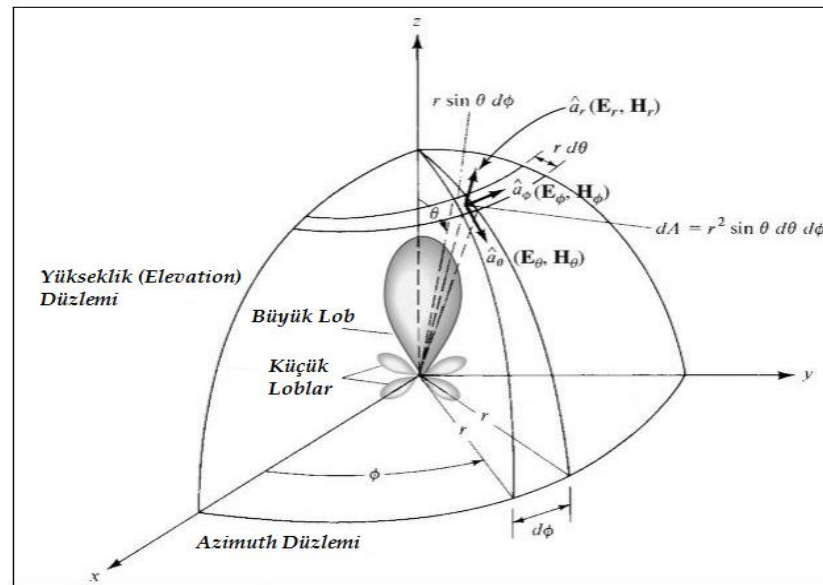
Şekil 3. 8. Lens Anten Çeşitleri

3.6. Temel Anten Parametreleri

Tasarlanan antenin performansında etkili olan çeşitli anten parametreleri vardır. Bu parametreler birbirleriyle ilişkilidir ve hepsi anten performansının gösterilmesi için belirtilmelidir. Bu başlıkta anten parametrelerinin IEEE Std 145-1983 tanımlamalarına yer verilmiştir. (Constantine A. Balanis A., 2009)

3.6.1. Işıma deseni

Antenin ışımaya deseni, uzaysal koordinatların fonksiyonu olarak antenin radyasyon özelliklerinin matematiksel bir fonksiyonu veya grafiksel gösterimi olarak tanımlanmaktadır. Genellikle ışımaya deseni uzak alan bölgesinde belirlenir ve yön koordinatlarının fonksiyonu olarak ifade edilir. Işıma özellikleri arasında güç akı yoğunluğu, ışımaya şiddeti, alan kuvveti, yönelme, faz ve polarizasyon bulunmaktadır. Genellikle kullanılan koordinat sistemi Şekil 3.9'da gösterilmektedir. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 9. Anten Analizinde Kullanılan Koordinat Sistemi

Genlik deseni alınan elektrik-manyetik alanın sabit yarıçapta izlenmesidir. Genlik güç deseni ise güç yoğunluğunun sabit yarıçap boyunca uzamsal varyasyonlarının grafiğidir. Genellikle alan ve güç desenleri maksimum değerlere göre normalize edilmektedir. Güç deseni genellikle logaritmik skalada (dB) çizilmektedir.

Logaritmik ölçek çok düşük değerlere sahip olan modelin parçalarını daha ayrıntılı olarak vurgulayabildiğinden bu skala tercih edilmektedir. (Constantine A. Balanis A., 2009)

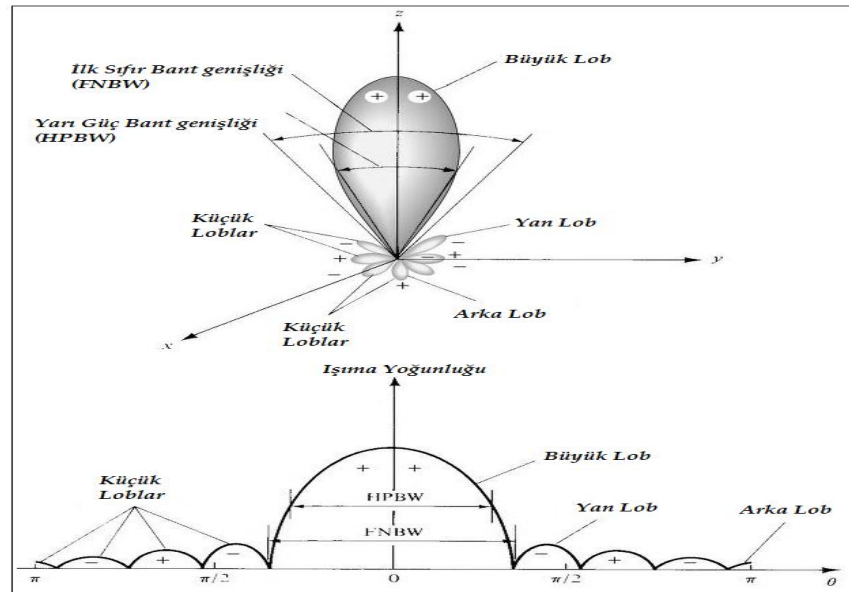
Anten için,

a. Alan modeli (doğrusal ölçekte) tipik olarak açısal alanın bir fonksiyonu olarak elektrik veya manyetik alanın büyüklüğünün grafiğini temsil etmektedir.

b. Güç modeli (lineer ölçekte) tipik olarak açısal alanın bir fonksiyonu olarak elektrik veya manyetik alanın büyüklüğünün karesinin grafiğini temsil etmektedir.

c. Güç deseni (dB cinsinden), elektriksiz alanın bir fonksiyonu olarak elektrik veya manyetik alanın büyüklüğünü, bilinmezliği temsil etmektedir. (Constantine A. Balanis A., 2009)

Işıma deseninin çeşitli bölümleri vardır. Bunlar; ana, küçük, yan ve arka loblardır. Bir ışınma lobu, nispeten zayıf radyasyon yoğunluğuna sahip bölgeler tarafından sınırlanan ışınma deseninin bir kısmıdır. Şekil 3.10. (a), bir dizi radyasyon lobuna sahip simetrik üç boyutlu kutup modeli gösterilmektedir. Bazı loblar diğerlerinden daha fazla radyasyon yoğunluğuna sahiptir, ancak hepsi lob olarak sınıflandırılmaktadırlar. Şekil 3.10. (b), aynı model özelliklerinin gösterildiği doğrusal iki boyutlu deseni göstermektedir. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 10. (a) Bir dizi radyasyon lobuna sahip simetrik üç boyutlu kutup modeli, (b) Aynı model özelliklerinin gösterildiği doğrusal iki boyutlu desen

3.6.2. Işıma alanı bölgeleri

Anteni çevreleyen alan Şekil 3.11'de gösterildiği gibi genelde üç bölgeye ayrılır. Bunlar (a) yakın alandaki reaktif yakın alan, (b) yakın alan (Fresnel) ve (c) uzak alan (Fraunhofer) dır. Bu bölgelerin her biri alan yapısını tanımlamak için kullanılır. Bölgeler arası sınır geçildiğinde saha konfigürasyonlarında ani değişiklikler kaydedilmemesine rağmen, aralarında belirgin farklılıklar vardır. Bölgeleri ayıran sınırlar çeşitli kriterlerle belirlenmiştir. (Constantine A. Balanis A., 2009)

Reaktif yakın alan bölgesi “antenin hemen çevresinde bulunan reaktif alanın baskın olduğu yakın alan bölgesi” olarak tanımlanır. Çoğu anten için bu bölgenin dış sınırı anten yüzeyinden;

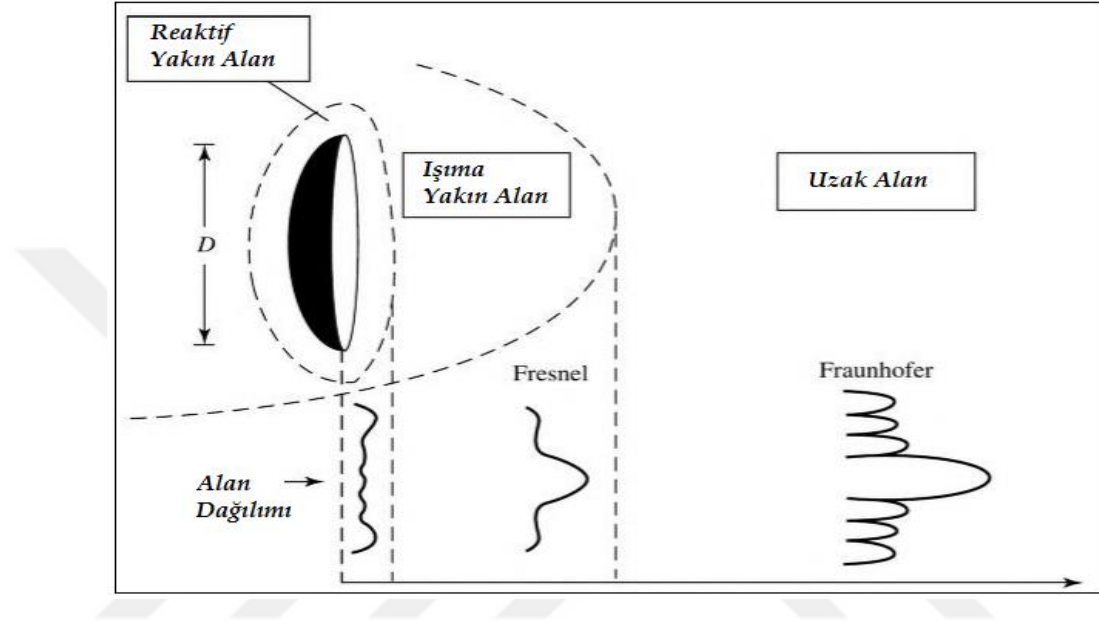
$$R < 0.62 \sqrt{D^3/\lambda} \quad (3.2)$$

mesafede bulunmaktadır. Burada λ dalga boyu ve D antenin boyutunu göstermektedir. Kısa dipol veya eşdeğer radyatör için dış sınır genellikle anten yüzeyinden $\lambda/2\pi$ mesafede oluşmaktadır. (Constantine A. Balanis A., 2009)

Yakın alan (Fresnel) bölgesi “antenin tepkisel alanı ile uzak alan bölgesi arasındaki ışınım alanının baskın olduğu ve açısal alan dağılımının uzak mesafeye bağlı olduğu bölge” olarak tanımlanır. Antenin maksimum boyutu dalga boyundan küçükse yakın alan bölgesi oluşmayabilir. Antenin iç sınır uzaklığı $R \geq 0.62 \sqrt{D^3/\lambda}$, dış sınır uzaklığı ise $R < 2D^2/\lambda$ dır. Bu bölgede oluşan ışınım alanı, radyal mesafenin ve radyal alan bileşeninin bir fonksiyonudur. (Constantine A. Balanis A., 2009)

Uzak alan (Fraunhofer) bölgesi, “açısal alan dağılımının, antenin etki alanından bağımsız olduğu bölge” olarak tanımlanmaktadır. Eğer anten maksimum boyuta (D) sahipse uzak alan bölgesi genellikle antenden $2D^2/\lambda$ dan daha büyük mesafelerde oluşmaktadır. Çok-antenli yansıtıcı antenler gibi antenlerin uzak alan bölgeleri diyafraz açıklıkları boyunca fazdaki değişikliklere duyarlıdır. Bu tip antenler için $2D^2/\lambda$ mesafesi yeterli olmayabilir. Antenin maksimum boyutu D ile $\pi/|\gamma|$ karşılaştırıldığında büyük olması halinde uzak alan bölgesi antenden $|\gamma|D^2/\pi$ mesafede oluşabilmektedir (Constantine A. Balanis A., 2009).

Maksimum boyutu D olan antenin tipik ışıma alanları Şekil 3.11. de gösterilmiştir. Reaktif yakın alan bölgesinde ışımının yayılarak daha fazla değiştiği ve küçük farklılıklar oluşturduğu görülmektedir. Yayılan alan yakın alan bölgesine ilerledikçe ışıma deseni pürüzsüzleşir ve loblar oluşmaya başlar. Uzak alan bölgesinde ise desen az sayıda küçük lob içererek bir veya daha fazla ana lobdan oluşmaktadır. (Constantine A. Balanis A., 2009)



Şekil 3. 11. Yakın Alan Bölgesinden Uzak Alan Bölgesine Doğru Anten Genliğinin Tipik Değişimi

3.6.3. Yönlülük ve kazanç

Yönlülük, radyasyonun maksimum yönünü ölçmek için kullanılan bir parametredir. Ölçülen değer; antenin maksimum radyasyon yoğunluğunun, aynı oranda güç veren referans antene oranı olarak tanımlanır. Referans anten izotropik antendir ve yönlülük aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır. (Zhang Haoyu, 2014)

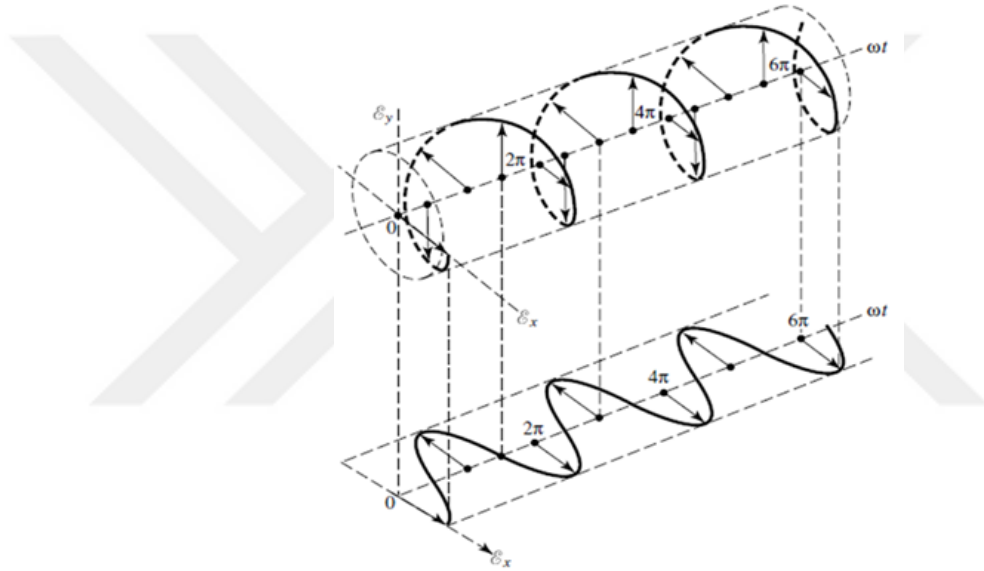
$$D = \frac{4\pi U_{max}(\theta, \varphi)}{P_t} \quad (3.3)$$

Denklemden $U_{max}(\theta, \varphi)$ antenin ölçülen maksimum ışıma yoğunluğu ve P_t toplam ışıma gücünü temsil etmektedir. Anten kazancı ise aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır. Denklemden P_{in} antenin giriş gücüdür. (Zhang Haoyu, 2014)

$$D = \frac{4\pi U_{max}(\theta, \varphi)}{P_{in}} \quad (3.4)$$

3.6.4. Polarizasyon

Polarizasyon, elektromanyetik dalganın E alanı yönüdür. Normal olarak, polarizasyon Şekil 3.12’de gösterildiği gibi dairesel ve doğrusal polarizasyon olarak belirtilmektedir. Dairesel polarizasyonda, E alanının yönü rotasyonel olarak değişir, fakat sabit yoğunluğa sahiptir. Doğrusal polarizasyonda ise E alanının yönü bir çizgi boyunca (Zhang Haoyu, 2014).



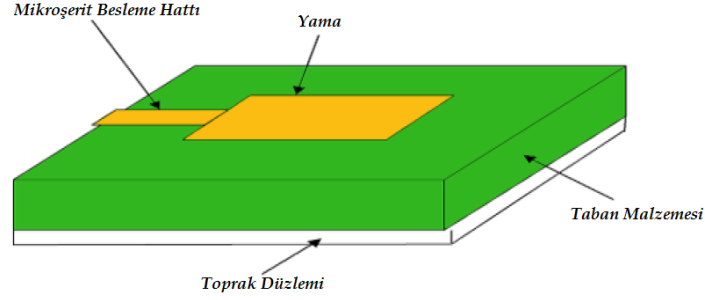
Şekil 3. 12. E-Alanının Dairesel ve Doğrusal Polarizasyonu (Constantine A. Balanis A., 2009)

3.7. Anten Besleme Çeşitleri

Mikroşerit yamalı antenlerin beslemesinde birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler temas eden ve temas etmeyen olarak sınıflandırılabilir. Temas eden besleme yöntemlerinde besleme hattı bağlantı elemanı olarak kullanılarak direk ışımaya yapan yamaya bağlanır. Temas etmeyen besleme yöntemlerinde ise mikroşerit hat ile ışımaya yapan yama arasındaki güç aktarımı elektromanyetik alan ile yapılmaktadır. Anten beslemesinde çok sık kullanılan dört metot vardır. Bunlar; mikroşerit hat besleme, koaksiyel prop besleme, açıklık kublajlı besleme ve yakınsak kublajlı beslemedir.

3.7.1. Mikroşerit hat besleme (Microstrip Line Feed)

Mikroşerit hat besleme metodunda Şekil 3.15'te de görüleceği üzere yamaya kıyasla daha ince olan iletken mikroşerit hat doğrudan ışıma yapan yamanın kenarına bağlanır.

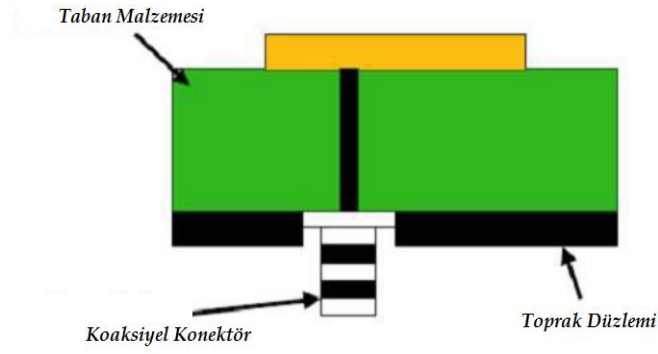


Şekil 3. 13. Mikroşerit Hat Besleme Metodu

Bu besleme metodunda mikroşerit hat yamanın devamı olarak düşünülebildiğinden kolay imal edilebilmektedir. Ayrıca herhangi bir uyumlandırma elemanına ihtiyaç duymadan iyi bir empedans uyumuna sağlaması bu besleme metodunun en önemli avantajlarıdır. Dezavantajı ise antenin dielektrik taban malzemesinin kalınlığının artması antenin bant genişliğinin artmasını engelleyen yüzey dalgaları ve sahte besleme ışımlarını artırmasıdır.

3.7.2. Koaksiyel prob besleme (Coaxial Feed)

Koaksiyel besleme diğer adıyla prob besleme metodunda Şekil 3.16'da görüleceği üzere koaksiyel konektörün iç iletkeni dielektrik malzeme boyunca uzanırken dış iletkeni topraklama yüzeyine bağlıyken ışıma yapan mikroşerit yamaya lehimlenmektedir.

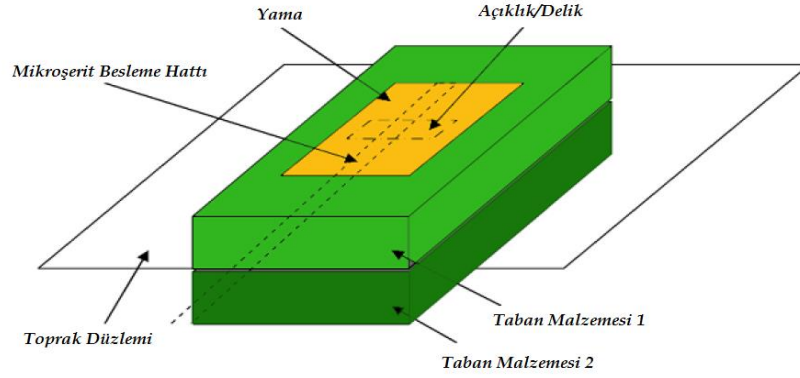


Şekil 3. 14. Koaksiyel Prob Besleme Metodu

Kolay imal edilebilmesi, beslemenin yamanın istenilen yerine lehimlenebilmesi ile kolay empedans uyumunun sağlanabilmesi ve düşük sahte besleme ışımaları bu besleme metodunun en önemli avantajlarıdır. Diğer taraftan dar bant genişliği ve alt taban malzemesine delik açılması gerektiğinden modellemesinin zor olması bu besleme metodunun dezavantajlarıdır.

3.7.3. Açıklık kublajlı besleme (Aperture Coupled Feed)

Açıklık kublajlı besleme metodunda Şekil 3.17.'de de görüleceği üzere ışıma yapan mikroşerit yama anten taban malzemesinin üst katmanına kazınır ve açıklık kublajı elde etmek için mikroşerit besleme hattı besleme taban malzemesinin altına kazınır. Bu metotta iki taban malzemesinin kalınlığı ile dielektrik sabitlerinin birbirinden farklı seçilebilir. Bu durum kullanıcıya ışıma ve elektriksel fonksiyonları optimize etme imkanı tanımaktadır. İki taban malzemesinin ortasında bulunan toprak düzlemi, beslemeyi ışımadan izole ederek ışıma deseni oluşumu ve polarizasyon saflığı için sahte besleme ışımalarını azaltır.

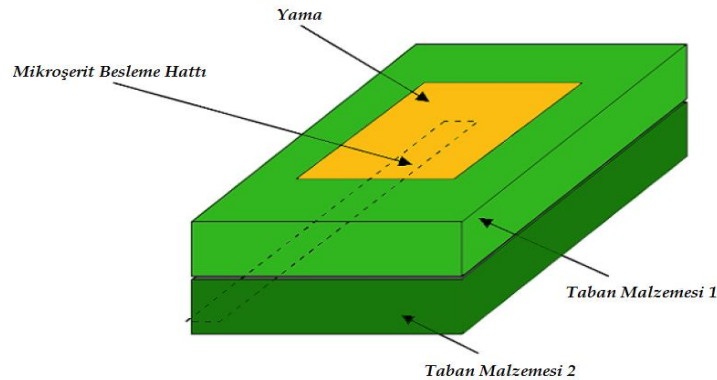


Şekil 3. 15. Açıklık Kublajlı Besleme Metodu

Genelde alt taban malzemesi için dielektriği yüksek malzeme kullanılırken üst taban malzemesi için düşük dielektrikli malzeme kullanılır. Bunun nedeni üst taban malzemesine yamadan gidecek ışımayı optimize etmektir. Bu besleme metodunun en önemli avantajı antenin bant genişliği %21 artırılabilmesidir. Dezavantajı ise anten çoklu taban malzemelerinden oluştuğundan fabrikasyonunun zor ve maliyetli olmasıdır.

3.7.4. Yakınsak kublajlı besleme (Proximity Coupled Feed)

Yakınsak kublajlı besleme diğer adıyla elektromanyetik kublaj şeması metodunda Şekil 3.18.'de de görüleceği üzere besleme hattı iki taban malzemesinin arasındadır ve ışıma yapacak mikroşerit yama üst taban malzemesinin üstüne kazınmıştır.



Şekil 3. 16. Yakınsak Kublajlı Besleme Metodu

Yakınsak kublajlı beslemenin en önemli avantajı dielektrik malzeme kalınlığındaki artış nedeniyle antenin bant genişliğinin %13 artmasıdır. Sahte besleme ışımalarını ortadan kaldırması da bir diğer önemli avantajdır. Bahsedilen avantajlarının yanında en büyük dezavantajı ise anten çoklu taban malzemelerinden oluştuğundan fabrikasyonunun zor ve maliyetli olmasıdır.

3.8. VIVALDI Anten

3.8.1. Çalışma prensibi ve geometrisi

Federal İletişim Komisyonuna göre aşağıdaki denklem UWB' ın tanımıdır [28].

$$bw = 2 \frac{fH - fL}{fH + fL} \geq 0.2 \quad (3.5)$$

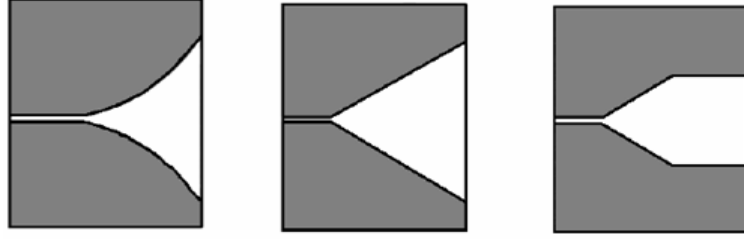
Denklemdaki fH en yüksek çalışma frekansı, fL en düşük çalışma frekans ve bw bant genişliğini ifade etmektedir. Genellikle UWB anten prototipleri düzlemseldir. VIVALDI antenler küçük boyutlarda olması, basit imal edilebilmesi, kolay entegrasyonu ve düşük maliyete sahip olması nedeniyle meme kanseri tespiti için kullanılabilir en uygun anten türüdür. Yine mikroşerit antenlerin üretimi, yüksek hassasiyet ve son derece düşük maliyet sunan baskı devre kartına (PCB) dayanmaktadır. (Zhang Haoyu, 2014)

Horn anten gibi düzlemsel olmayan UWB antenler ve log periyotlu antenlerde bant genişliğini artırmak için direnç yükü kullanılmaktadır. Ancak bu uygulama antenlerin verimini düşürmektedir. Monopol, bowtie ve stacked yarıklı antenler gibi düzlemsel antenlerle de çalışmalar vardır fakat fiziksel boyutlarındaki büyüklükten dolayı Horn anten dışındaki bu antenlerin çoğu multi-statik radar sistemlerinde kullanılmaktadır (Zhang Haoyu, 2014).

Yukarıdaki avantajlarından dolayı bu tezdeki çalışmada VIVALDI anten meme kanseri tespiti için prototip olarak seçilmiştir.

VIVALDI antenler, geniş bant genişliği, yüksek yönlülük ve basit yapısı gibi avantajlarıyla 1970' de ilk defa duyurulmuştur. Şekil 3.13'te VIVALDI anten çeşitleri gösterilmektedir (Hojjat N., S. Yarasi, S. Safavi-Naeini, and T. Manku., 2000). Üstel olarak sivrilen slot (delik) VIVALDI antenin temel yapısını oluşturmaktadır. Diğerleri

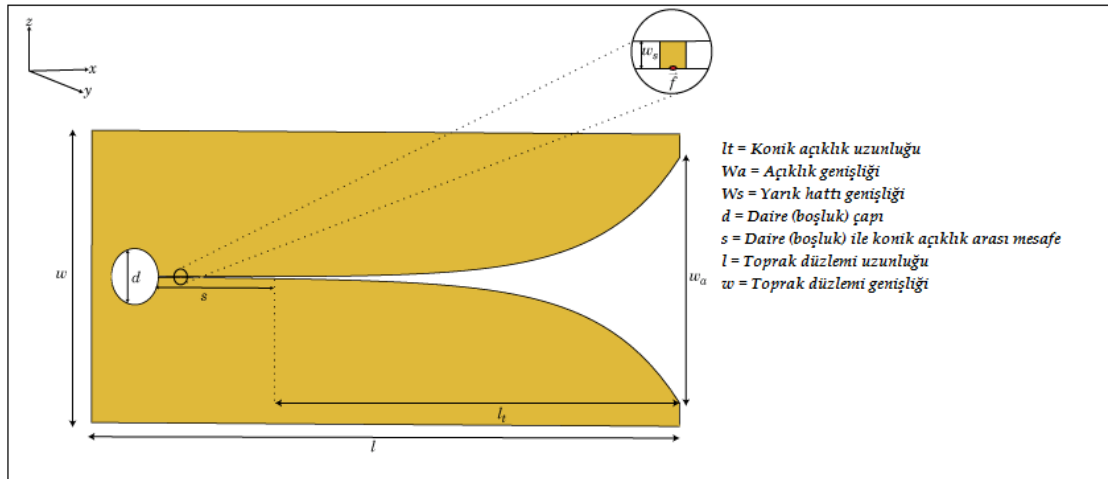
ise doğrusal olarak sivriltilmiş slot anten (LTSA) ve sabit genişlikte slot anten (CWSA) dir.



Şekil 3. 17. VIVALDI Anten Çeşitleri

VIVALDI anten, üstel fonksiyon kullanılarak açıklanabilen yapısal olarak üssel sivriltilmiş slot çizgisine sahiptir. Bu üssel olarak sivriltilmiş slot çizgisi, gelen dalganın bu yarıklı çizgisi boyunca yayılmasından dolayı ışınım bölümü olarak da bilinmektedir. Şekil 3.14’de VIVALDI antenin temel geometrisi gösterilmektedir.

Slot çizgisi, slot çizgisinin en dar kısmından uyarılır. Slot çizgisi arasındaki ayırım, uyarım noktasından genişlemeye başlar ve ayrılma mesafesi, VIVALDI antenin bant genişliğini belirler. En küçük slot çizgisi ayırımı en yüksek çalışma frekansına karşılık gelirken, slot çizgisinin en büyük ayırımı en düşük çalışma frekansının dalga boyunun yarısına eşittir. Dalga, slot çizgisini dar kısımdan en büyük parçaya doğru hareket ettirir. Bu işlem sırasında enerji, en dar kısımda yuva hattına sıkıca bağlanır ve slot çizgisi ayrışmasının artması nedeniyle yayılmaya başlar. Slot çizgisinin ayrılması dalga boyunun yarısına yakın olduğunda enerji havaya yayılmaya başlar.



Şekil 3. 18. VIVALDI Anteninin Temel Geometrisi

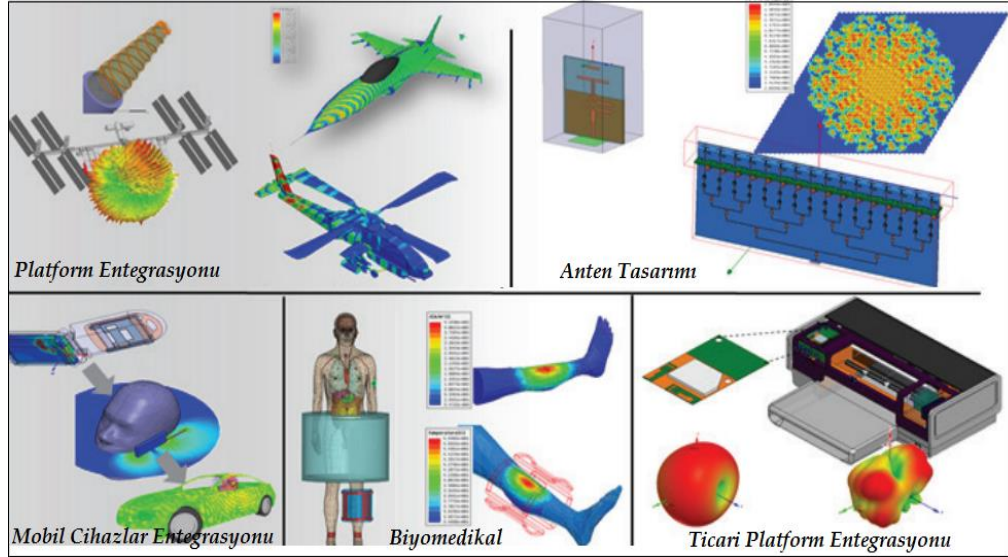
Uyarılan nokta, slot çizgisinin en dar kısmında yer alır ve doğrudan besleme ve elektromanyetik besleme olarak bilinen iki tip besleme yaklaşımı vardır.

3.9. HFSS Simülasyon Programı

Tasarlanacak VIVALDI antenin simülasyonu yüksek frekanslı ve yüksek hızlı elektronik bileşenler için endüstride yaygın olarak kullanılan 3D elektromanyetik (EM) simülasyon aracı olan ANSYS HFSS (High Frequency Structural Simulator-Ansoft) programı ile yapılmıştır (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>).

Geri dönüş kaybı, giriş empedansı, kazanç, yönlülük ve çeşitli polarizasyon özellikleri gibi temel performans karakterizasyonu HFSS simülasyon programında analiz edilebilmektedir. Üçlü uzak alan modelini anten geometrisi üzerine yerleştirme kabiliyeti gibi anahtar-sonrası işleme özellikleri, tasarımcıya, anten ile elde edilen radyasyon deseni arasında çok önemli bilgiler ve doğrudan korelasyon sağlayabilmektedir. Ayrıca HFSS, hem yakın hem de uzak alanlarda elektrik ve manyetik alan görüntülemeyi, ölçüm yoluyla kolaylıkla elde edilemeyen tasarım bilgilerini sağlamaktadır. (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>)

Optimetrics ile bir araya getirilen HFSS, Quasi Newton, Pattern Search, Sequential Non-linear Programlama (SNLP), Mixed Integer SNLP ve genetik algoritmalar gibi optimizasyon tekniklerinden yararlanarak antenin tasarım alanını araştırmak için tasarım değişikliklerini parametrik olarak tarar. Tasarım hassasiyetlerini, istatistiksel performans ve imalat verimi hakkında bilgi sağlayabilen bu özel analiz seviyesi, mühendisin sonuçlara ve performansa güvenerek üretim ve pazarlama yapmasına olanak sağlamaktadır. Şekil 3.19’de HFSS simülasyon programı kullanılan uygulama alanları gösterilmektedir. (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>)



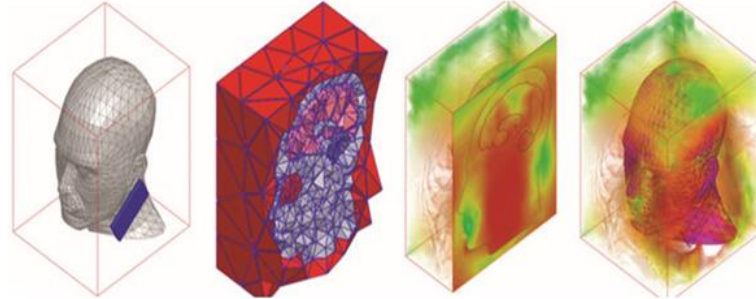
Şekil 3. 19. HFSS Kullanım Alanları

HFSS, çözmek istenilen problem türüne bağlı olarak aşağıdaki simülasyon yöntemlerini ve araçlarını kapsamaktadır:

- Sonlu Elemanlar Yöntemi (HFSS ile Etkinleştirilmiştir)
- İntegral Denklemler (HFSS-IE ile Etkinleştirilmiştir)
- Fiziksel Optik (HFSS-IE ile Etkinleştirildi)
- FEM Geçici (HFSS-TR ile Etkinleştirildi)
- 50'den fazla standart anten tasarımı da dahil olmak üzere HFSS ile birlikte verilen Anten Tasarımı Araç Seti'dir. (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>)

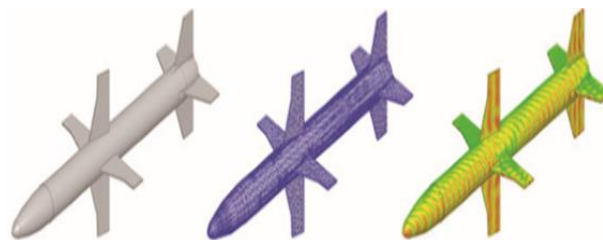
Sonlu elemanlar yöntemi (FEM), rastgele-şekilli geometriye sahip üç boyutlu (3D) uygulamalar için son derece uygundur. Bu yöntemde geometrik model, otomatik olarak geometrinin tüm yüzeylerine uygun bir dizi tetrahedral elemanlara bölünür. Tetrahedral elemanlar, bu tür yapılandırılmamış ve tekdüze olmayan ağlar için oldukça uygundurlar çünkü bu yapılar herhangi bir geometriyi oluşturmak için şekillendirilebilirler. FEM metodundaki formülasyonda modelin tamamındaki Maxwell Denklemlerini oluşturmak için gelişmiş matematiksel teknikler kullanılmaktadır. Bu yöntem karmaşık materyalleri ve geometrileri etkili bir şekilde ele alır. FEM, hacim

bazlı bir ağ oluşturarak modeli çözer ve çözümler üretir. Şekil 3.20’de görüldüğü gibi tüm alanlar hacim boyunca çözümlenir. Bu çözümlemede sadece anten değil yerleştirildiği ortamda ele alınır. (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>)



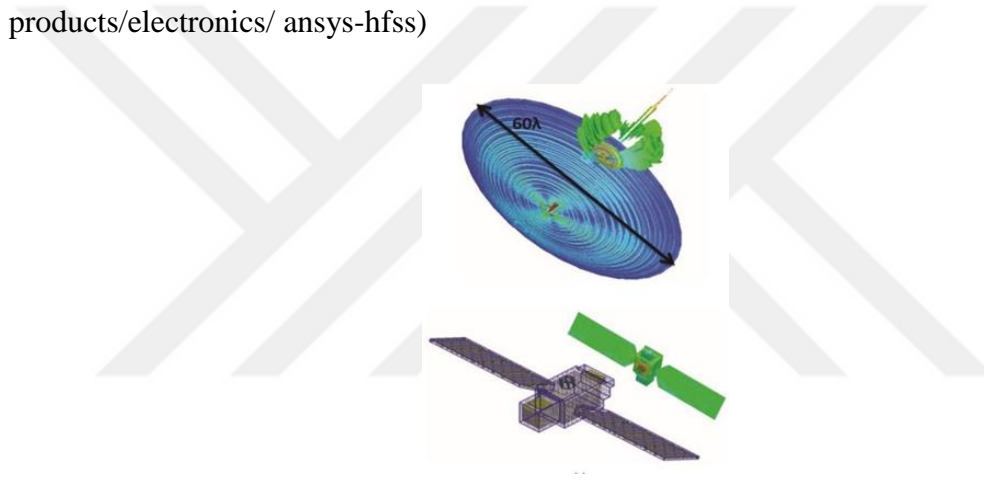
Şekil 3. 20. FEM Çözümlemesinin Örnek Modellenmesi

İntegral yöntemi, HFSS olarak aynı modelleyici ara yüzünü, analiz kurulumunu paylaşır ve HFSS masaüstünde bir tasarım tipi olarak uygulanır. IE, Şekil 3.21’de görüldüğü gibi, yüzey ışını üzerinde akımların çözüldüğü açık radyasyon ve saçılma problemlerini çözmek için 3D Momentler Yöntemi (MOM) tekniğini kullanır. Bu, esas olarak metal olan yapılar için en etkili çözücüdür. Çözümlemesi yapılan antenler açık ortamda olduğundan FEM metodundaki gibi ışınma bölgesi ve hava hacmi gerekmemektedir. IE çözümünü elektriksel olarak büyük metalik yapılarda, araçlara anten yerleşiminde, RCS ve yansıtıcı antenlerde kullanılabilir. HFSS-IE’nin en büyük avantajı, büyük problemlerin çözümü için ACA (Uyarlanabilir Çarpaz Yaklaşım) tekniğini kullanabilmesidir. ACA tekniği, bir MOM çözümü için azaltılmış hesaplama kaynakları sağlarken, HFSS-IE tarafından kullanılan otomatik adaptif modelleme algoritmasına ideal olarak uygundur. (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>)



Şekil 3. 21. IE Çözümlemesinin Örnek Modellenmesi

Hibrid FEM-IE çözümü, HFSS, hem element nite elemanlar yönteminin (HFSS) hem de integral denklemler metodunun (HFSS-IE) gücünü tek bir problemde kullanabilme kabiliyetine sahiptir. Bu şekilde karma bir çözümün birçok avantajı vardır. HFSS-IE, serbest alan boyunca ve tipik olarak FEM hacim ağına olan ihtiyacı ortadan kaldıran anten elemanlarının ayrıntılı geometrisini ve dielektriklerini modellemek için kullanılan FEM hacmi dışındaki iletkenler boyunca eriyik yayılımını çözmek için kullanılabilir. Ayrıca, IE solüsyon bölgesi, FEM bölgesiyle, bir çözüm alanından diğerine akımlar sağlayacak şekilde bitişik olabilir. Şekil 3.22’de, iki anten yapısı üzerinde birleştirilmiş FEM+IE hibrit çözümlemesinin uygulanmasını göstermektedir. Anten beslemesi, HFSS-FEM metodu kullanılarak çözülür ve ana üretici ve alt kaynaklar HFSS-IE kullanılarak çözülür. (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>)

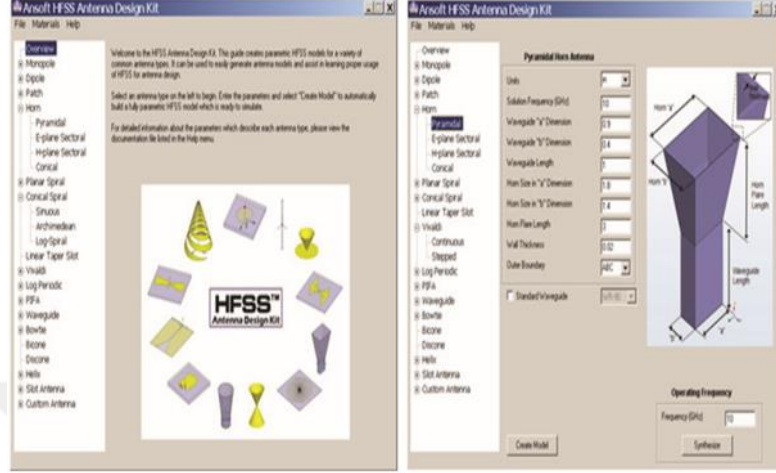


Şekil 3. 22. FEM+IE Hibrit Çözümlemesinin Uygulanması

HFSS, 50 popüler anten elemanı için geometri oluşturma, çözüm kurulumu ve post-processing raporlarını otomatik hale getiren bağımsız bir yardımcı program olan bir anten tasarım araç seti olan Anten Design Kit (Anten Tasarım Aracı)’i kapsamaktadır. Bu araç anten tasarımcılarının anten tiplerini hızlı bir şekilde analiz etmesine ve aynı zamanda yeni kullanıcıların anten tasarımı için HFSS’i kullanmayı öğrenmelerine yardımcı olmaktadır. Tasarım aracı HFSS kullanıcı ara yüzüne entegre edilebilmektedir. Tasarım aracı tarafından oluşturulan tüm anten modelleri, HFSS’de simüle edilmeye hazırdır. (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>)

Şekil 3.23’de ADK yapısından istenen anten türünü nasıl seçebileceğinizi ve boyutsal birimler, çözüm sıklığı, eleman ve besleme için fiziksel boyutlar, emici sınır koşulunun (ABC) seçimi veya mükemmel uyumlu katman gibi gerekli anten

parametrelerini nasıl belirtebileceğinizi göstermektedir. (Anonim, 2019, <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>)



Şekil 3. 23. Anten Tasarım Aracının Ara yüzü

4. ANTEN TASARIMI, UYGULAMA VE TARTIŞMA

4.1. Giriş

Bu bölümde tasarlanan VIVALDI anten, simülasyonda kullanılan meme fantomunun özellikleri, anten simülasyonu ve sonuçlarından bahsedilmiştir. VIVALDI anten ile kanser tespiti konusunda birçok çalışma olmuştur bu çalışmalardan bazıları açıklanmıştır.

Birçok avantajı, geniş uygulama alanı ve yukarıdaki uygulamalarda da görüldüğü üzere elde edilen başarılarından dolayı bu tezdeki çalışmada VIVALDI anten meme tümörü tespiti için protatip olarak seçilmiştir.

4.2. Meme Tümörü Tespitinde Kullanılan Geliştirilmiş VIVALDI Anten Tasarımları

Yukarıda da bahsedildiği üzere geniş uygulama alanı, küçük boyutlarda olması, ultra geniş frekans bandında çalışabilmesi ve düşük maliyette üretilebilmesi nedeniyle meme tümörünün tespiti için çeşitli VIVALDI antenler tasarlanmış, simülasyonları yapılmış ve laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir.

4.2.1. VIVALDI anten tasarımları

Yapılan çalışmada farklı boyutlarda, farklı yamalar açılarak ve farklı dielektrik taban malzemesi kalınlığına sahip 6 farklı VIVALDI anten tasarlanmıştır. Tasarımı yapılan antenlerde dielektrik sabiti (ϵ) 4.4, kayıp tanjantı (δ) 0.025 ve kalınlığı (h) 0.8-1.6-2 mm olan FR4 dielektrik taban malzemeleri kullanılmıştır. Antenlerin tasarımları ve simülasyonlarında Ansoft HFSS (High Frequency Structure Simulator) simülasyon programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tümör tespiti ise elektrik alan (E-Alan), manyetik alan (H-Alan), akım yoğunluğu (J) ve Özgül Soğurma Oranı (SAR) değerlerinin tümürlü ve tümörsüz durumlarındaki farklılıkları ortaya çıkarılarak yapılmıştır. Ayrıca antenlerin performanslarını belirlemek amacıyla çalışılan frekanslar için duran dalga oranı (VSWR), kazanç (G) ve geri dönüş kaybı (S_{11} -return loss) parametreleri de belirlenmiştir.

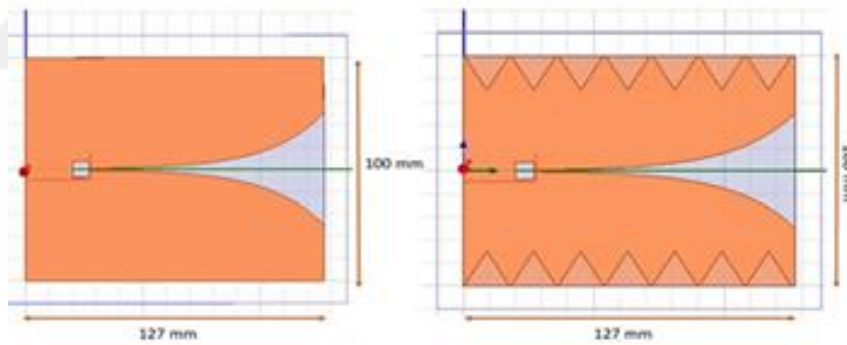
Tasarlanan anten yapılarının beslemesi, iki dielektrik taban malzemesi arasına besleme hattının yerleştirildiği ve ışıma yapacak mikroşerit yamanın üst taban

malzemesinin üstüne kazındığı yakınsak kublajlı besleme (proximity coupled feed) metodudur. Bu beslemenin kullanılmasının en önemli nedeni dielektrik taban malzemesinin kalınlığının artması sonucu antenlerin çalışabileceği frekans aralığının genişlemesi olup anten performansının artırılabilmesidir. Ancak kullanılan besleme metodunun zor ve maliyetli üretimi en önemli dezavantajdır.

4.2.1.1. Üçgen yamalı ve yamasız anten tasarımları

Tasarımı yapılan antenlerin alt tabaka boyutları $X=127$ mm ve $Y=100$ mm' dir. Yakınsak kublajlı besleme (proximity coupled feed) metoduyla beslenen antenlerin besleme uzunluk ve genişlikleri ise sırasıyla 27.14 mm ve 0.87 mm' dir.

Şekil 4.1'de görseli ve boyutları görülen antenler, meme tümörü tespitine yönelik 3-8 GHz frekans aralığında ışımaya yapan VIVALDI anten tasarımıdır. Anten tasarımları; yamasız, antenin yan taraflarına açılmış üçgen yamalı, kullanılan taban malzemesi farklı olan 3 farklı ve bu antenlerin her birine 10 mm çapında tümör yapısı eklenmiş 2 farklı olmak üzere toplamda 3 antenden ibarettir.



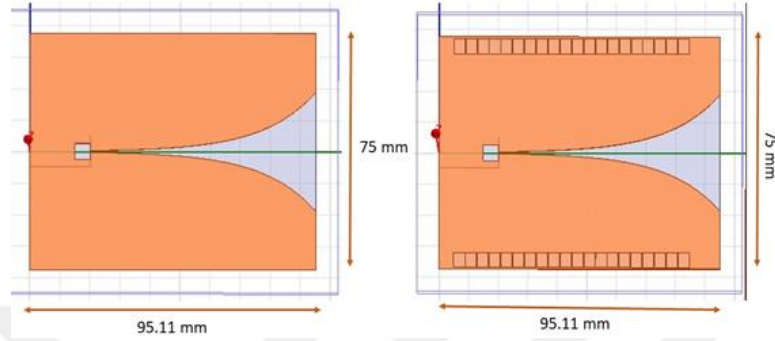
Şekil 4. 1. Üçgen Yamalı VIVALDI Anten Tasarımları ve Boyutları

4.2.1.2. Kare yamalı ve yamasız anten tasarımları

Tasarımı yapılan antenlerin alt tabaka boyutları $X=75$ mm ve $Y=95.11$ mm' dir. Yakınsak kublajlı besleme (proximity coupled feed) metoduyla beslenen antenlerin besleme uzunluk ve genişlikleri ise sırasıyla 20.11 mm ve 0.36 mm' dir.

Şekil 4.2'de görseli ve boyutları görülen antenler, meme tümörü tespitine yönelik 4-10 GHz frekans aralığında ışımaya yapan VIVALDI anten tasarımıdır. Anten

tasarımları; yamasız, antenin yan taraflarına açılmış kare yamalı, kullanılan taban malzemesi farklı olan 3 farklı ve bu antenlerin her birine 10 mm çapında tümör yapısı eklenmiş 2 farklı olmak üzere toplamda 3 antenden ibarettir. Ayrıca tasarlanan antenlerin her iki yanına açılan kare yamalar anten boyutunun 1/20 sine tekabül etmektedir.

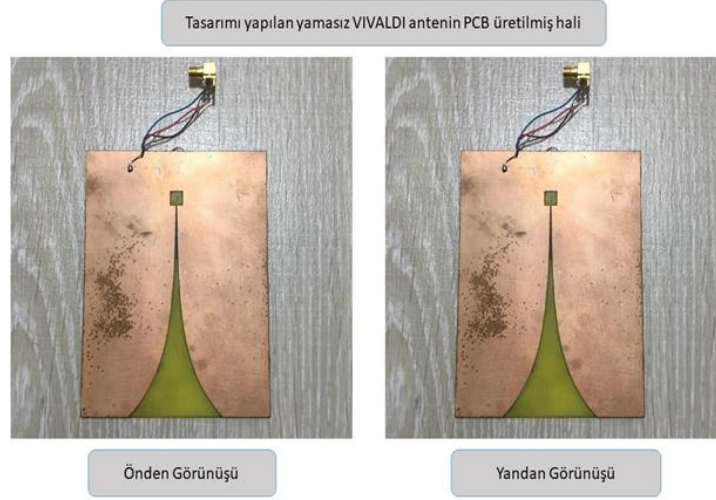


Şekil 4. 2. Kare Yamalı VIVALDI Anten Tasarımları ve Boyutları

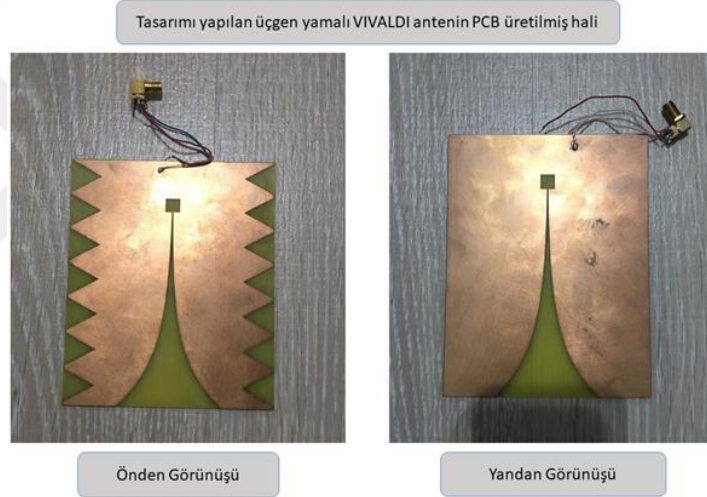
4.2.1.3. Kare ve üçgen yamalı antenlerin üretimi

Tasarımı yapılan antenlerin beslemesi yakınsak kublaj besleme olup iki dielektrik taban malzemesine ayrı ayrı PCB baskı yapılmış sonrasında ise bu iki baskı devre besleme hattı ortada kalacak şekilde presleme işlemi yapılarak antenlerin üretimi yapılmıştır.

Tasarlanan antenlerin besleme metodundan dolayı PCB üretimi oldukça zor, maliyetli ve özel PCB ekipmanları gerektirmektedir. Bu nedenle seçimimiz simülasyonlarda iyi sonuç aldığımız FR4 dielektrik malzeme kalınlığı 2 mm olan üçgen yamalı ve yamasız antenlerden yana kullanılmıştır. PCB üretimi yapılan antenler Şekil 4.3. ve Şekil 4.4'de görülmektedir.



Şekil 4. 3. Yamasız VIVALDI Antenin PCB Üretilmiş Hali



Şekil 4. 4. Üçgen Yamalı VIVALDI Antenin PCB Üretilmiş Hali

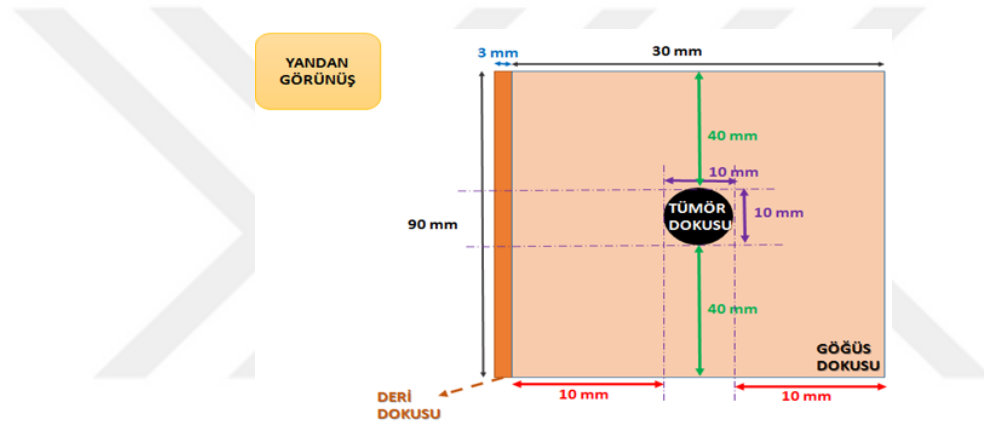
4.3. Meme Dokusu Yapısı

Bölüm 2’de bahsedildiği üzere meme dokusu genel olarak deri dokusu, yağ dokusu ve meme dokusundan (bağ doku ve grandüler doku) oluşmaktadır ve tasarlanan antenlerin simülasyonunda/deneyinde kullanılan meme yapısı bu bilgiler doğrultusunda dizayn edilerek kullanılmıştır. Ayrıca insan vücut sıcaklığında yapılan çalışmalarda 10^9 Hz frekans değerinden sonra meme dokusunun dielektrik değerinin değişmeyerek sabit kaldığını göstermektedir. (S. Gabriel, R. W. Lau ve C. Gabriel., 1996). Bu nedenle tezde tasarlanan antenler 3-8 ve 4-10 GHz frekans aralığında çalıştığından yapılan

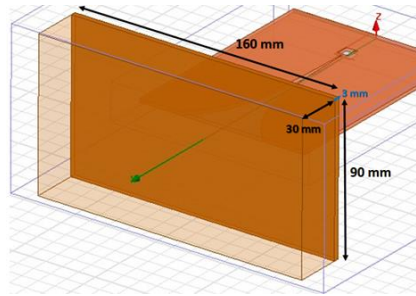
simülasyon/deney çalışmalarında kullanılan meme dokusunun katmanlarının dielektrik değerleri sabit olduğu düşünülerek gerekli çalışmalar yapılmıştır.

4.3.1. Simülasyonlarda kullanılan meme dokusu yapısı

Antenlerin tasarımı, meme yapısının tasarımı ve simülasyonlarında Ansoft HFSS (High Frequency Structure Simulator) simülasyon programı kullanılmıştır. Tasarlanan meme dokusu yapısı 3 katmandan oluşmakta olup yapısı ve boyutları Şekil 4.5’de gösterilmektedir. Meme dokusu yapısı 160x90x33 mm boyutlarında dikdörtgen prizma biçiminde ve tümör dokusu yapısı ise çapı 10 mm olan küresel biçimde tasarlanmıştır.



(a)



(b)

Şekil 4. 5. Meme Dokusu Yapısı ve Boyutları (a) Yandan Görünüşü, (b) Üstten Görünüşü

Tasarlanan meme dokusu katmanlarının dielektrik ve iletkenlik sabitleri ise yapılan çalışmalar doğrultusunda; (Çalışkan R., Gültekin S. S., Uzer D., Dündar Ö., 2015) meme derisinin ϵ değeri 9, σ değeri 0,4; meme dokusunun ϵ değeri 36, σ değeri 4 ve tümör dokusunun ϵ değeri 50, σ değeri 4 olarak simülasyonlar yapılmıştır.

4.3.2. Deneylerde kullanılan meme dokusu yapısı

Tasarlanan VIVALDI antenlerin üretilerek deneylerinin yapılabilmesi için insan meme dokusunun dielektrik sabitine yakın meme fantomu gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda birçok farklı meme dokusu fantomu hazırlanmıştır. Fakat en yaygın olan ise jelatin ve yağ tabanlı karışımdır. Düşük maliyeti, kolay hazırlanabilmesi ve 500 MHz - 20 GHz frekans aralığında kullanılabilmesi bu karışımın en önemli özelliğidir. (Zhang Haoyu, Ahmed O. El-Rayis, Nakul Haridas, Nurul H. Noordin, Ahmet T. Erdogan, Tughrul Arslan., 2011)

Tasarlanan antenlerin deneyi için hazırlanan meme fantomu karışımının içeriği Tablo 2’de gösterilmektedir.

Tablo 2. Meme Fantomu Karışımı

	Meme Dokusu	Meme Derisi	Tümör Dokusu
Benzoik Asit / Metil Benzoik Asit (g)	0.294	0.133	0.346
Propanol / İzopropil Alkol (mL)	28.69	6.960	17,00
Formaldehit (g)	1.530	3.330	3.720
Saf su (mL)	279.5	132.7	328,0
Bitkisel Jelatin (g)	50.02	24.32	58.67
Sıvı Yağ (mL)	265.6	98.60	38.40
Sıvı Deterjan (mL)	12.00	5.860	2.000

Meme fantomu için tablodaki maddelerin karışımında kullanılma sırası ve reçetesi aşağıdadır.

- 1) İzopropil akol içerisine benzoik asit eklenerek çözünene kadar karıştırılır,
- 2) Oluşan karışımın içerisine saf su eklenir ve karıştırılır,

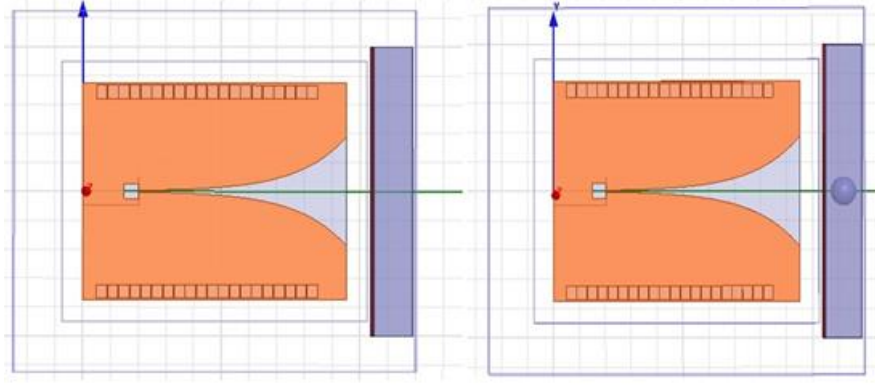
- 3) Oluşan karışımının içerisine toz jelatin eklenerek ısıtılır homojen görünüm ve hava kabarcığı kalmayana kadar karıştırılır,
- 4) Oluşan karışımının içerisine karışımla aynı sıcaklıkta sıvı yağ eklenerek karıştırılır,
- 5) Oluşan karışımının içerisine sıvı deterjan eklenir ve beyaz homojen görünüm elde edilene kadar karıştırılır.
- 6) Son olarak oluşan karışımının içerisine formaldehit eklenerek karıştırılır ve 1-2 gün donması/şekil alması için bekletilir.
- 7) Oluşan karışım katılaştıktan sonra 5 gün dielektrik özelliğini koruyacaktır. Sonuç olarak deneylerde kullanılacak meme fantomu Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



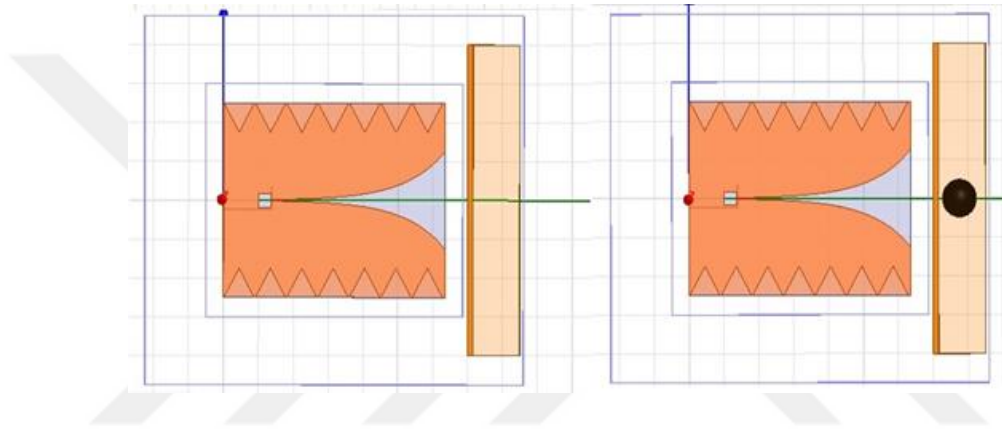
Şekil 4. 6. Hazırlanan Meme Fantomunun Üstten ve Yandan Görünümü

4.4. Tasarlanan Antenlerin HFSS Simülasyonları

Tasarlanan yamasız, üçgen yamalı ve kare yamalı VIVALDI antenler yapıları gereği V şeklindeki yarığın açıldığı kısımdan ışımaya yapmaktadır. Bu nedenle yukarıda özellikleri açıklanan ve simülasyon için tasarlanan meme yapısının yerleşimi Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de görüleceği üzere antenlerin ışımaya yönüne yerleştirilmiş olup antenlerin simülasyonları yapılmıştır.



Şekil 4. 7. Kare Yamalı Antenlerin Simülasyon İçin Yerleşimleri



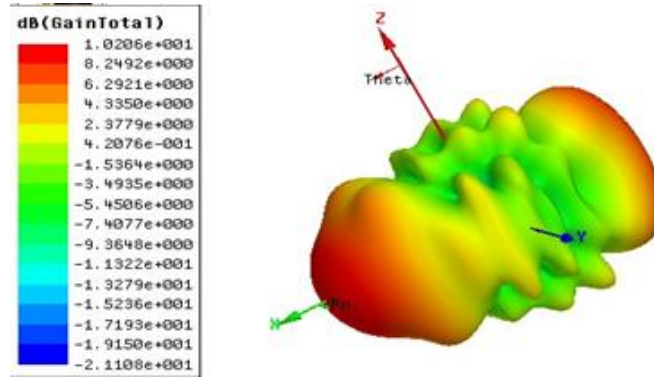
Şekil 4. 8. Üçgen Yamalı Antenlerin Simülasyon İçin Yerleşimleri

4.4.1. Kare yamalı antenlerin simülasyon sonuçları

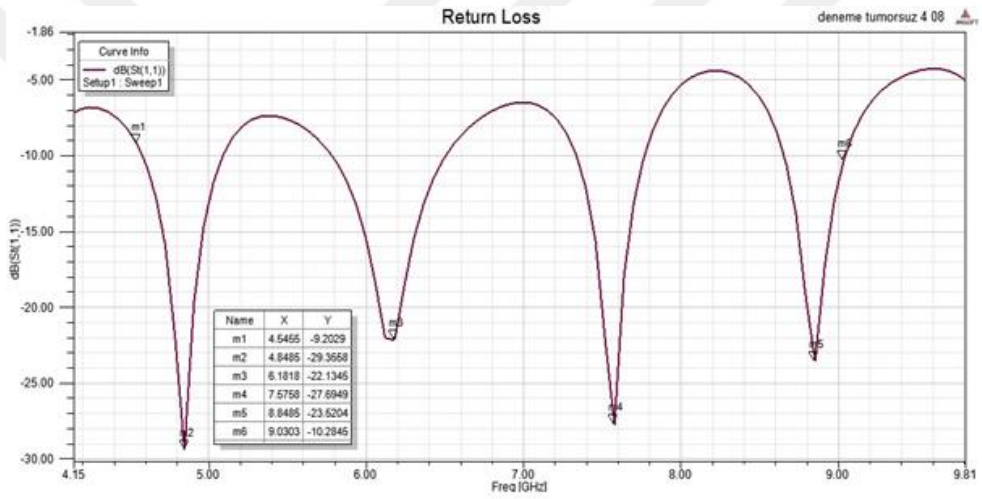
Şekil 4.7’de gösterildiği üzere VIVALDI antenler kare yamalı olarak tasarlanmış olmakla birlikte kullanılan FR4 dielektrik taban malzemesi kalınlığı 0.8, 1.6 ve 2 mm olmak üzere toplamda 3 antenden oluşmaktadır. Bu antenlerin simülasyonları ışınma yönüne yerleştirilen ve antene uzaklığı 2 cm olan meme fantomu yerleştirilerek 6 simülasyonla yapılmıştır.

4.4.1.2. Anten 1 simülasyon sonuçları

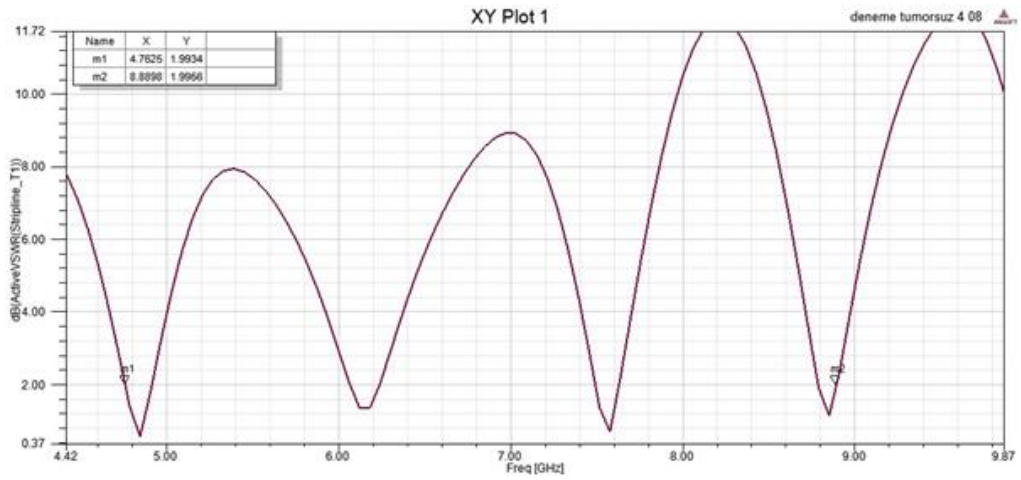
Bu başlıkta kare yamalı olarak ve 0.8 mm kalınlıkta FR4 taban malzemesi kullanılarak tasarlanmış VIVALDI antenin tümörsüz ve tümörlü meme fantomu ile simülasyon sonuçlarından bahsedilmektedir.



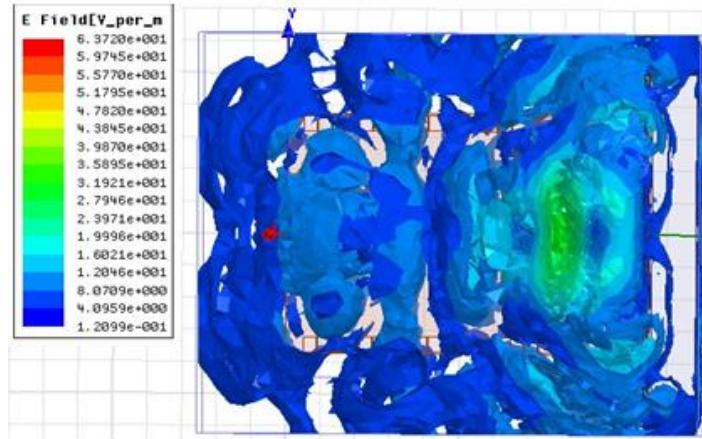
Şekil 4. 9. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



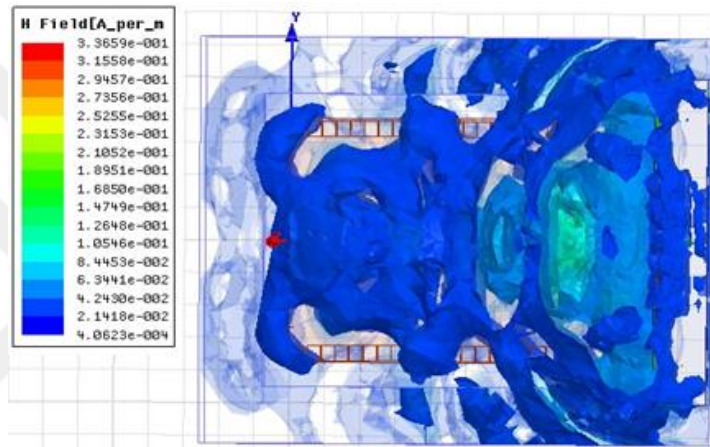
Şekil 4. 10. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği



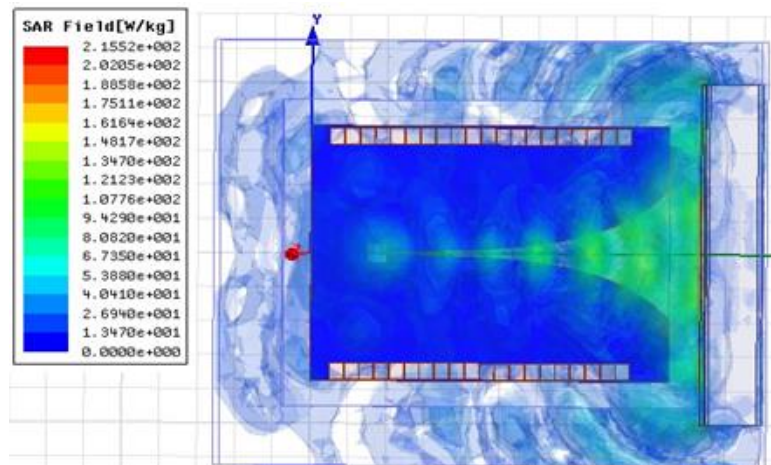
Şekil 4. 11. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 12. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği



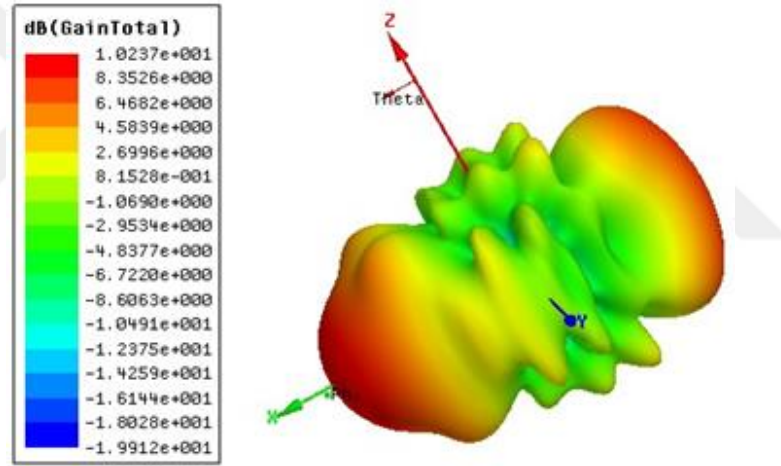
Şekil 4. 13. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu)- H-Alan grafiği



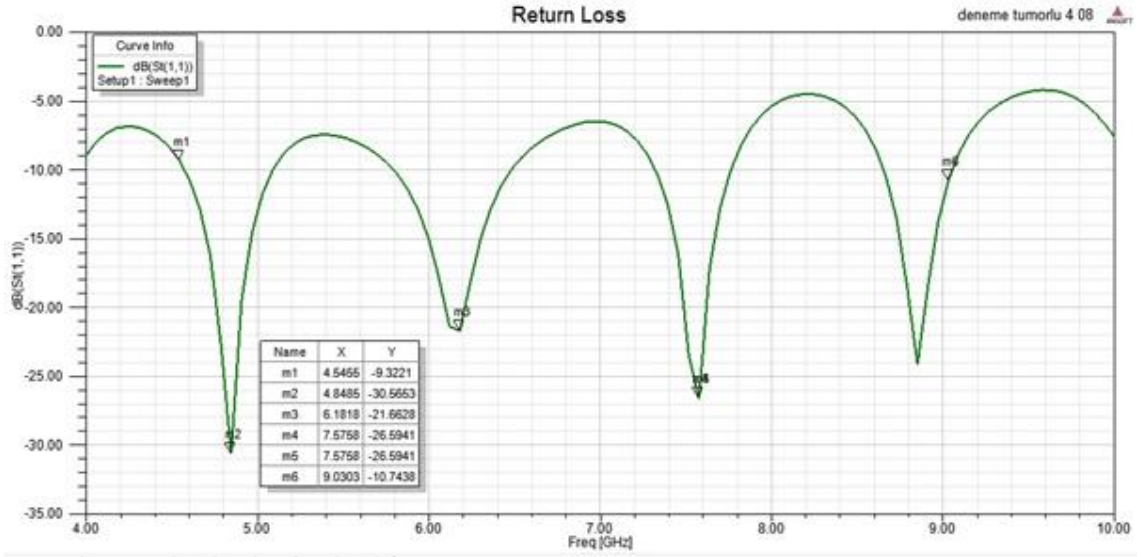
Şekil 4. 14. Anten 1 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışına yönüne yerleştirilen tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.9'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 10.206 dB' dir. Şekil 4.10'daki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 4.545 GHz - 9.030 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 4.8 GHz - 6.18 GHz - 7.57 GHz - 8.84 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.11'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

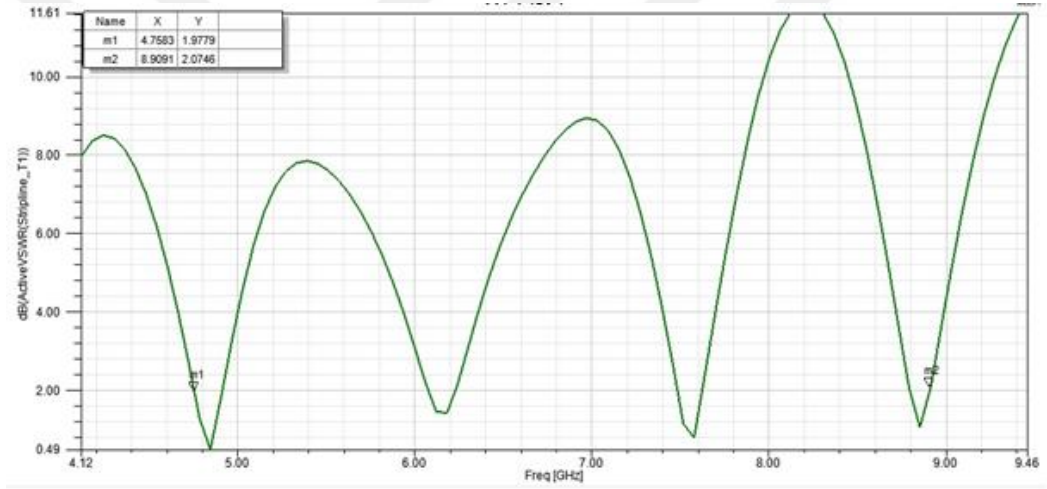
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.12'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 63.720 V/m, Şekil 4.13'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.335 A/m ve Şekil 4.14'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 215.52 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.



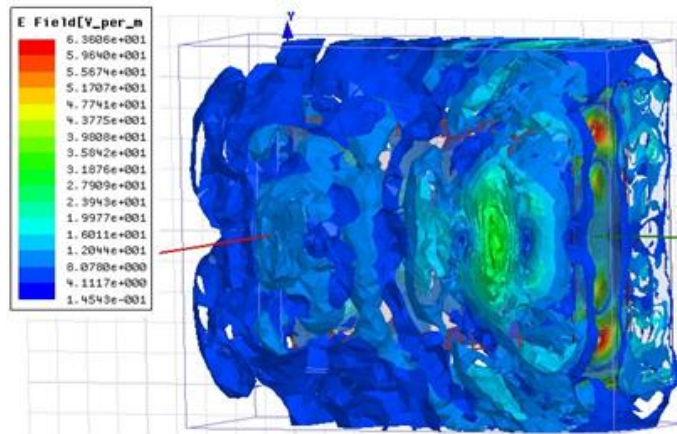
Şekil 4. 15. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



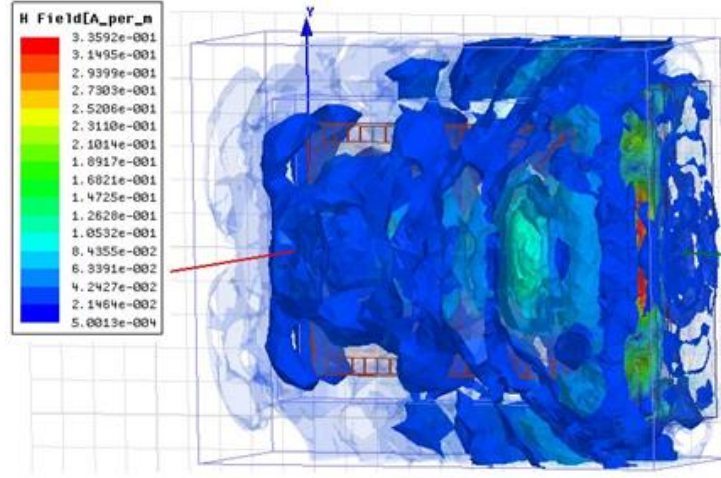
Şekil 4. 16. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği



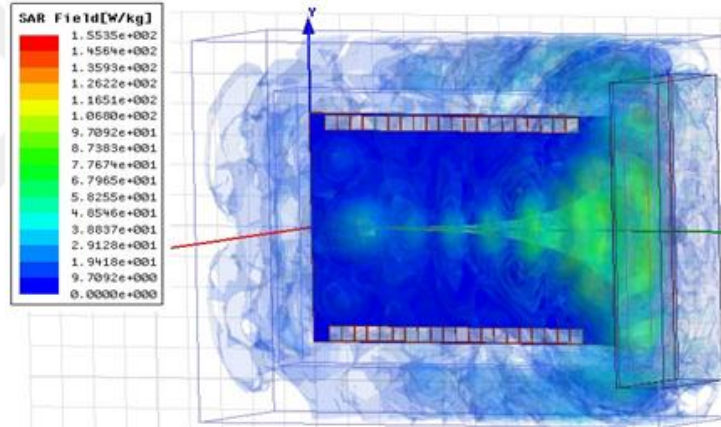
Şekil 4. 17. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu)- VSWR grafiği



Şekil 4. 18. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği



Şekil 4. 19. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu)- H-Alan grafiği



Şekil 4. 20. Anten 1 (Tümörlü meme fantomu)- SAR grafiği

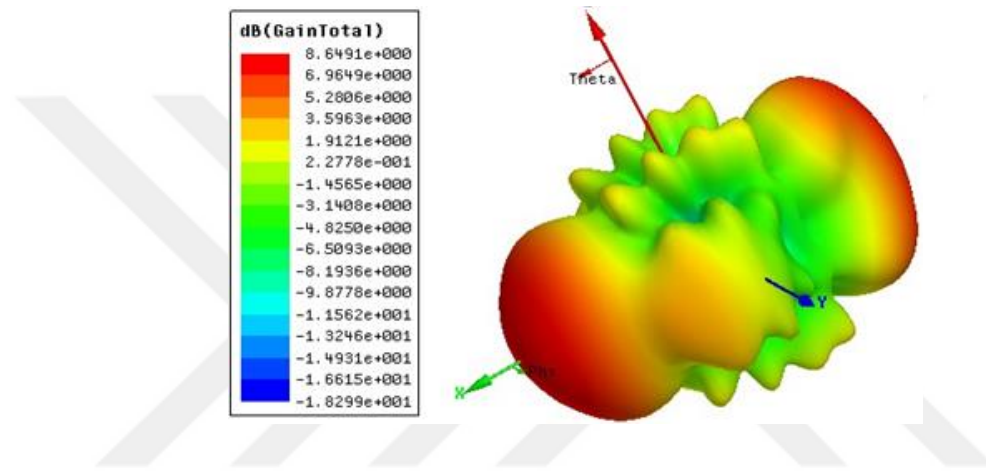
Tasarlanan antenin ışınma yönüne yerleştirilen tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.15'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 10.237 dB'dir. Şekil 4.16'daki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 4.545-9.030 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 4.84, 6.18, 7.57 ve 8.84 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.17'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.18. deki E-Alan) grafiğinde antenin elektrik alanı 63.606 V/m, Şekil 4.19'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik

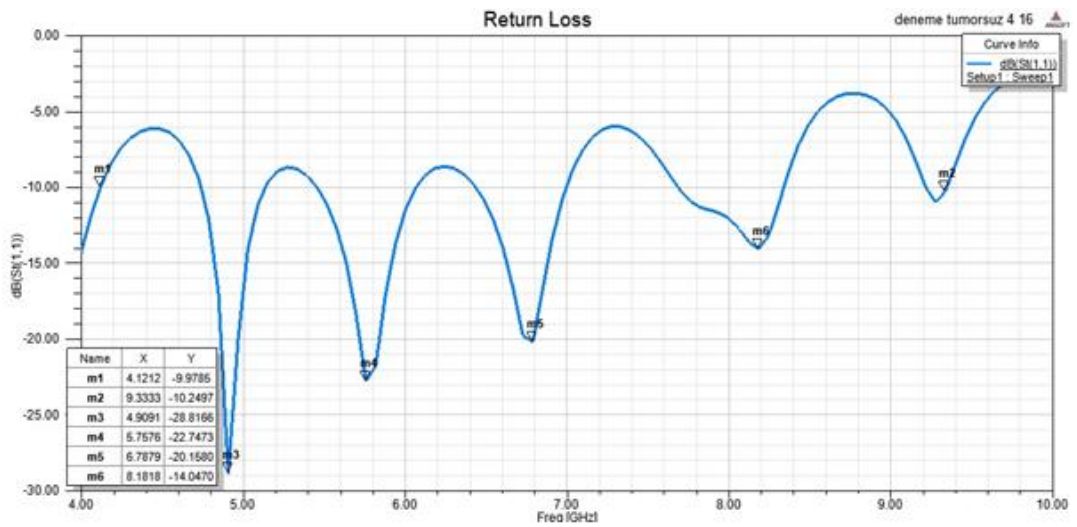
alanı 0.335 A/m ve Şekil 4.20'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 155.35 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.

4.4.1.3. Anten 2 simülasyon sonuçları

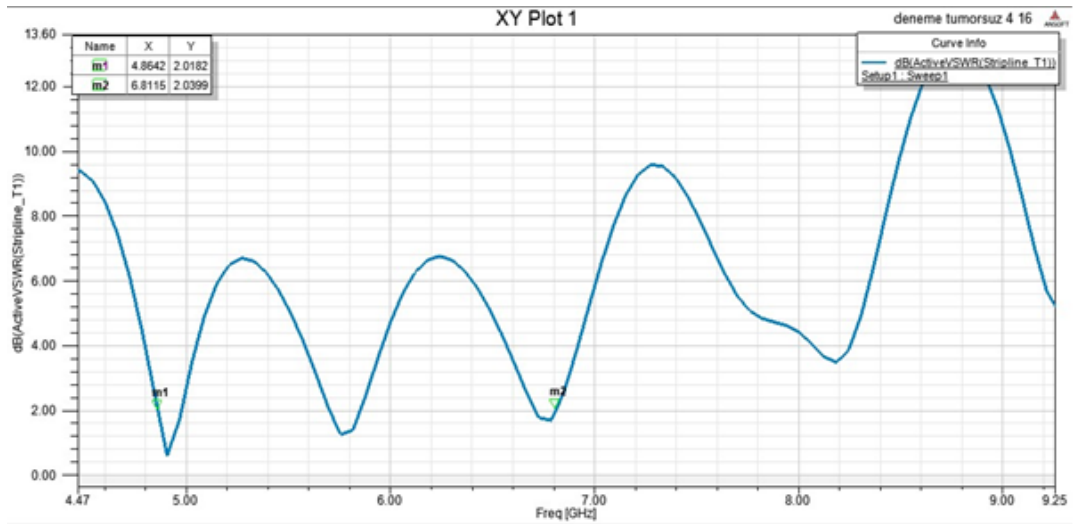
Bu başlıkta kare yamalı olarak ve 1.6 mm kalınlıkta FR4 taban malzemesi kullanılarak tasarlanmış VIVALDI antenin tümörsüz ve tümörlü meme fantomu ile simülasyon sonuçlarından bahsedilmektedir.



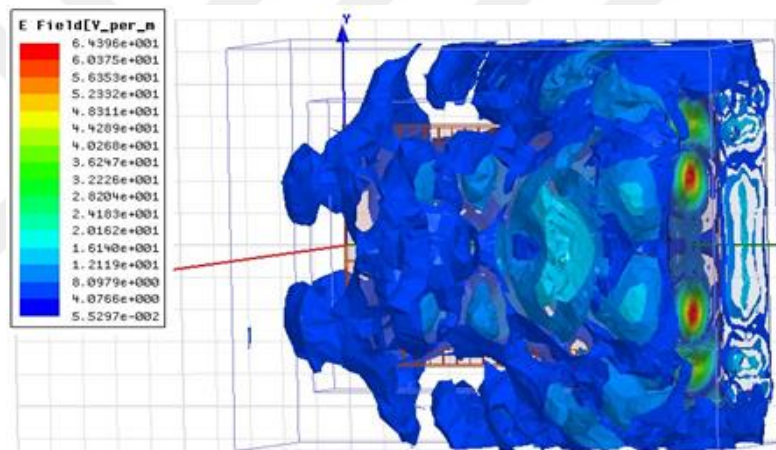
Şekil 4. 21. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu)-Kazanç (Gain) grafiği



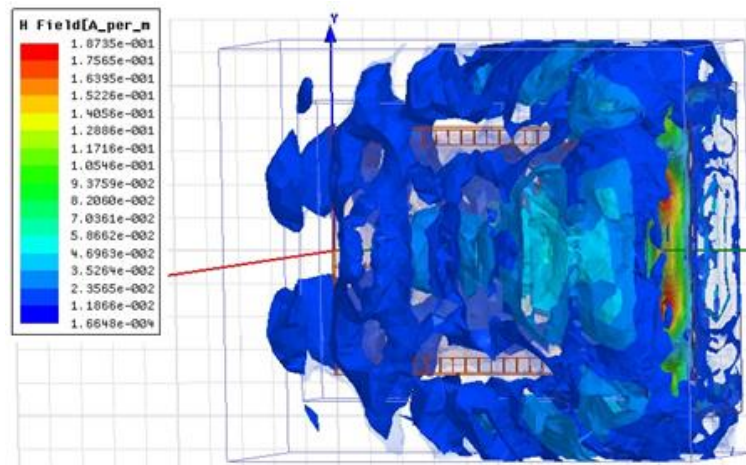
Şekil 4. 22. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği



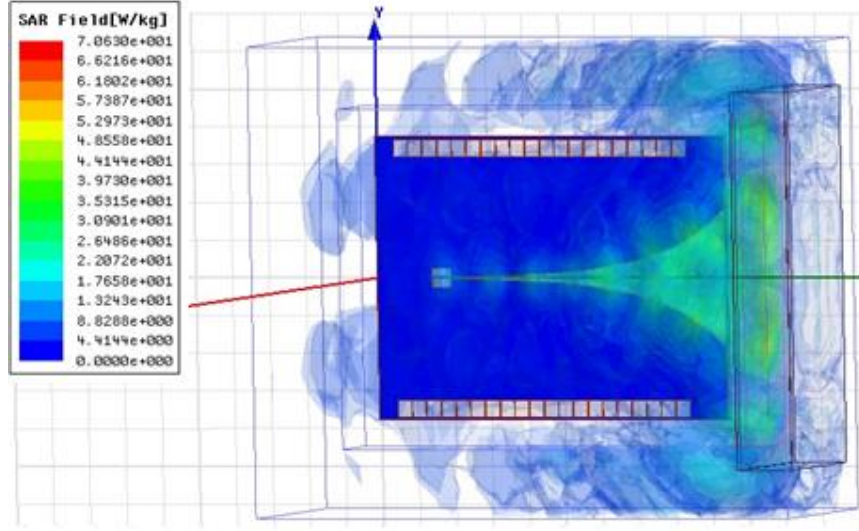
Şekil 4. 23. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu)- VSWR grafiği



Şekil 4. 24. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği



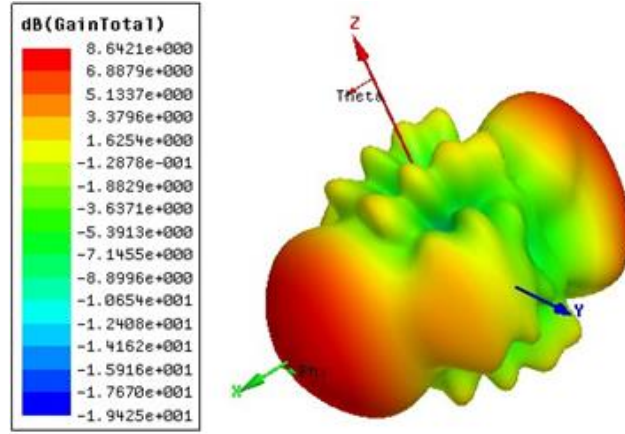
Şekil 4. 25. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği



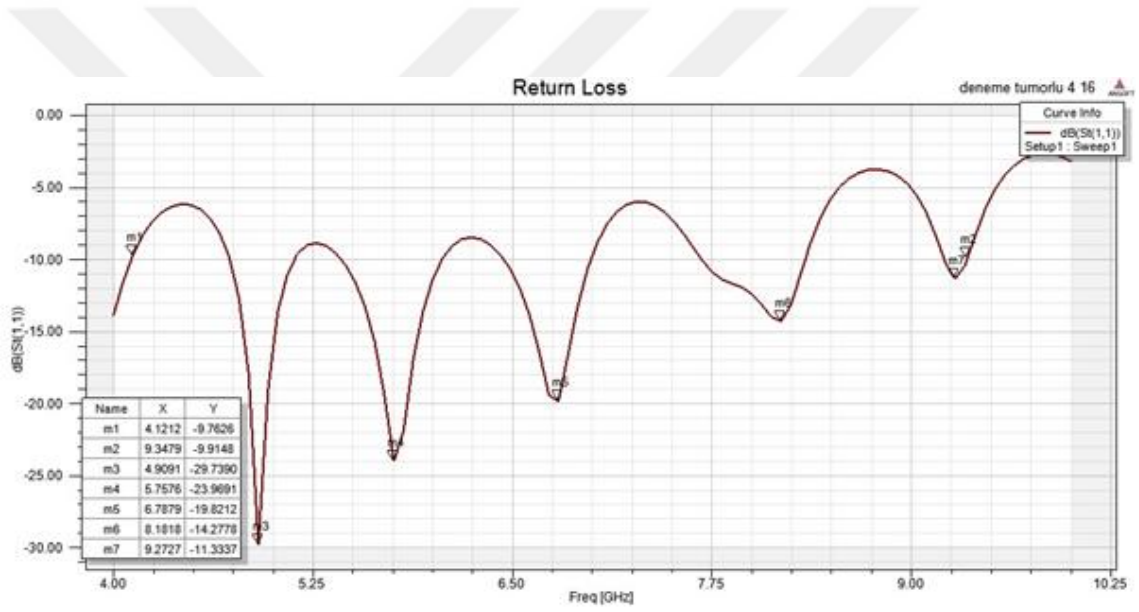
Şekil 4. 26. Anten 2 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışınım yönüne yerleştirilen tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.21'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 8.649 dB'dir. Şekil 4.22'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 4.121 GHz - 9.333 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 4.90 GHz - 5.75 GHz - 6.78 GHz - 8.18 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.23'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

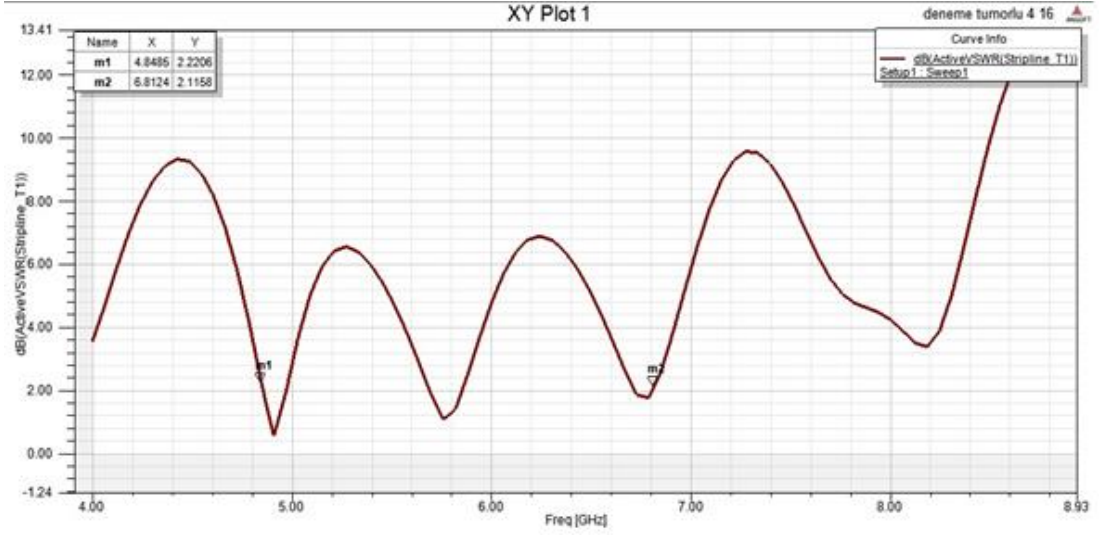
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.24'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 64.396 V/m, Şekil 4.25'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.187 A/m ve Şekil 4.26'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 70.630 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.



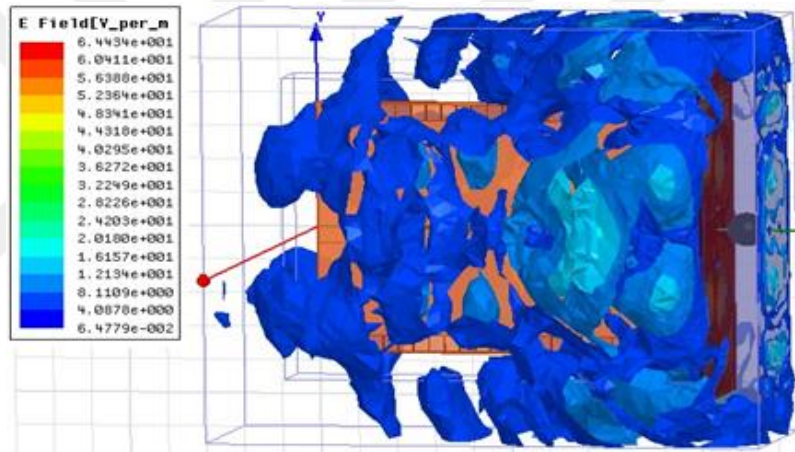
Şekil 4. 27. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu)-Kazanç (Gain) grafiği



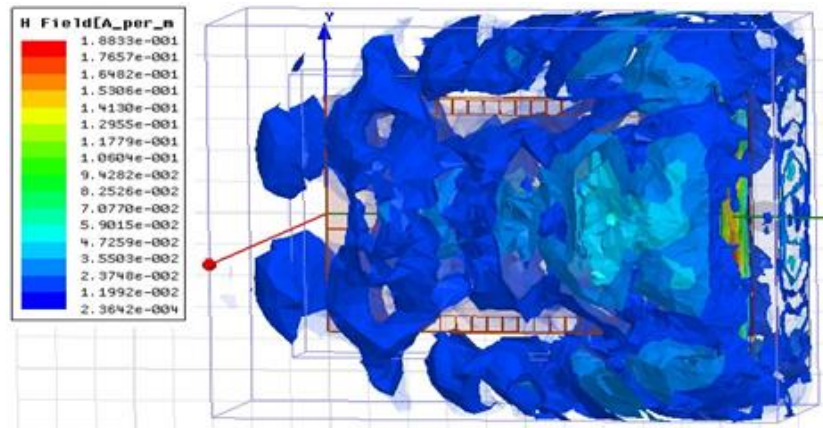
Şekil 4. 28. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği



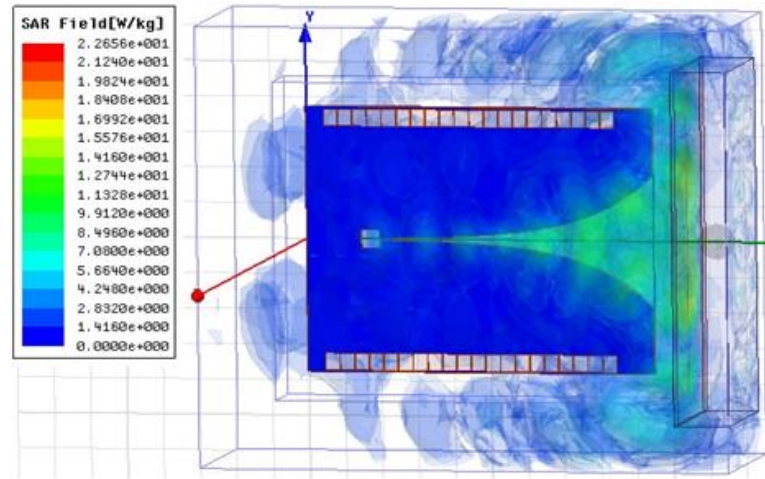
Şekil 4. 29. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 30. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği



Şekil 4. 31. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) - H-Alan grafiği



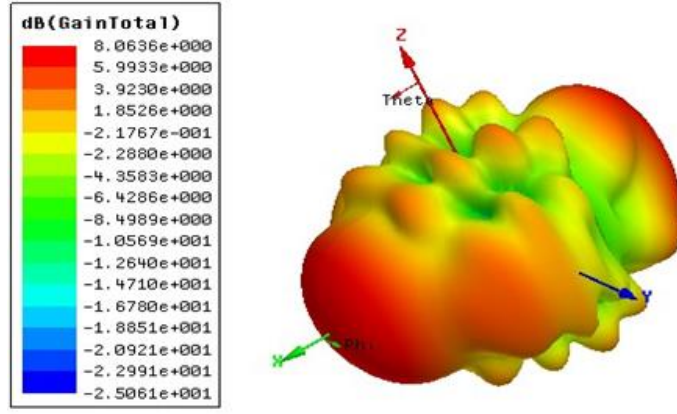
Şekil 4. 32. Anten 2 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışınma yönüne yerleştirilen tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.27'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 8.642 dB'dir. Şekil 4.28'deki S11 grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 4.121 - 9.347 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 4.90 - 5.75 - 6.78 - 8.18 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.29'da yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

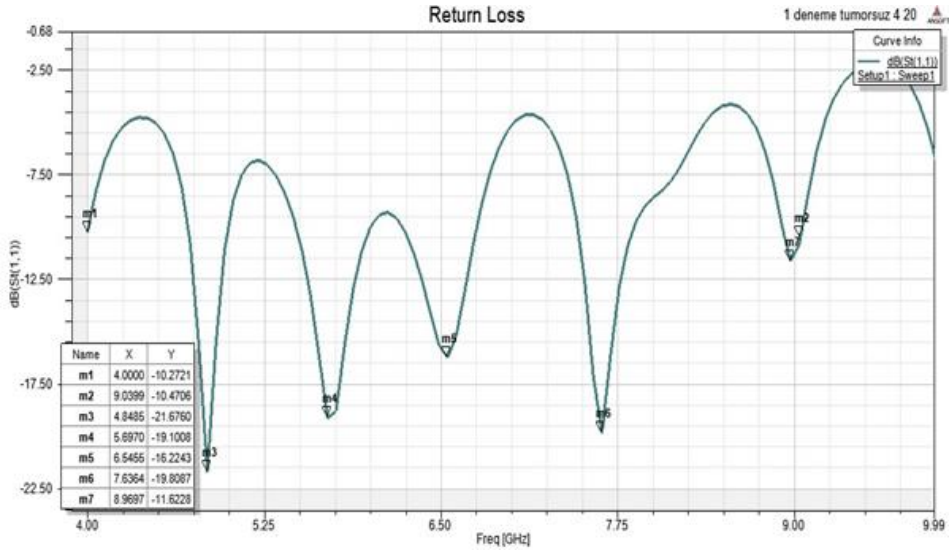
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.30'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 64.434 V/m, Şekil 4.31'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.188 A/m ve Şekil 4.32'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 22.656 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.

4.4.1.4. Anten 3 simülasyon sonuçları

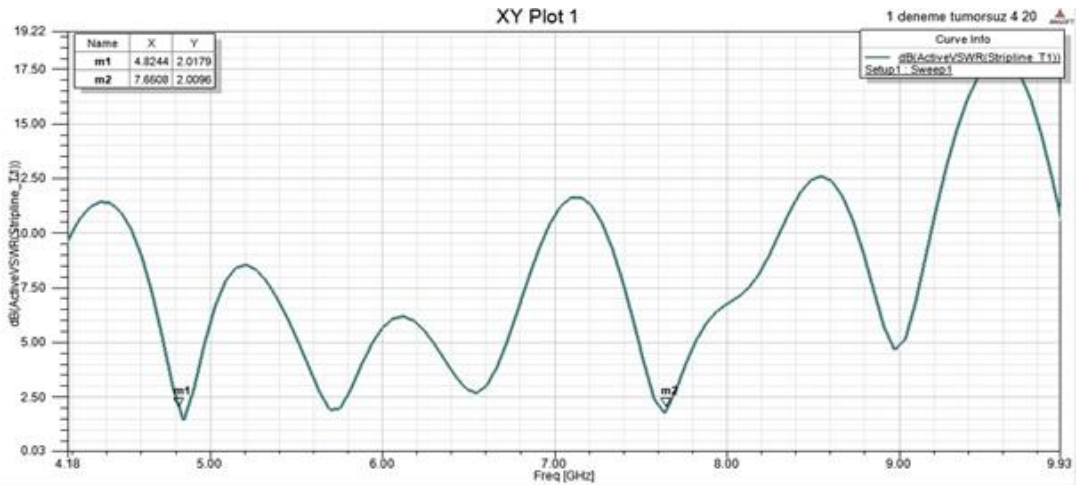
Bu başlıkta kare yamalı olarak ve 2 mm kalınlıkta FR4 taban malzemesi kullanılarak tasarlanmış VIVALDI antenin tümörsüz ve tümörlü meme fantomu ile simülasyon sonuçlarından bahsedilmektedir.



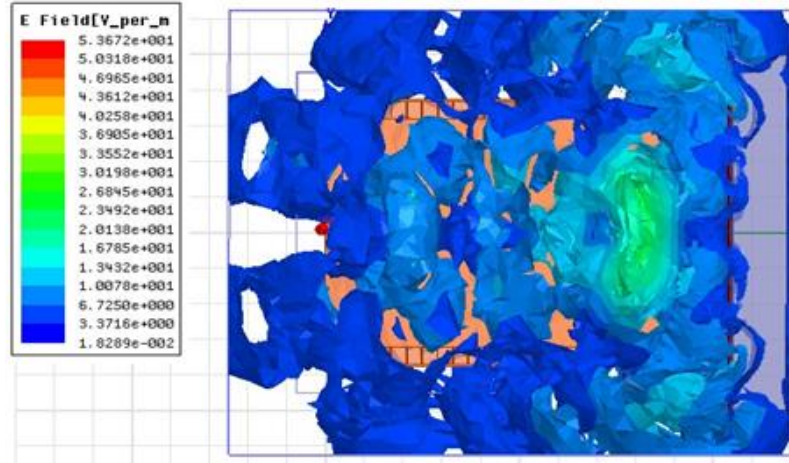
Şekil 4. 33. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



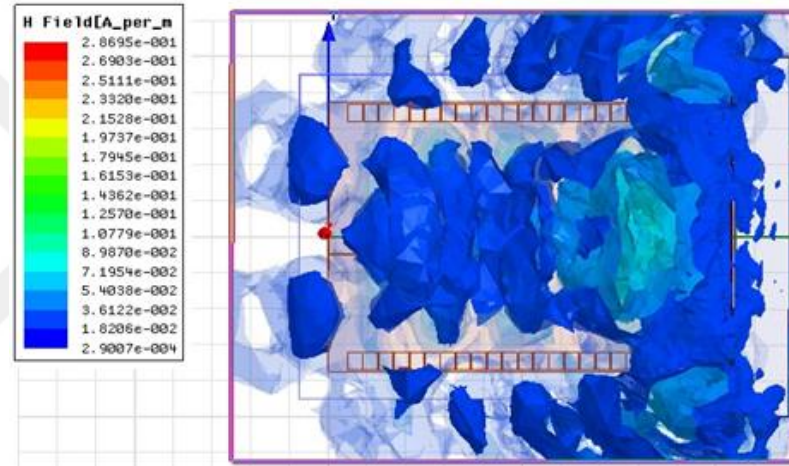
Şekil 4. 34. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - S_{11} grafiği



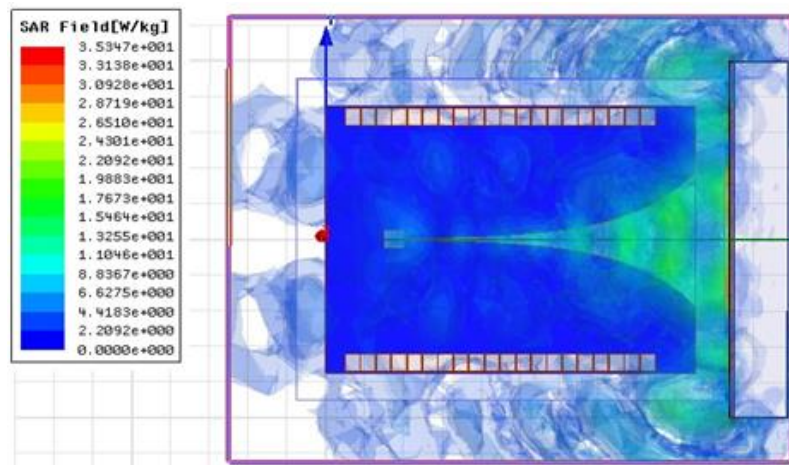
Şekil 4. 35. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 36. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği



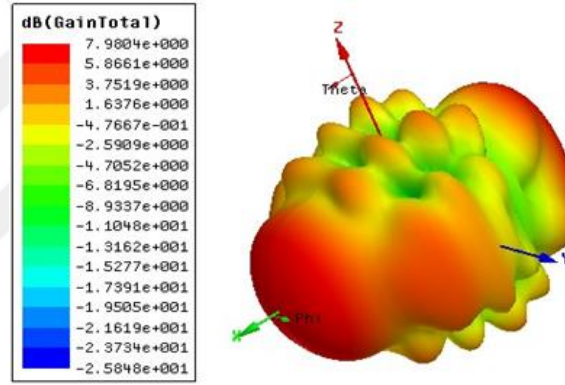
Şekil 4. 37. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği



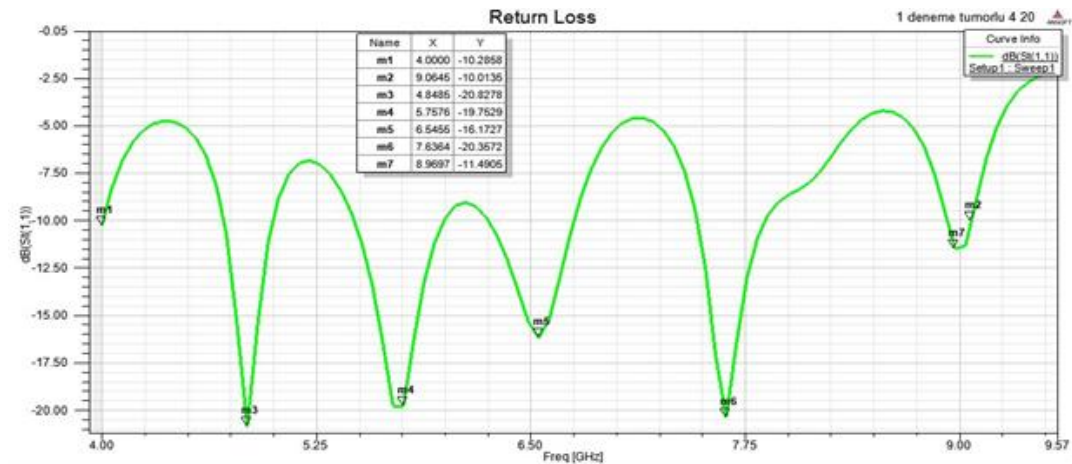
Şekil 4. 38. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) – SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışına yönüne yerleştirilen tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.33'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 8.063 dB'dir. Şekil 4.34'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 4 GHz - 9.039 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 4.84 GHz - 5.69 GHz - 6.57 GHz - 7.63 GHz - 8.96 GHz frekanslarında olmak üzere 5 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.35'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

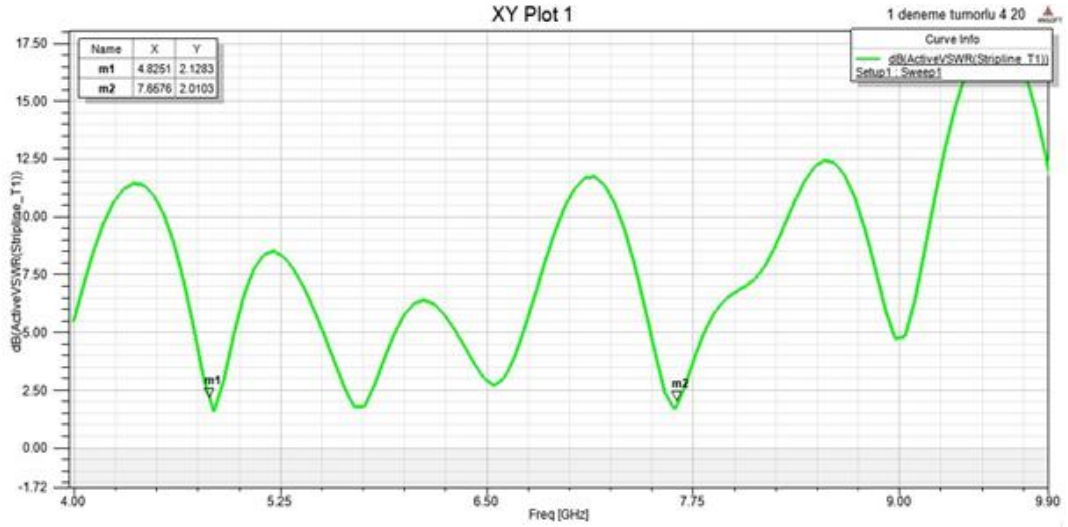
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.36'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 53.672 V/m, Şekil 4.37'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.286 A/m ve Şekil 4.38'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 35.347 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.



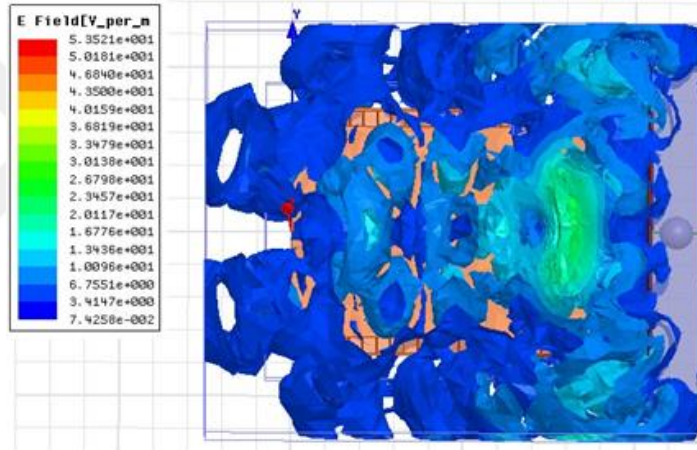
Şekil 4. 39. Anten 3 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



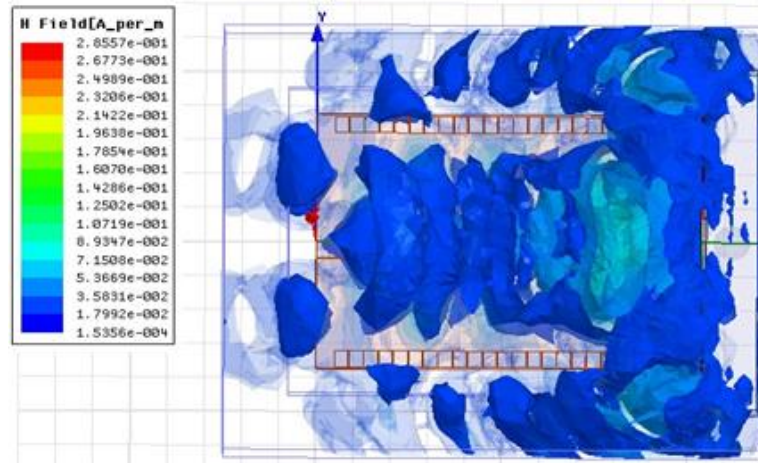
Şekil 4. 40. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - S_{11} grafiği



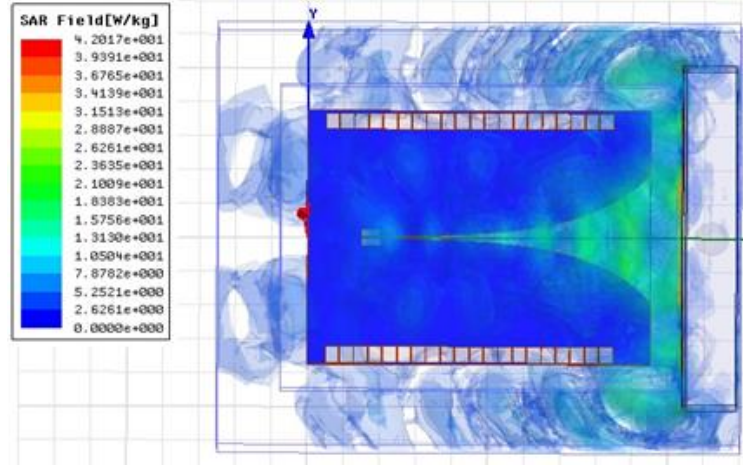
Şekil 4. 41. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 42. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği



Şekil 4. 43. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği



Şekil 4. 44. Anten 3 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışınım yönüne yerleştirilen tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.39. deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 7.980 dB'dir. Şekil 4.40'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 4 GHz - 9.064 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 4.84 GHz - 5.75 GHz - 6.54 GHz - 7.63 GHz - 8.96 GHz frekanslarında olmak üzere 5 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.41'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.42'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 53.521 V/m, Şekil 4.43'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.285 A/m ve Şekil 4.44'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 42.017 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.

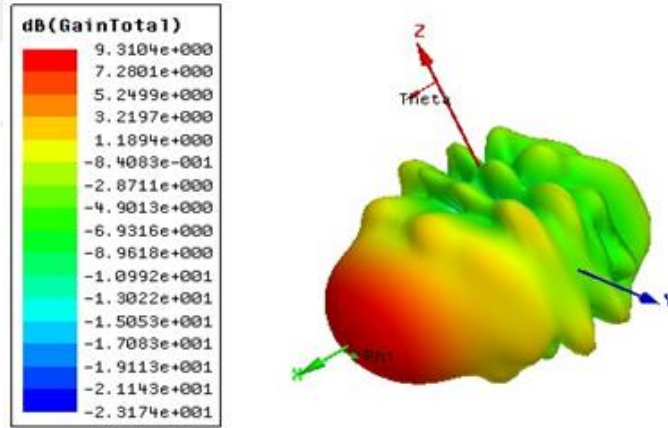
Yapılan anten simülasyonları sonucunda 10.237 dB ile en yüksek kazanç ve 4.84 GHz de -30.565 ile en yüksek geri dönüş kaybı Anten 1'in tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyonunda elde edilmiştir. Fakat tümörlü ve tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyonların sonucunda kazanç, band genişliği, E-Alan ve SAR parametrelerinde en fazla fark elde edilen anten ise Anten 3 olmuştur. Ayrıca SAR değeri en düşük olan anten yine Anten 3 olmuştur. Bu sonuçlara göre tasarlanan antenlerin hepsi tümör tespitine uygundur fakat içlerinde tümör tespitine en uygun olan ve sağlığa en az zararlı olan anten FR4 dielektrik taban malzemesi kalınlığı 2 mm olan Anten 3 tür.

4.4.2. Üçgen yamalı ve yamasız antenlerin simülasyon sonuçları

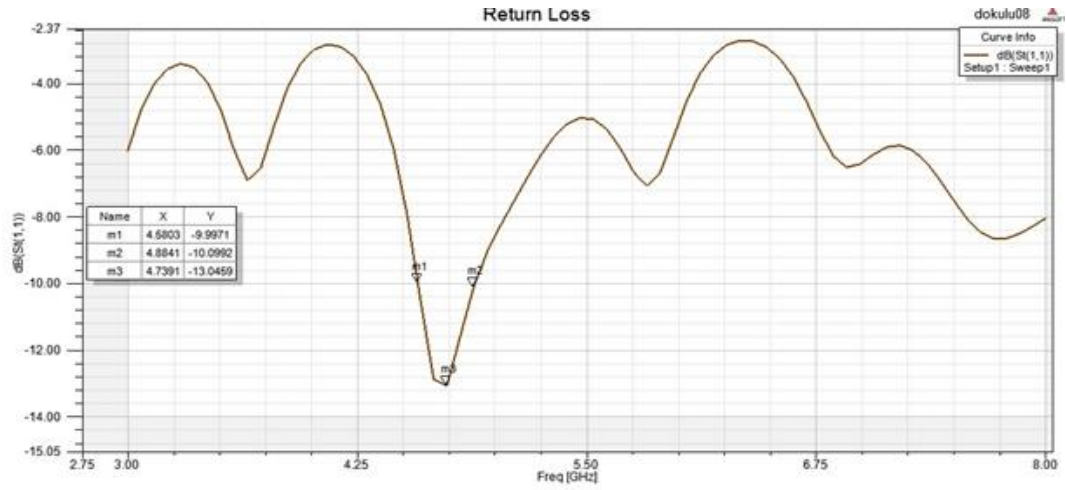
Şekil 4.8’de gösterildiği üzere VIVALDI antenler yamasız ve üçgen yamalı olmak üzere 2 çeşit tasarlanmış olmakla birlikte kullanılan FR4 dielektrik taban malzemesi kalınlığı 0.8, 1.6 ve 2 mm olmak üzere toplamda 3 kare yamalı ve dielektrik taban malzemesi kalınlığı 2 mm olan yamasız 1 antenden oluşmaktadır. Bu antenlerin simülasyonları, ışınım yönüne yerleştirilen ve antene uzaklığı 2 cm olan meme fantomu yerleştirilerek 8 simülasyon yapılmıştır.

4.4.2.1. Anten 4 simülasyon sonuçları

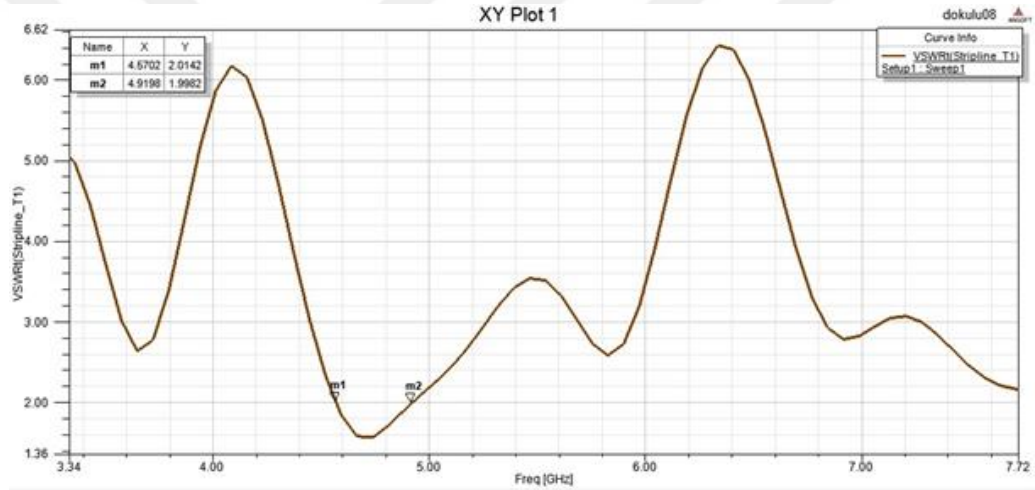
Bu başlıkta üçgen yamalı olarak ve 0.8 mm kalınlıkta FR4 taban malzemesi kullanılarak tasarlanmış VIVALDI antenin tümörsüz ve tümörlü meme fantomu ile simülasyon sonuçlarından bahsedilmektedir.



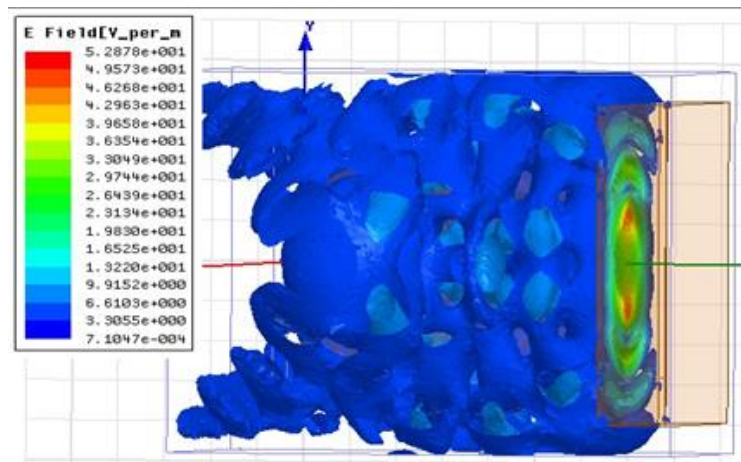
Şekil 4. 45. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



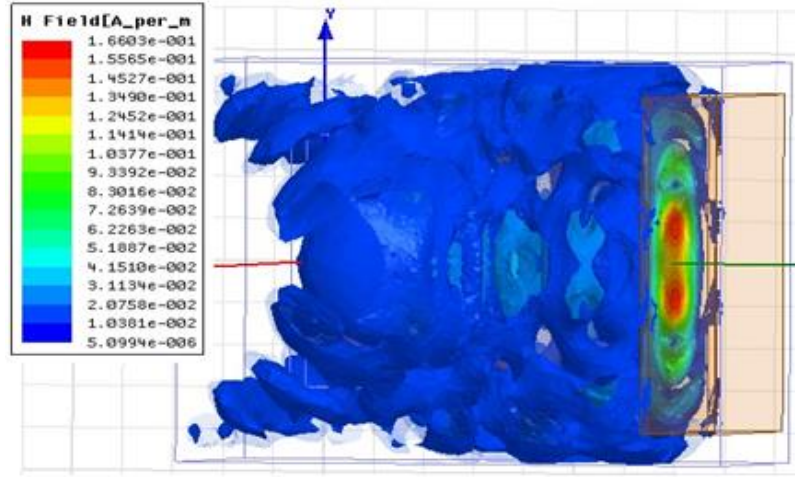
Şekil 4. 46. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği



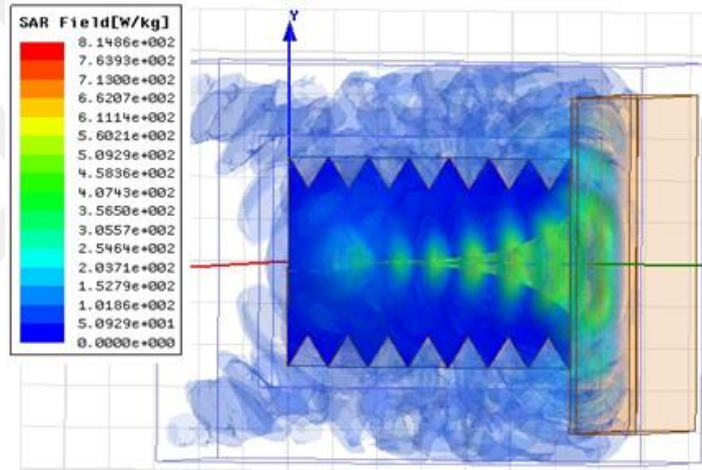
Şekil 4. 47. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 48. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu)- E-Alan grafiği



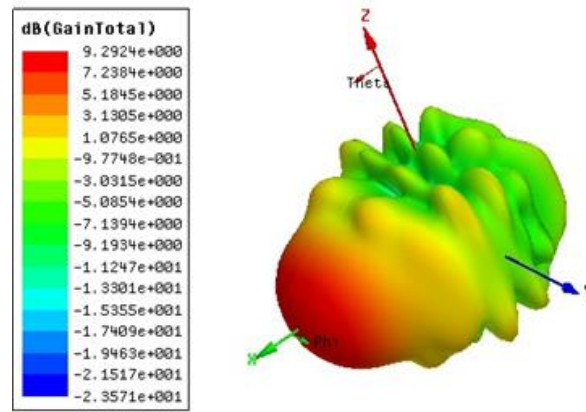
Şekil 4. 49. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği



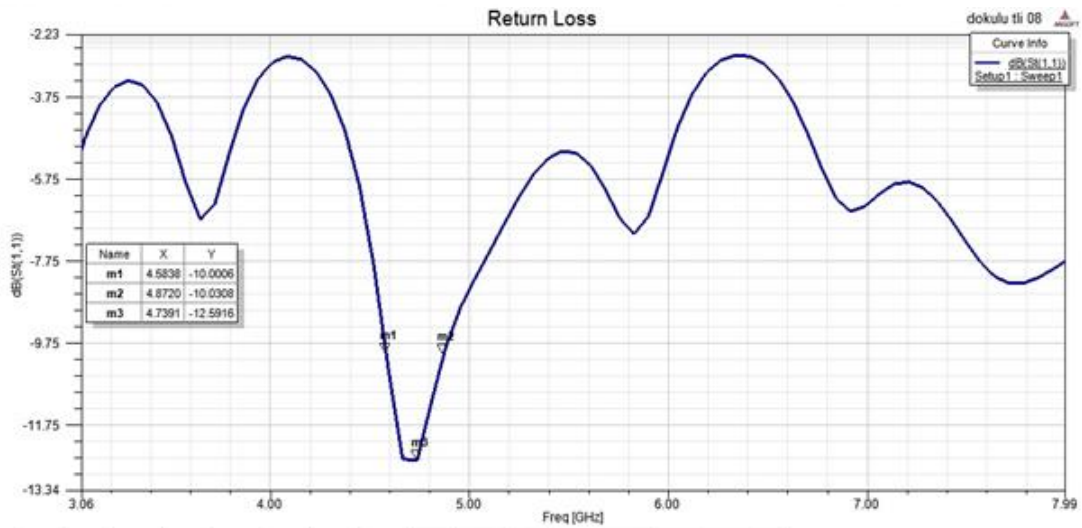
Şekil 4. 50. Anten 4 (Tümörsüz meme fantomu) – SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışıma yönüne yerleştirilen tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.45'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 9.310 dB'dir. Şekil 4.46'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 4.580 GHz – 4.884 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 4.739 GHz frekansında olmak üzere 1 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.47'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

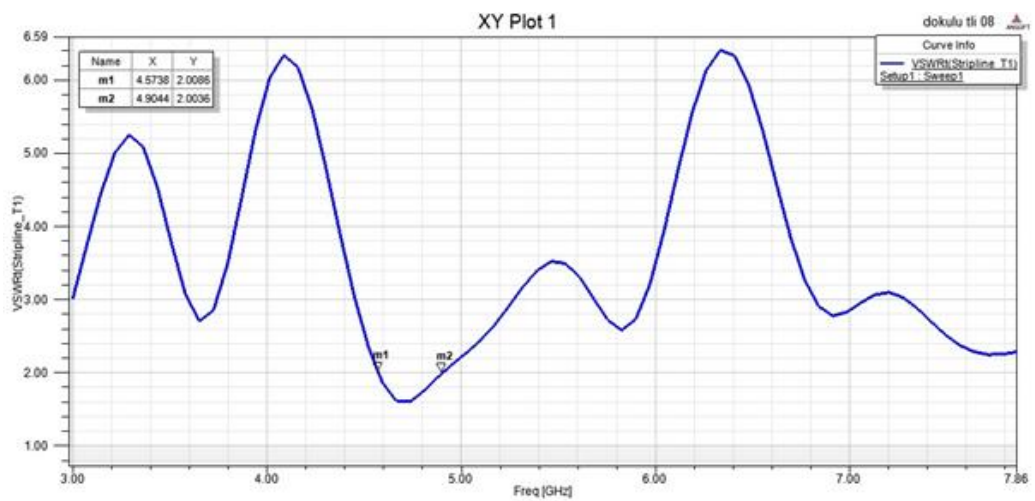
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.48'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 52.878 V/m, Şekil 4.49'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.166 A/m ve Şekil 4.50'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 814.86 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.



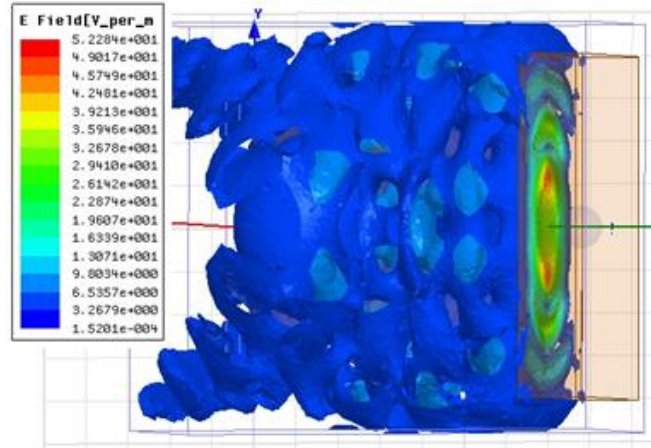
Şekil 4. 51. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



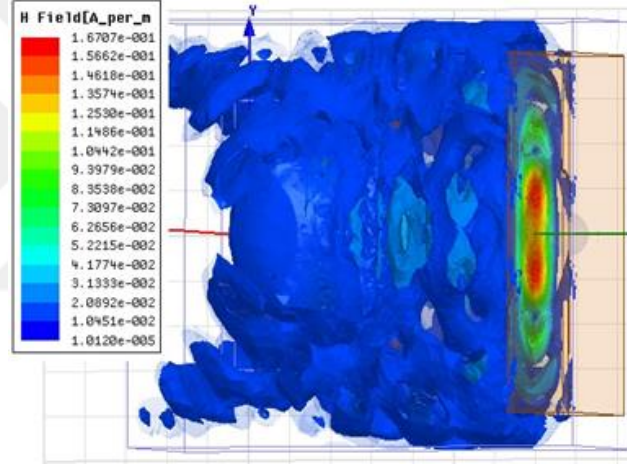
Şekil 4. 52. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği



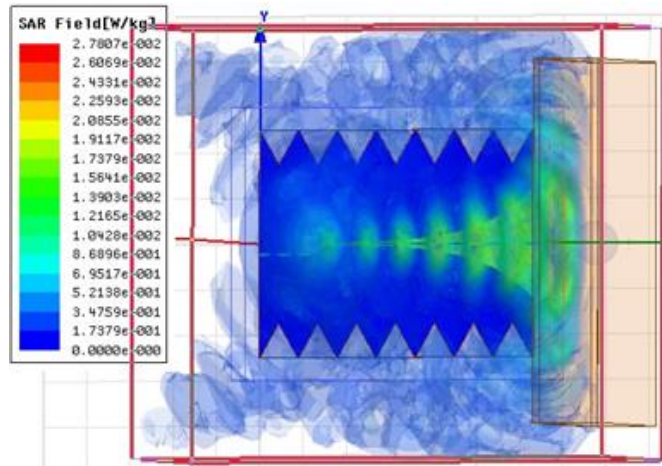
Şekil 4. 53. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 54. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği



Şekil 4. 55. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - H-Alan grafiği



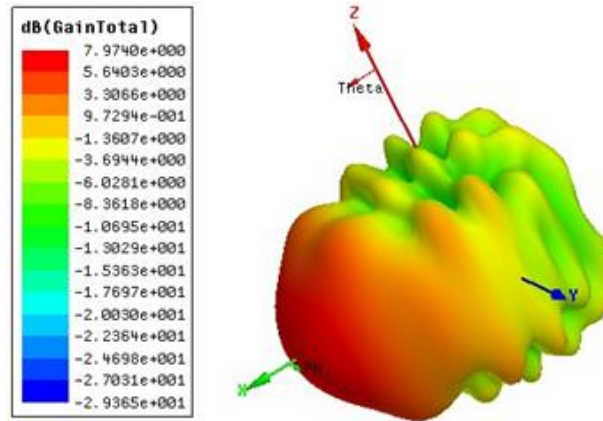
Şekil 4. 56. Anten 4 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışına yönüne yerleştirilen tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.51'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 9.292 dB'dir. Şekil 4.52'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 4.583 GHz – 4.872 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 4.739 GHz frekansında olmak üzere 1 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.53'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

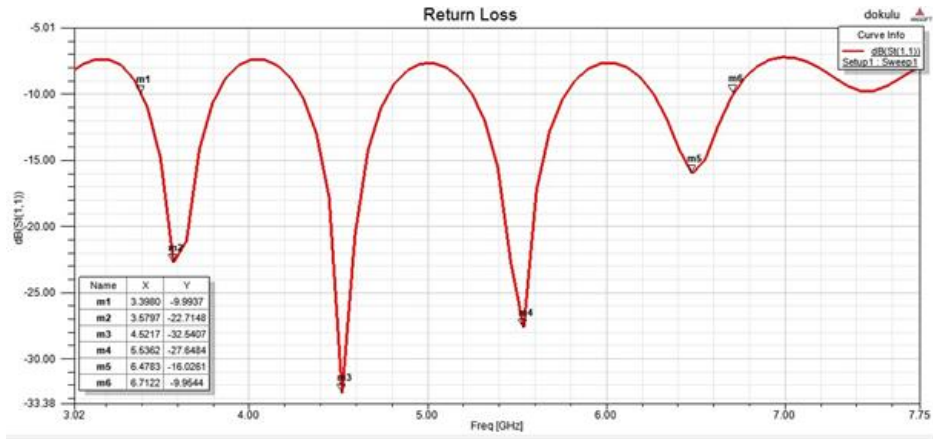
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.54'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 52.284 V/m, Şekil 4.55'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.167 A/m ve Şekil 4.56'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 278,07 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.

4.4.2.2. Anten 5 simülasyon sonuçları

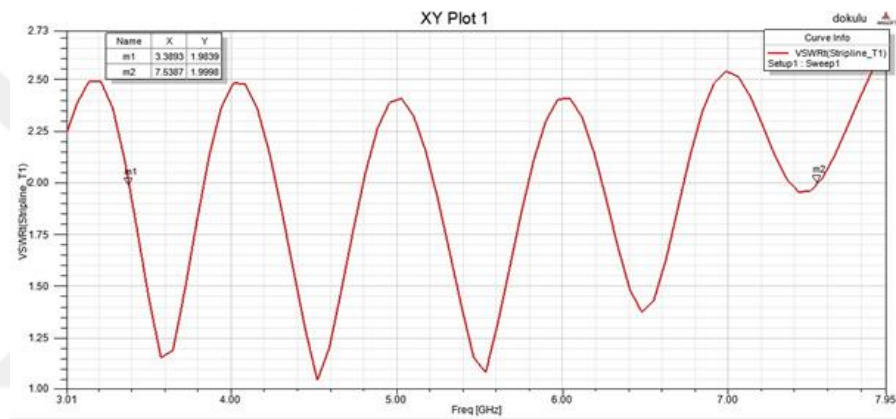
Bu başlıkta üçgen yamalı olarak ve 1.6 mm kalınlıkta FR4 taban malzemesi kullanılarak tasarlanmış VIVALDI antenin tümörsüz ve tümörlü meme fantomu ile simülasyon sonuçlarından bahsedilmektedir.



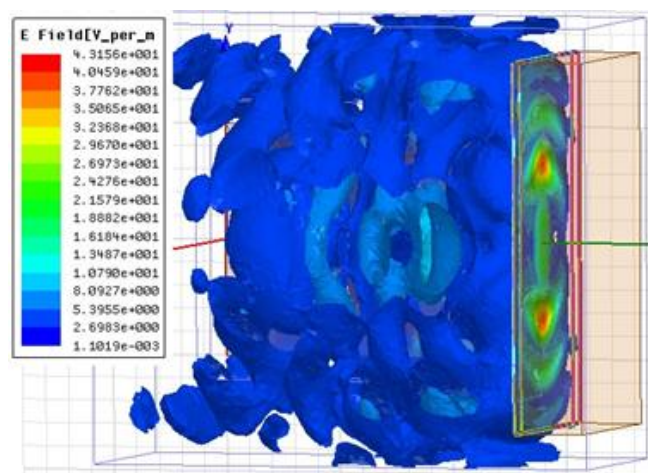
Şekil 4. 57. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



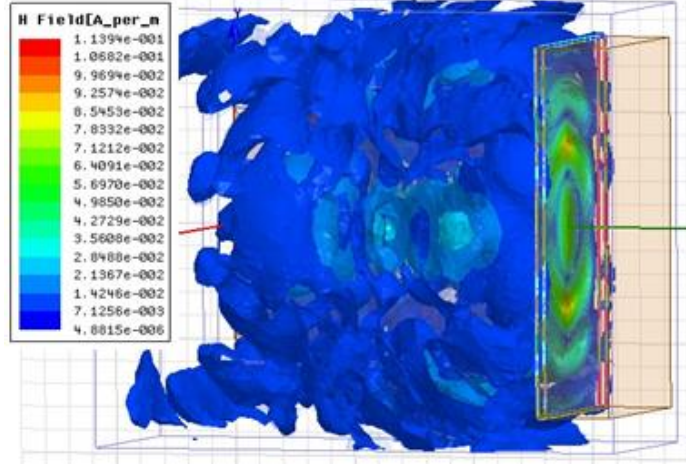
Şekil 4. 58. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği



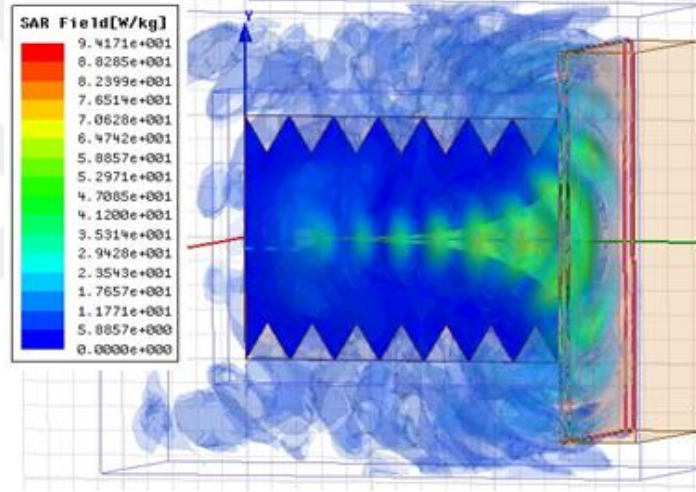
Şekil 4. 59. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 60. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği



Şekil 4. 61. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği

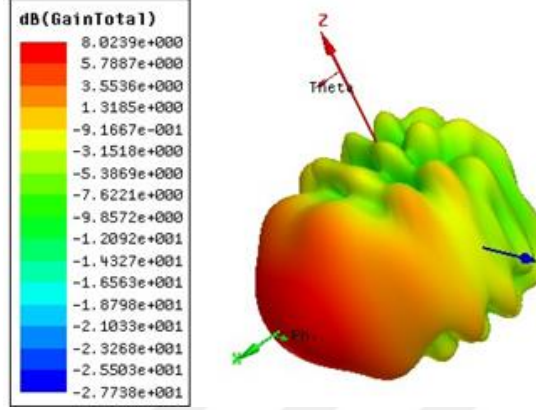


Şekil 4. 62. Anten 5 (Tümörsüz meme fantomu) – SAR grafiği

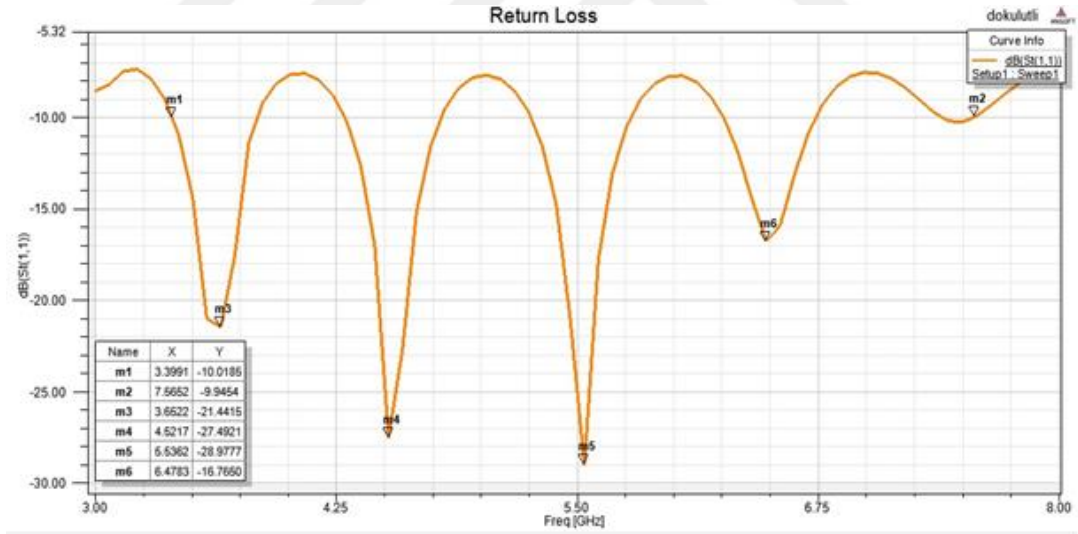
Tasarlanan antenin ışıma yönüne yerleştirilen tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.57’deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 7.9742 dB’dir. Şekil 4.58’deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 3.398 GHz – 6.712 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 3.579 GHz, 4.521 GHz, 5.536 GHz, 6.678 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.59’de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.60’deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 43.156 V/m, Şekil 4.61’deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı

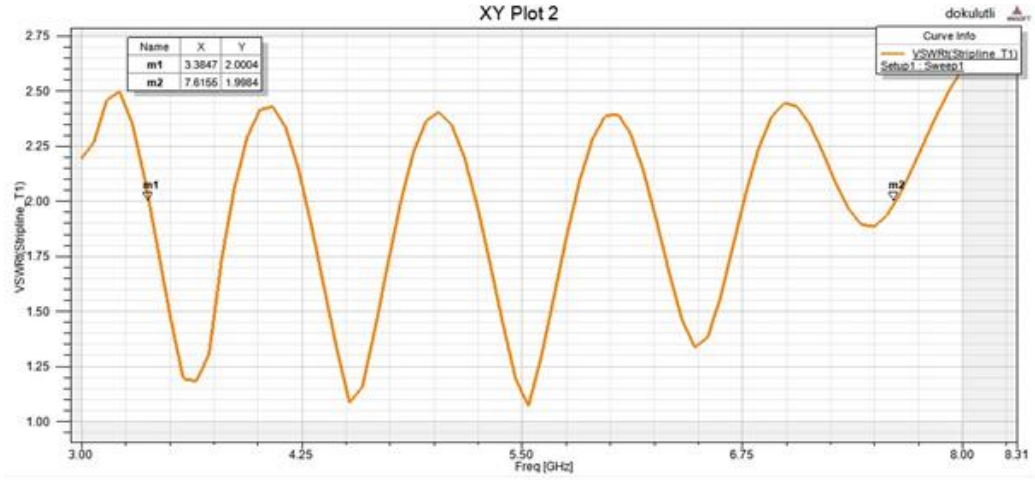
0.113 A/m ve Şekil 4.62'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 94.171 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.



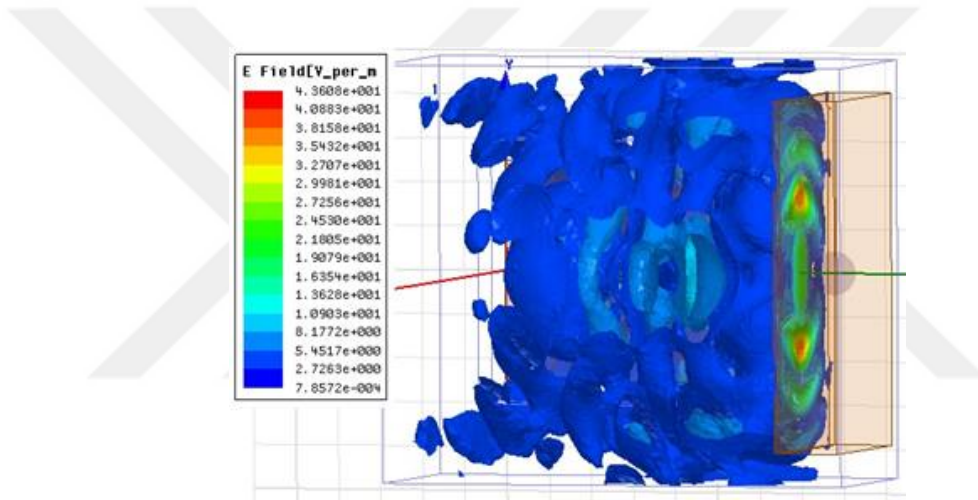
Şekil 4. 63. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



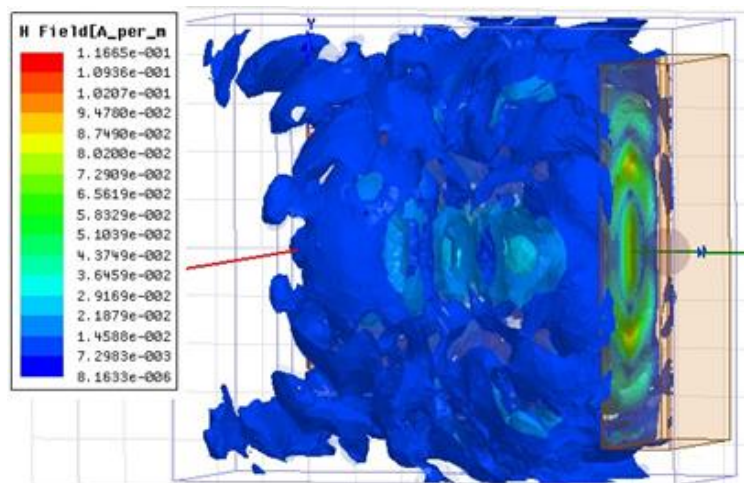
Şekil 4. 64. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) – S₁₁ grafiği



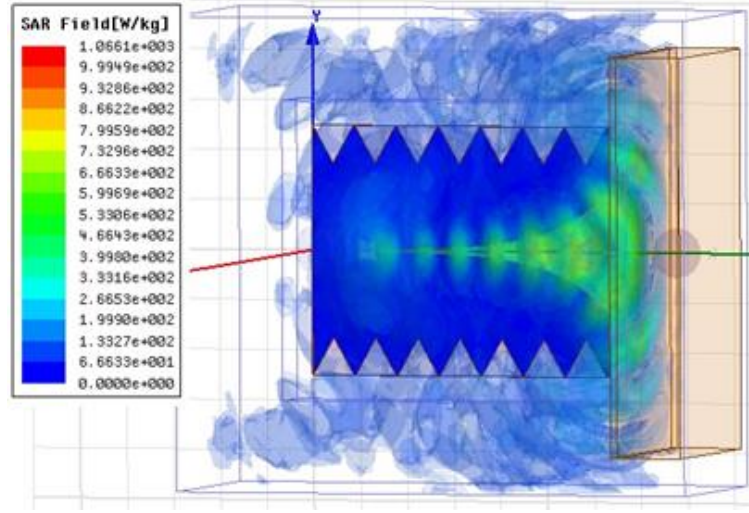
Şekil 4. 65. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 66. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği



Şekil 4. 67. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - H-Alan grafiği



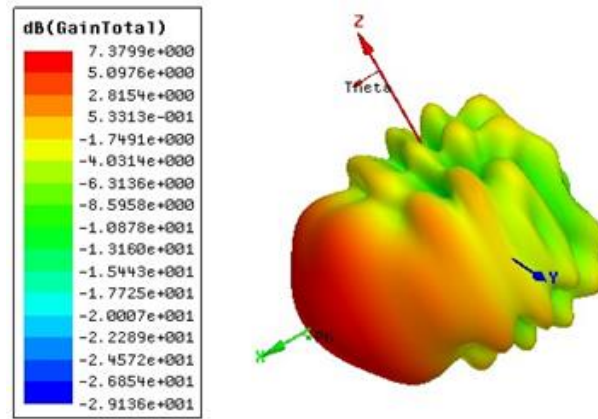
Şekil 4. 68. Anten 5 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışıma yönüne yerleştirilen tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.63'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 8.023 dB'dir. Şekil 4.64'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 3.399 GHz – 7.565 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 3.652 GHz, 4.521 GHz, 5.536 GHz, 6.478 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.65'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

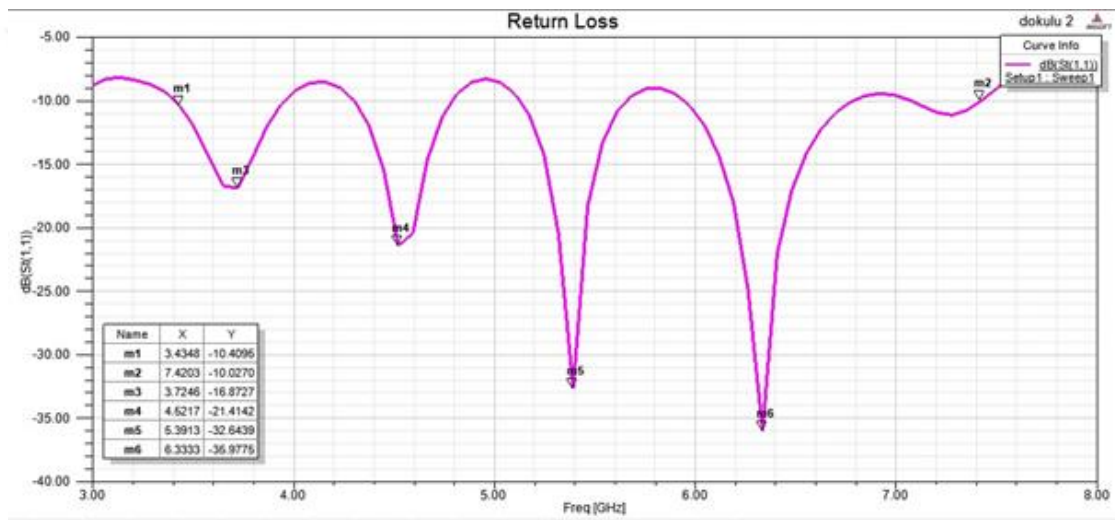
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.66'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 43.608 V/m, Şekil 4.67'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.116 A/m ve Şekil 4.68'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 1066, 1 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.

4.4.2.3. Anten 6 simülasyon sonuçları

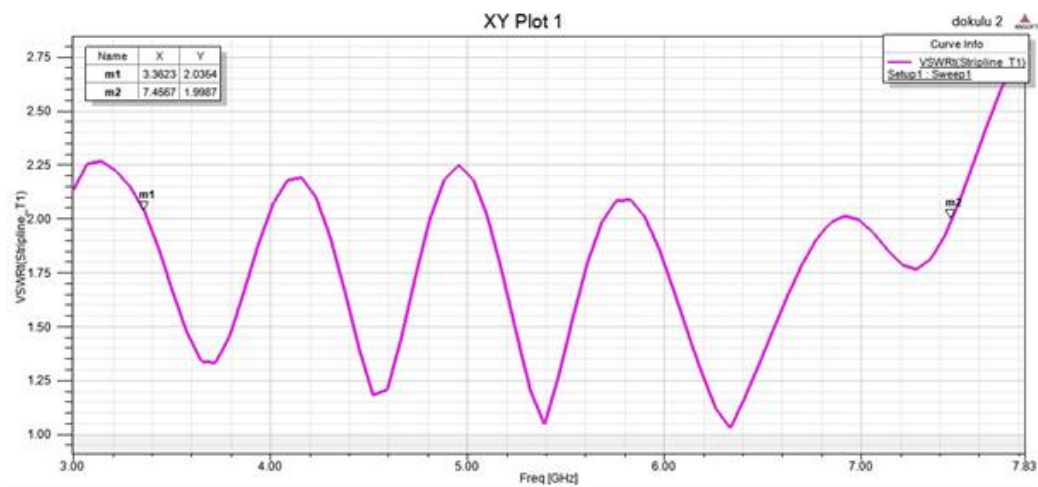
Bu başlıkta üçgen yamalı olarak ve 2 mm kalınlıkta FR4 taban malzemesi kullanılarak tasarlanmış VIVALDI antenin tümörsüz ve tümörlü meme fantomu ile simülasyon sonuçlarından bahsedilmektedir.



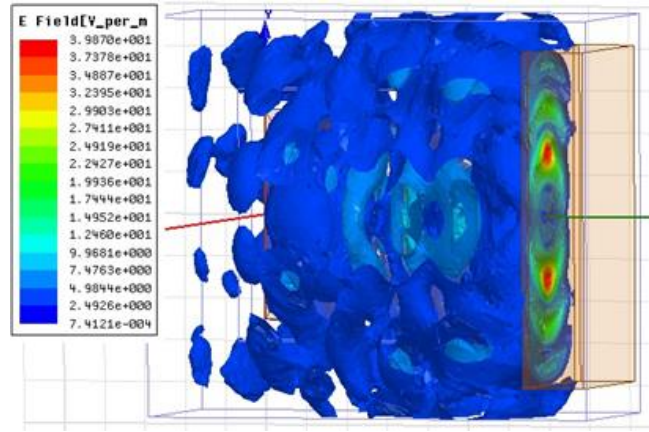
Şekil 4. 69. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği



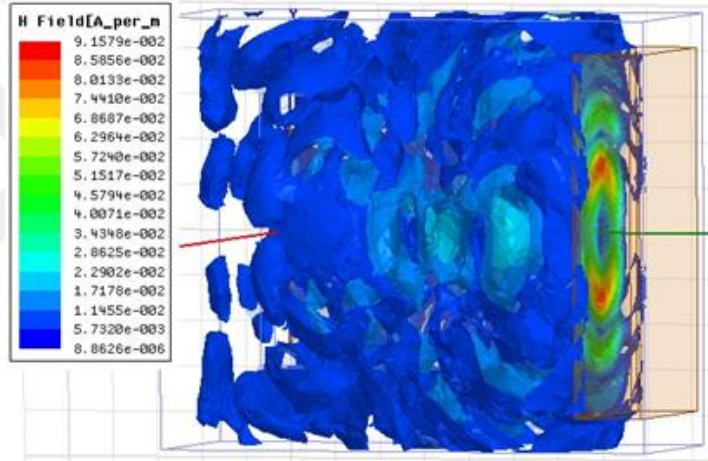
Şekil 4. 70. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği



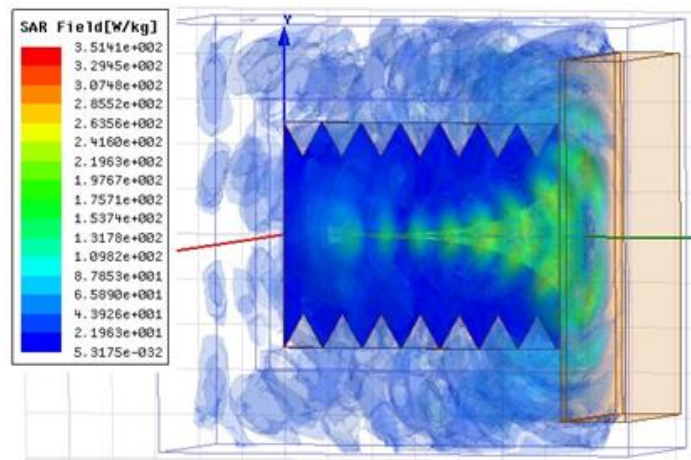
Şekil 4. 71. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 72. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği



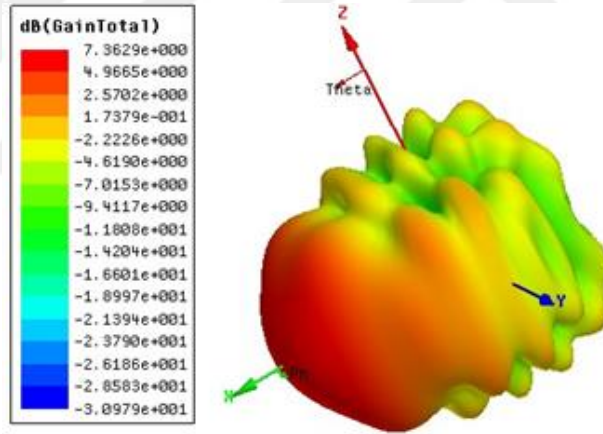
Şekil 4. 73. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği



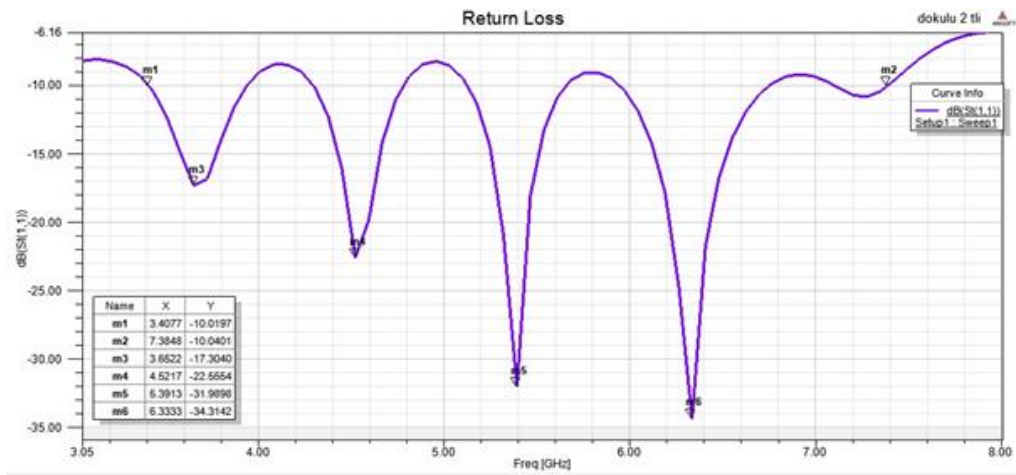
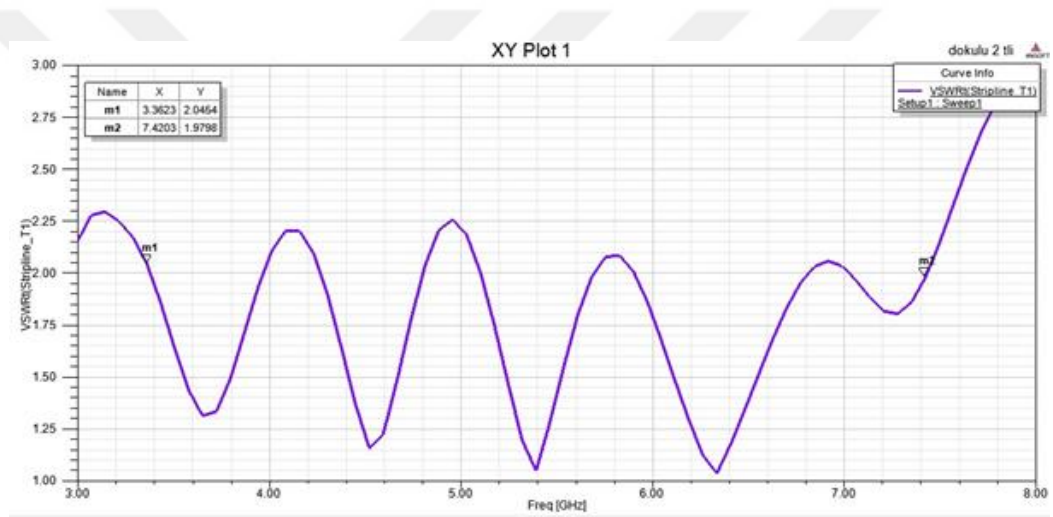
Şekil 4. 74. Anten 6 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışına yönüne yerleştirilen tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.69. deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 7.379 dB'dir. Şekil 4.70'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 3.434 GHz – 7.420 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 3.724 GHz, 4.521 GHz, 5.391 GHz, 6.333 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.71'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

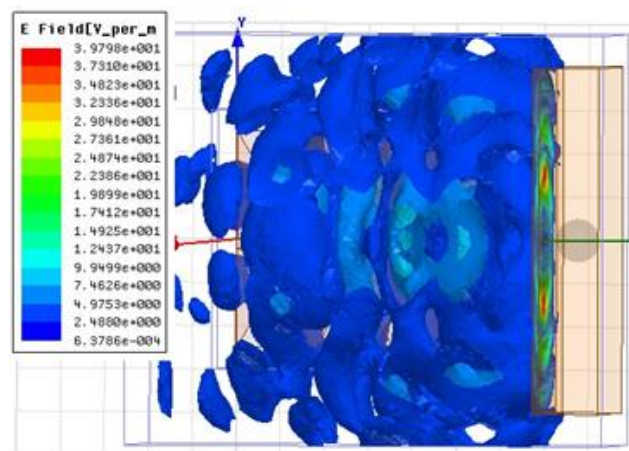
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.72'deki E-Alan) grafiğinde antenin elektrik alanı 39.87 V/m, Şekil 4.73'deki H-Alan) grafiğinde antenin manyetik alanı 0.091A/m ve Şekil 4.74'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 351.41 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.



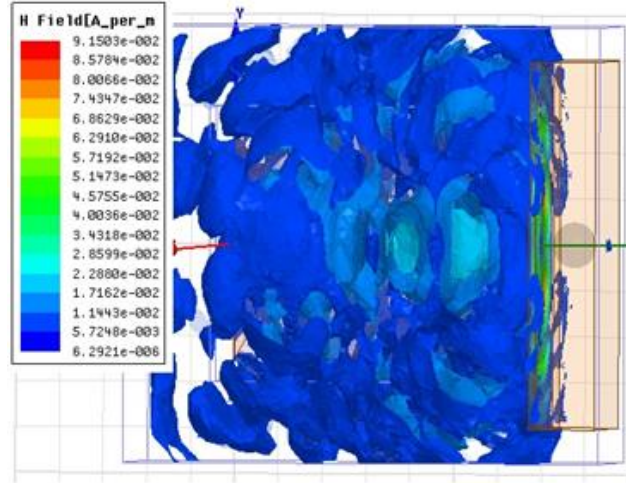
Şekil 4. 75. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği

Şekil 4. 76. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği

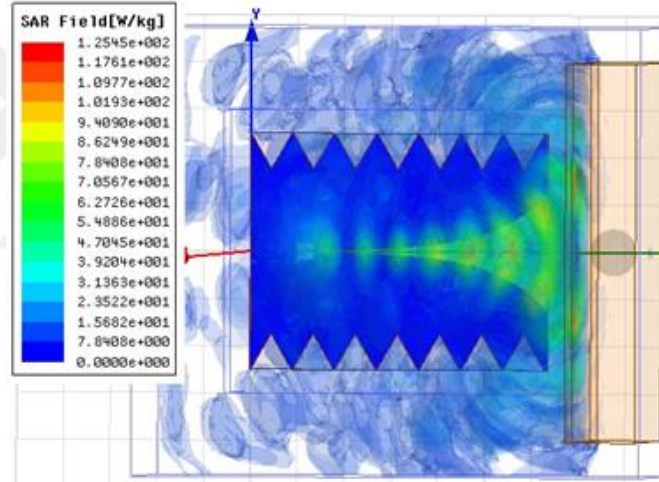
Şekil 4. 77. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) – VSWR grafiği



Şekil 4. 78. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği



Şekil 4. 79. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) - H-Alan grafiği



Şekil 4. 80. Anten 6 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği

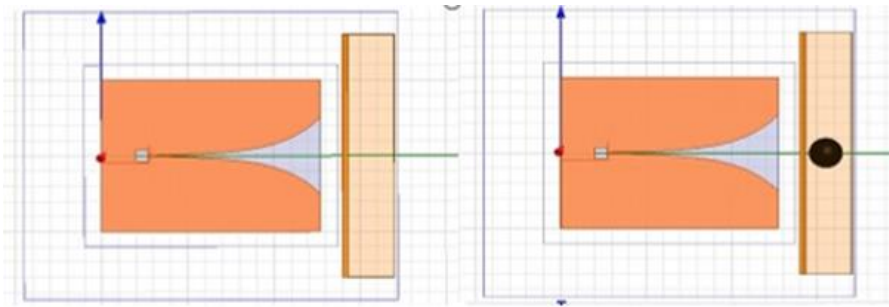
Tasarlanan antenin ışınma yönüne yerleştirilen tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.75'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 7.362 dB'dir. Şekil 4.76'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 3.407 GHz – 7.384 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 3.652 GHz, 4.521 GHz, 5.391 GHz, 6.333 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.77'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.78'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 39.798 V/m, Şekil 4.79'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.091 A/m ve Şekil 4.80'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 125.45 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.

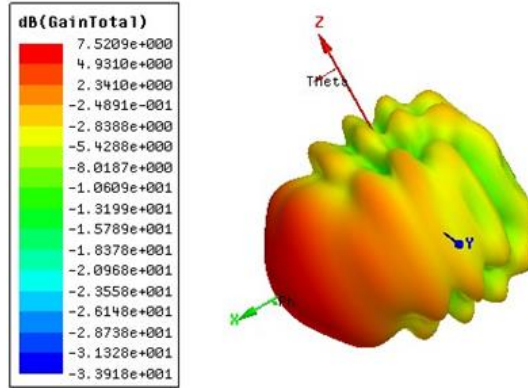
Yapılan kare yamalı anten simülasyonları sonucunda 9.310 dB ile en yüksek kazanç Anten 4 ün tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyonunda elde edilmiştir. Fakat tümörlü ve tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyonların karşılaştırılması sonucunda 6.333 GHz'de -35.977 ile en düşük geri dönüş kaybı, 3.977 GHz ile en geniş band genişliği ve 125.45 W/kg ile en düşük SAR parametre değerleri açısından en uygun olan anten ise Anten 6 olmuştur. Bu sonuçlara göre tasarlanan antenlerin içerisinde tümör tespitine en uygun olan ve sağlığa en az zararlı olan anten FR4 dielektrik taban malzemesi kalınlığı 2 mm olan Anten 6'dır.

4.4.2.4. Anten 7 simülasyon sonuçları

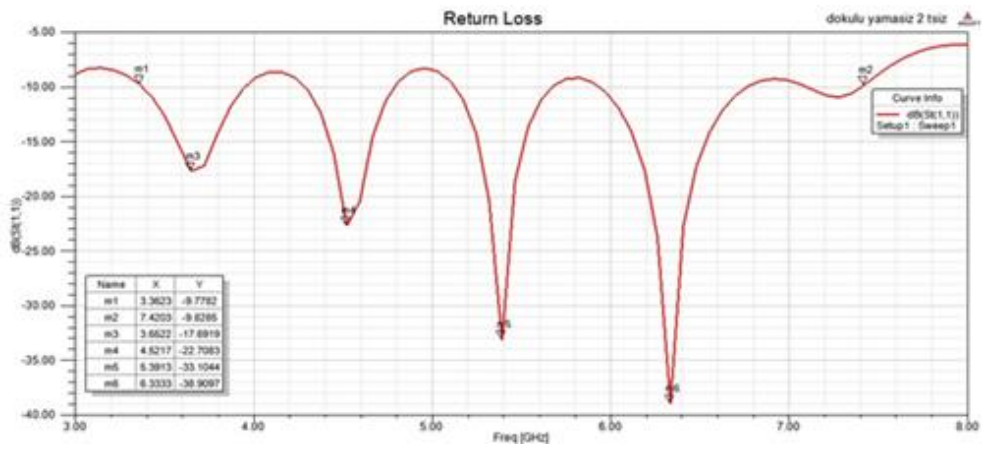
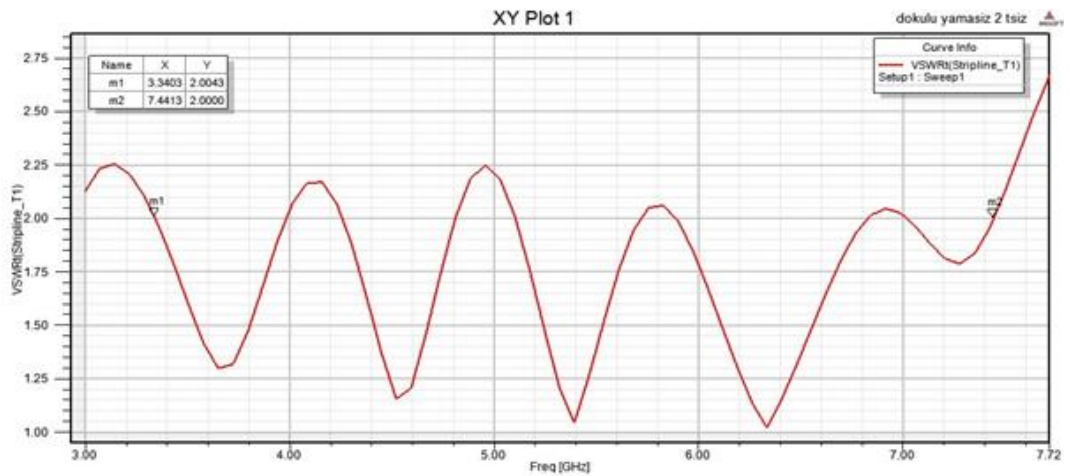
En iyi sonucun Anten 6 da alınması nedeniyle antenin iki yanına açılmış yamaların anten performansına etkisini görmek amacıyla aynı antenin Şekil 4.81'de görülen yamasız halinin tasarımı yapılarak simülasyonları yapılmıştır. Anten 2 mm kalınlıkta FR4 taban malzemesi kullanılarak tasarlanmış olup tümörsüz ve tümörlü meme fantomu ile simülasyon sonuçları aşağıdadır.



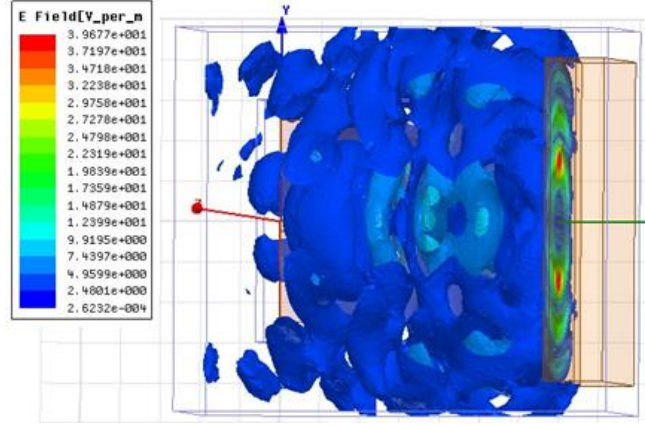
Şekil 4. 81. Yamasız anten tasarımı ve simülasyon için yerleşimi



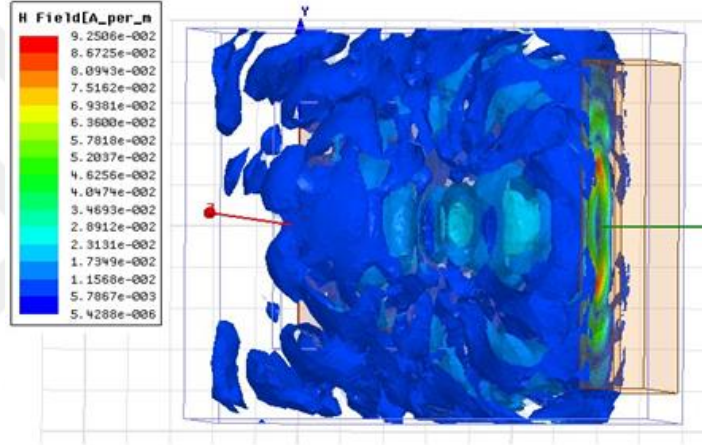
Şekil 4. 82. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği

Şekil 4. 83. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) – S_{11} grafiği

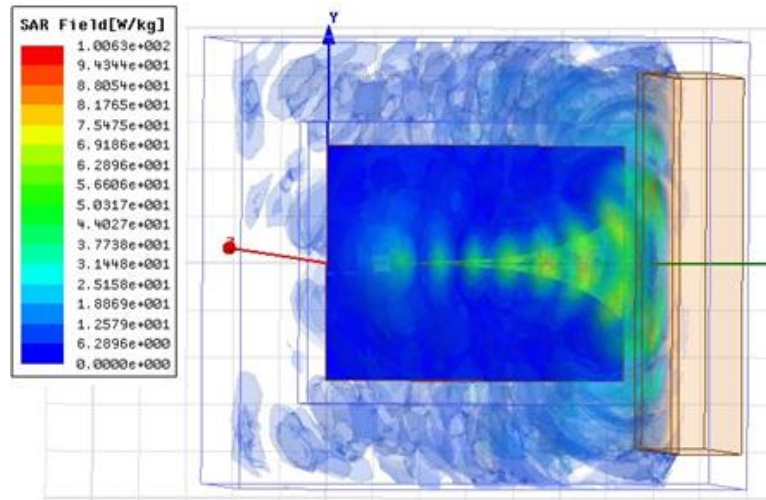
Şekil 4. 84. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 85. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - E-Alan grafiği



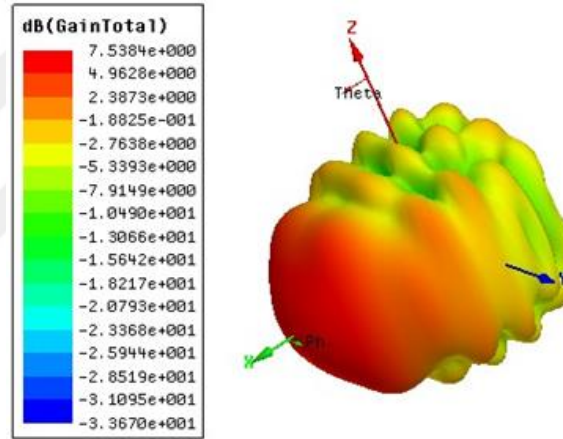
Şekil 4. 86. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - H-Alan grafiği



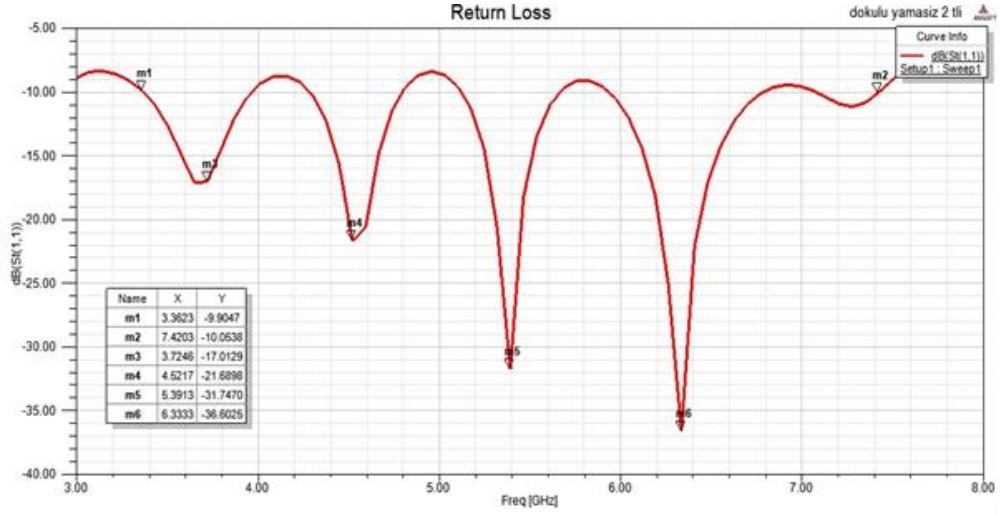
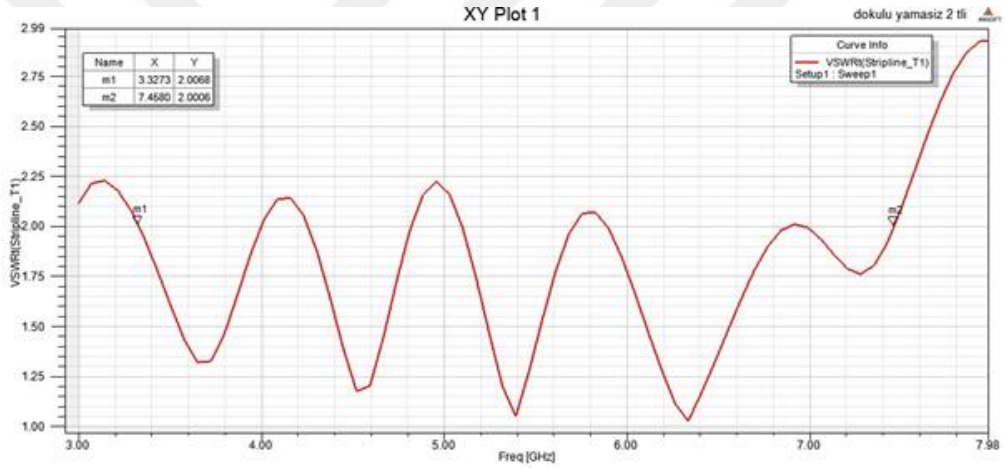
Şekil 4. 87. Anten 7 (Tümörsüz meme fantomu) - SAR grafiği

Tasarlanan antenin ışına yönüne yerleştirilen tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.82'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 7.520 dB'dir. Şekil 4.83'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 3.36 GHz – 7.42 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 3.652 GHz, 4.521 GHz, 5.391 GHz, 6.333 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.84'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

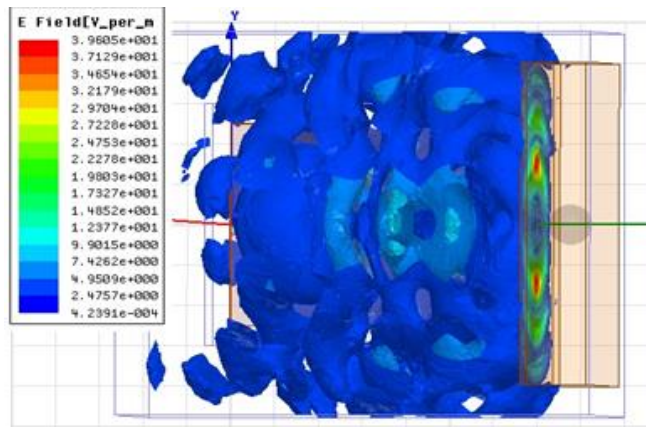
Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.85'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 39.677 V/m, Şekil 4.86'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.0925 A/m ve Şekil 4.87'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 100.63 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.



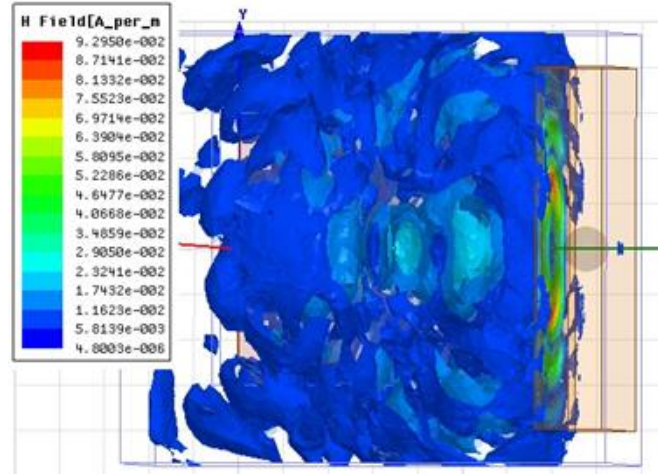
Şekil 4. 88. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) - Kazanç (Gain) grafiği

Şekil 4. 89. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) – S_{11} grafiği

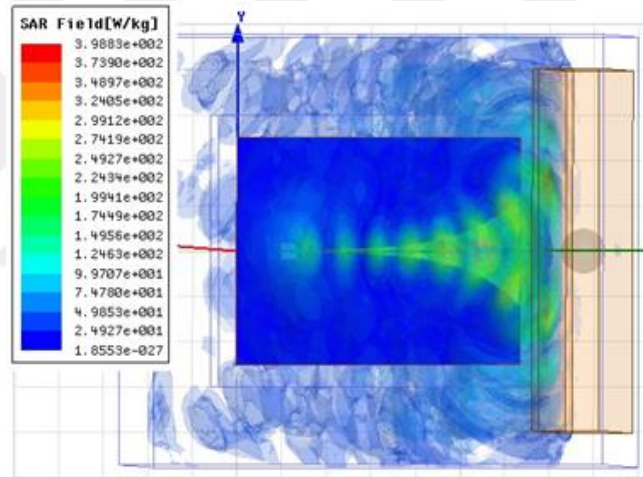
Şekil 4. 90. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) - VSWR grafiği



Şekil 4. 91. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) - E-Alan grafiği



Şekil 4. 92. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) –H-Alan grafiği



Şekil 4. 93. Anten 7 (Tümörlü meme fantomu) - SAR grafiği

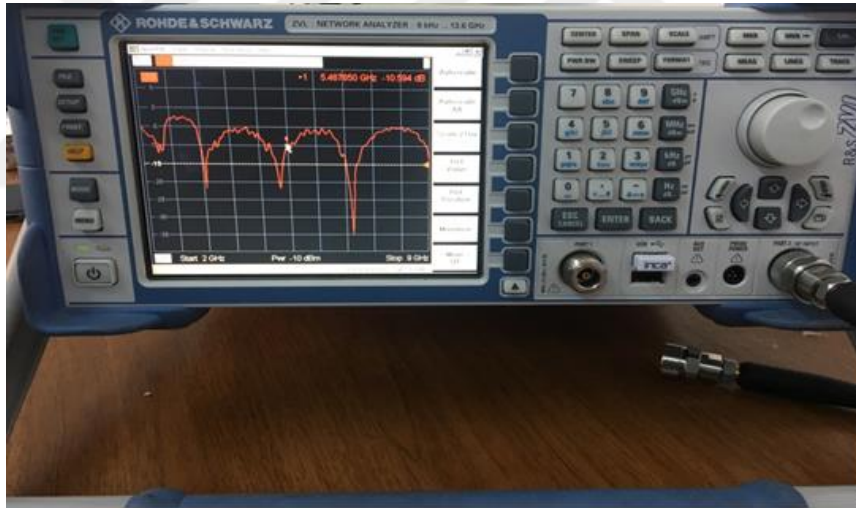
Tasarlanan antenin ışınma yönüne yerleştirilen tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.88'deki kazanç grafiğinden görüleceği üzere kazanç 7.538 dB'dir. Şekil 4.89'deki S_{11} grafiğinde görüleceği üzere tasarlanan anten 3.36 GHz – 7.42 GHz frekans aralığında çalışmaktadır ve anten 3.724 GHz, 4.521 GHz, 5.391 GHz, 6.333 GHz frekanslarında olmak üzere 4 kere rezonansa girmiştir. Şekil 4.90'de yer alan duran dalga oranı grafiğinde de antenin çalıştığı frekans aralığı yaklaşık aynı değerlerdir.

Yine yapılan simülasyon sonuçlarında Şekil 4.91'deki E-Alan grafiğinde antenin elektrik alanı 39.605 V/m, Şekil 4.92'deki H-Alan grafiğinde antenin manyetik alanı 0.0929 A/m ve Şekil 4.93'deki SAR grafiğinde antenin SAR değeri 398.83 W/kg olduğu gözlemlenmiştir.

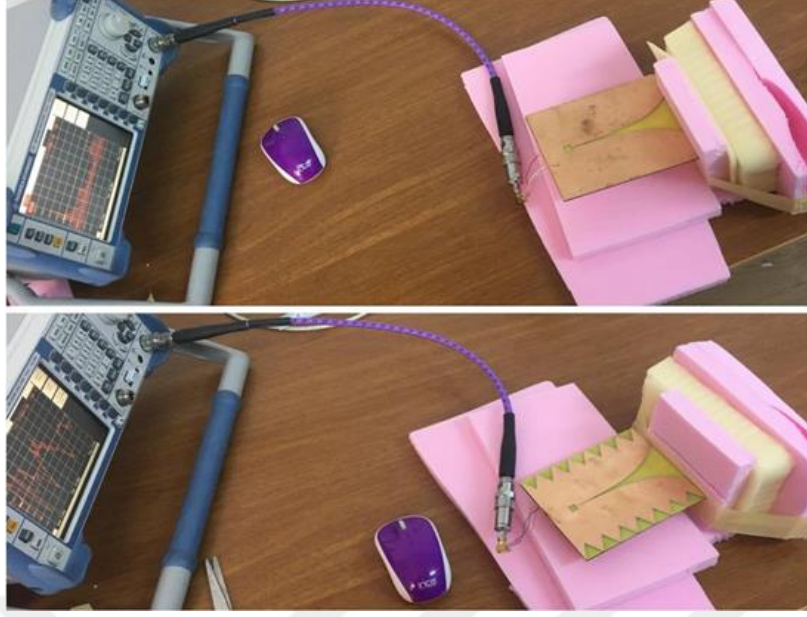
Sonuç olarak Anten 6 ve Anten 7 karşılaştırıldığında kazanç, band genişliği ve E-Alan değerleri artış göstermiştir. SAR değerinde ise azalma görülmüştür. Yani antenin iki yanına üçgen yama açılması anten performansına olumlu etki etmiştir.

4.5. Tasarlanan Antenlerin Deney Ortamında Ölçümleri

Tasarımları ve simülasyonları yapılan Anten 6 ve Anten 7'nin laboratuvar ortamında simüle edilen meme fantomu ile ölçümleri yapılmıştır. Ölçümlerde kullanılan network analizör Şekil 4.94'de ve oluşturulan düzenek Şekil 4.95'de ve gösterilmektedir.



Şekil 4. 94. Ölçümlerde Kullanılan Network Analizör



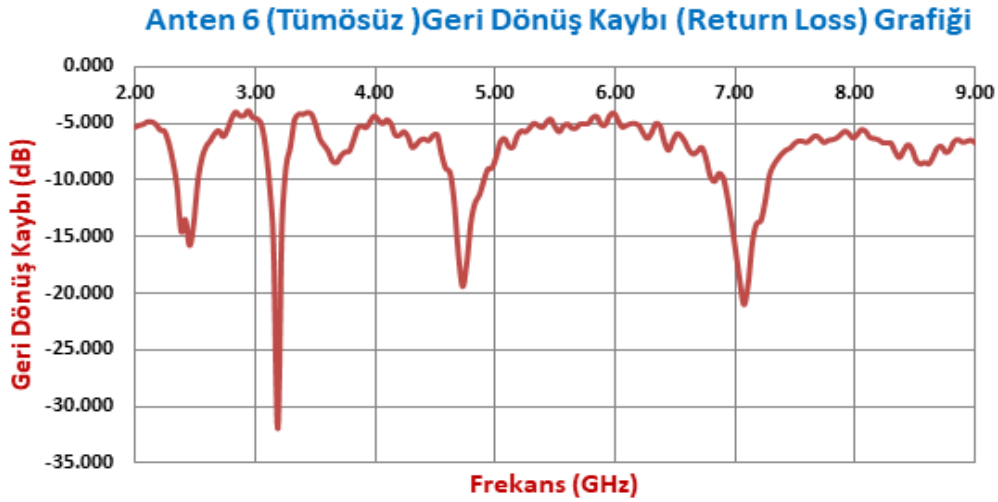
Şekil 4. 95. Ölçümlerde Kullanılan Anten-Doku Düzenegi

4.5.1. Üçgen yamalı ve yamasız antenlerin deney ortamında ölçümleri

Anten ölçümleri için oluşturulmuş Şekil 4.95’de gösterilen düzenek ve network analizör kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Düzenekte hazırlanan meme fantomunu antenin ışıma yönüne yerleştirmek için dielektriği havanın dielektriğine yakın olan pembe köpük kullanılmıştır. Böylelikle anten ölçümlerine etkisi olmamıştır.

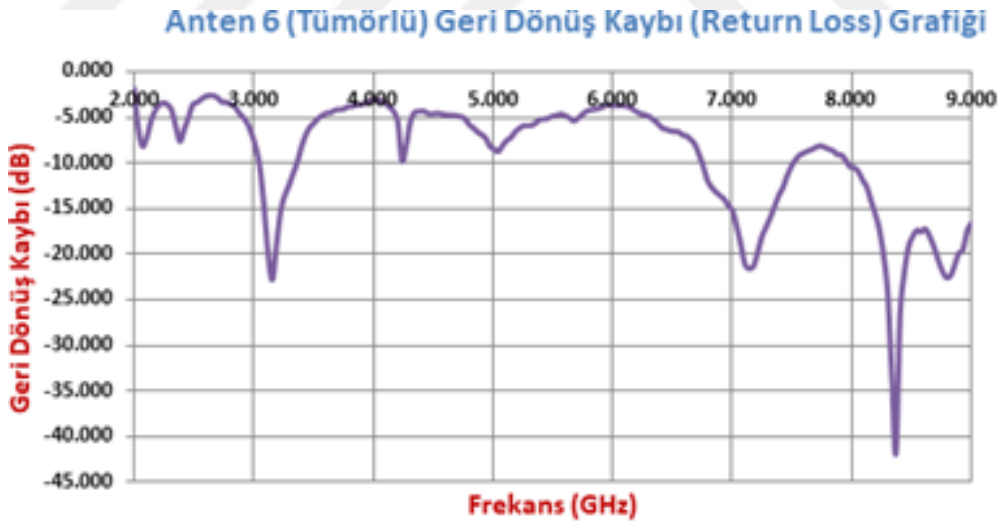
4.5.1.1. Anten 6 Ölçümleri

Anten 6’nın tümörsüz meme fantomu ile yapılan ölçümleri sonucunda elde edilen S_{11} Şekil 4.96’da gösterilmektedir. Anten 6, 2.48 GHz ile 7.10 GHz frekanslarında çalışmakta olup VSWR 1.18 ve giriş empedansı 58.6 ohm dur.



Şekil 4. 96. Anten 6'nın Tümörsüz Meme Dokusu ile Yapılan Ölçüm Grafiği

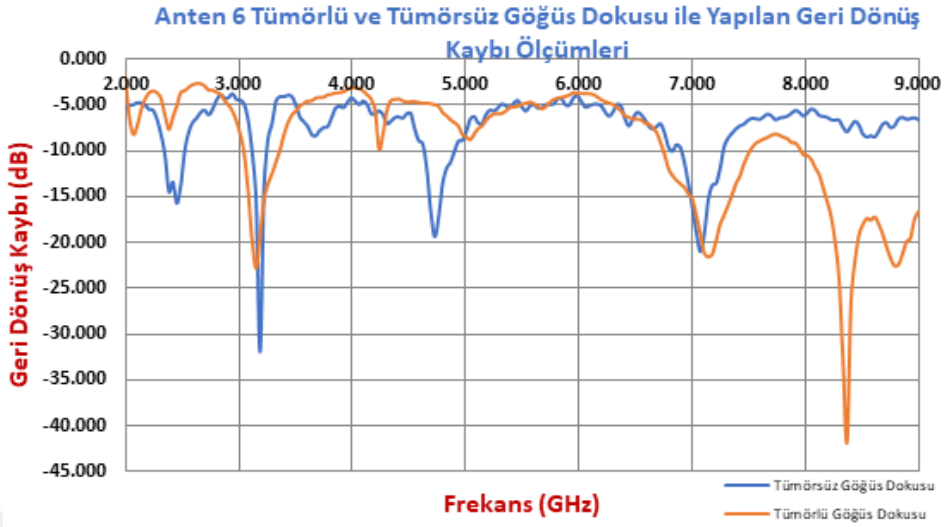
Anten 6'nın tümörlü meme fantomu ile yapılan ölçümleri sonucunda elde edilen S_{11} değeri Şekil 4.97'da gösterilmektedir. Anten 6, 3.05 GHz ile 8.37 GHz frekanslarında çalışmakta olup VSWR değeri 1.033 ve giriş empedansı 49.5 ohm dur.



Şekil 4. 97. Anten 6'nın Tümörlü Meme Dokusu ile Yapılan Ölçüm Grafiği

Anten 6'nın tümörlü ve tümörsüz meme fantomu yapılan ölçümleri ise Şekil 4.98'de karşılaştırılmıştır. Antenin tümörsüz meme fantomu ile yapılan ölçümünde S_{11} -20.5 dB iken tümörlü meme fantomu ile yapılan ölçümünde S_{11} in -41.82 dB'e kadar düştüğü gözlemlenmiştir. Ayrıca band genişliğinin arttığı ve VSWR değerinin en ideal

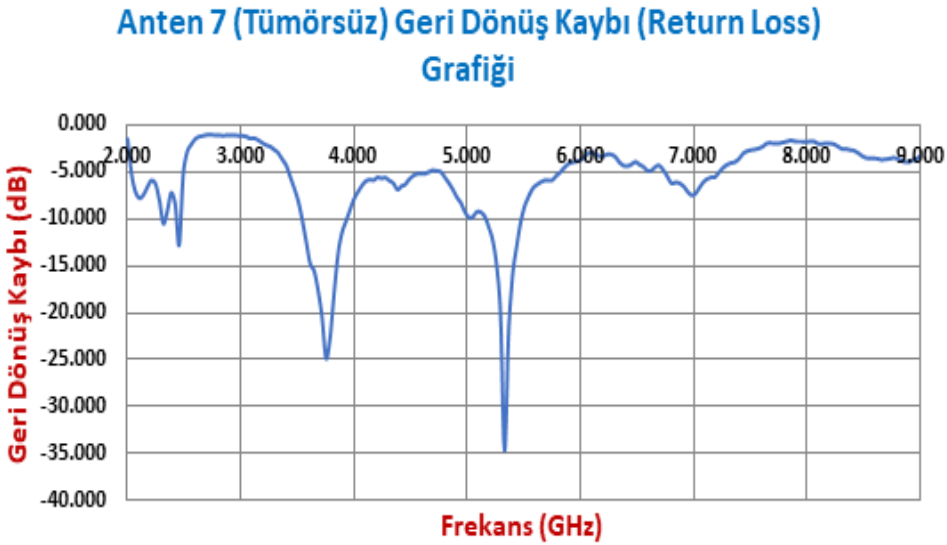
değer olan 1'e yaklaştığı da gözlemlenmiştir. Böylece tasarlanan antenin tümör tespitinde gayet başarılı olduğu ortaya çıkmıştır.



Şekil 4. 98. Anten 6'nın Tümörlü ve Tümörsüz Meme Fantomu ile Ölçüm Sonuçları Grafiği

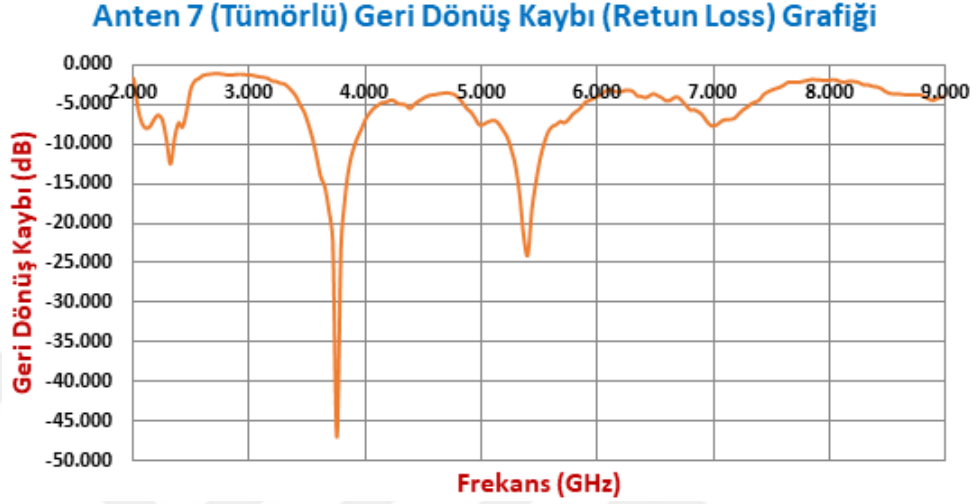
4.5.1.2. Anten 7 Ölçümleri

Anten 7'nin tümörsüz meme fantomu ile yapılan ölçümleri sonucunda elde edilen S_{11} değeri Şekil 4.99'da gösterilmektedir. Anten 7, 2.35 GHz ile 5.46 GHz frekanslarında çalışmakta olup VSWR değeri 1.87 ve giriş empedansı 57 ohm dur.



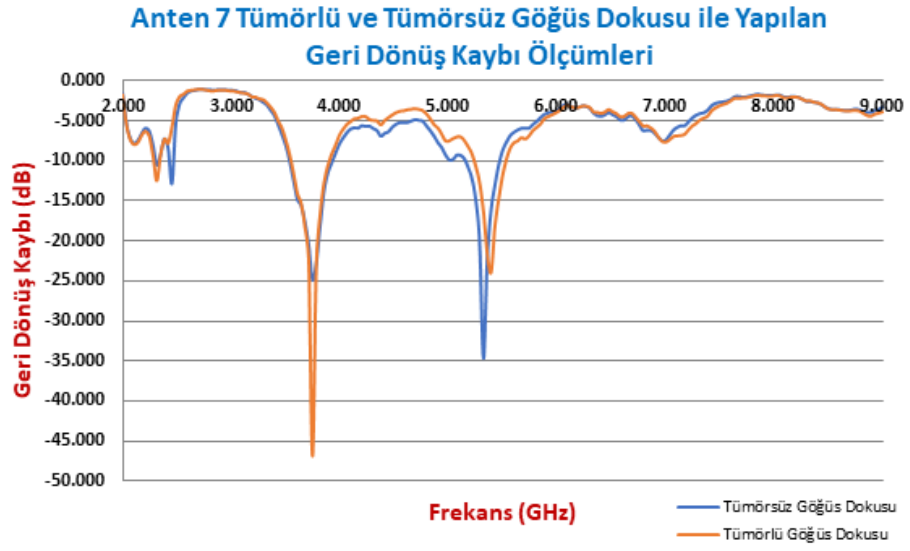
Şekil 4. 99. Anten 7'nin Tümörsüz Meme Dokusu ile Yapılan Ölçüm Grafiği

Anten 7'nin tümörlü meme fantomu ile yapılan ölçümleri sonucunda elde edilen S_{11} değeri Şekil 4.100'de gösterilmektedir. Anten 7, 2.35 GHz ile 5.35 GHz frekanslarında çalışmakta olup VSWR değeri 1.041 ve giriş empedansı 50 ohm dur.



Şekil 4. 100. Anten 7' nin Tümörlü Meme Dokusu ile Yapılan Ölçüm Grafiği

Anten 7'nin tümörlü ve tümörsüz meme fantomu yapılan ölçümleri ise Şekil 4.101'de karşılaştırılmıştır. Antenin tümörsüz meme fantomu ile yapılan ölçümünde S_{11} değeri -34.68 dB iken tümörlü meme fantomu ile yapılan ölçümünde S_{11} değerinin -46.93 dB ye kadar düştüğü gözlemlenmiştir. Ayrıca VSWR nin en ideal değer olan 1'e yaklaştığı ve giriş empedansının yine en ideal değer olan 50 ohm'a yaklaştığı gözlemlenmiştir. Böylece tasarlanan antenin tümör tespitinde gayet başarılı olduğu ortaya çıkmıştır.



Şekil 4. 101. Anten 7'nin Tümörlü ve Tümörsüz Meme Fantomu ile Ölçüm Sonuçları Grafiği

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Tablo 3. Antenlerin Simülasyon Sonuçları

SİMÜLASYON			Elektriksel Özellikler			
Anten Çeşitleri			E-Alan (V/m)	G (dB)	Band Genişliği (GHz)	SAR (W/kg)
Kare Yamalı Antenler	Anten 1	Tümörsüz	63.720	10.206	4.545 GHz - 9.030 GHz	215.52
		Tümörlü	63.606	10.237	4.545 GHz - 9.030 GHz	155.35
	Anten 2	Tümörsüz	64.396	8.649	4.121 GHz - 9.333 GHz	70.630
		Tümörlü	64.434	8.642	4.121 GHz - 9.347 GHz	22.656
	Anten 3	Tümörsüz	53.672	8.063	4 GHz - 9.039 GHz	35.347
		Tümörlü	53.521	7.980	4 GHz - 9.064 GHz	42.017
Üçgen Yamalı Antenler	Anten 4	Tümörsüz	52.878	9.310	4.580 GHz - 4.884 GHz	814.86
		Tümörlü	52.284	9.292	4.583 GHz - 4.872 GHz	278,07
	Anten 5	Tümörsüz	43.156	7.974	3.398 GHz - 6.712 GHz	94.171
		Tümörlü	43.608	8.023	3.399 GHz - 7.565 GHz	1066, 1
	Anten 6	Tümörsüz	39.870	7.379	3.434 GHz - 7.420 GHz	351.41
		Tümörlü	39.798	7.362	3.407 GHz - 7.384 GHz	125.45
	Anten 7	Tümörsüz	39.677	7.520	3.36 GHz - 7.42 GHz	100.63
		Tümörlü	39.605	7.538	3.36 GHz - 7.42 GHz	398.83

Yapılan anten simülasyonları sonucunda 10.237 dB ile en yüksek kazanç ve 4.84 GHz de -30.565 ile en yüksek geri dönüş kaybı Anten 1'in tümörlü meme fantomu ile yapılan simülasyonunda elde edilmiştir. Fakat tümörlü ve tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyonların sonucunda kazanç, band genişliği, E-Alan ve SAR parametrelerinde en fazla fark elde edilen anten ise Anten 3 olmuştur. Ayrıca SAR değeri en düşük olan anten yine Anten 3 olmuştur. Bu sonuçlara göre tasarlanan antenlerin hepsi tümör tespitine uygundur fakat içlerinde tümör tespitine en uygun olan ve sağlığa en az zararlı olan anten FR4 dielektrik taban malzemesi kalınlığı 2 mm olan Anten 3 tür.

Yapılan kare yamalı anten simülasyonları sonucunda 9.310 dB ile en yüksek kazanç Anten 4 ün tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyonunda elde edilmiştir. Fakat tümörlü ve tümörsüz meme fantomu ile yapılan simülasyonların karşılaştırılması sonucunda 6.333 GHz'de -35.977 ile en düşük geri dönüş kaybı, 3.977 GHz ile en geniş band genişliği ve 125.45 W/kg ile en düşük SAR parametre değerleri açısından en uygun olan anten ise Anten 6 olmuştur. Bu sonuçlara göre tasarlanan antenlerin

içerisinde tümör tespitine en uygun olan ve sağlığa en az zararlı olan anten FR4 dielektrik taban malzemesi kalınlığı 2 mm olan Anten 6'dır.

Sonuç olarak Anten 6 ve Anten 7 karşılaştırıldığında kazanç, band genişliği ve E-Alan değerleri artış göstermiştir. SAR değerinde ise azalma görülmüştür. Yani antenin iki yanına üçgen yama açılması anten performansına olumlu etki etmiştir.

Tablo 4. Antenlerin Deney Ortamında Ölçümleri

DENEY			Elektriksel Özellikler		
Anten Çeşitleri			S₁₁ (dB)	Band Genişliği (GHz)	WSVR
Üçgen Yamalı Antenler	Anten 6	Tümörsüz	-20.50	2.48 GHz - 7.10 GHz	1.180
		Tümörlü	-41.82	3.05 GHz - 8.37 GHz	1.033
	Anten 7	Tümörsüz	-34.68	2.35 GHz - 5.46 GHz	1.870
		Tümörlü	-46.93	2.35 GHz - 5.35 GHz	1.041

Anten 6'nın tümörlü ve tümörsüz meme fantomu yapılan ölçümleri ise Şekil 4.98'de karşılaştırılmıştır. Antenin tümörsüz meme fantomu ile yapılan ölçümünde S_{11} -20.5 dB iken tümörlü meme fantomu ile yapılan ölçümünde S_{11} in -41.82 dB'e kadar düştüğü gözlemlenmiştir. Ayrıca band genişliğinin arttığı ve VSWR değerinin en ideal değer olan 1'e yaklaştığı da gözlemlenmiştir. Böylece tasarlanan antenin tümör tespitinde gayet başarılı olduğu ortaya çıkmıştır.

Anten 7'nin tümörlü ve tümörsüz meme fantomu yapılan ölçümleri ise Şekil 4.101'de karşılaştırılmıştır. Antenin tümörsüz meme fantomu ile yapılan ölçümünde S_{11} değeri -34.68 dB iken tümörlü meme fantomu ile yapılan ölçümünde S_{11} değerinin -46.93 dB ye kadar düştüğü gözlemlenmiştir. Ayrıca VSWR nin en ideal değer olan 1'e yaklaştığı ve giriş empedansının yine en ideal değer olan 50 ohm'a yaklaştığı gözlemlenmiştir. Böylece tasarlanan antenin tümör tespitinde gayet başarılı olduğu ortaya çıkmıştır.

Anten 6 ve anten 7 ölçümleri karşılaştırıldığında ise Anten 6'nın bant genişliği 5.32 GHz iken Anten 7'nin bant genişliği 3 GHz'dir ve VSWR değeri Anten 6'nın ideale daha yakındır. Tasarlanan iki anteninde giriş empedans değerleri ile S_{11} değerleri yaklaşık değerler olmakla birlikte idealdir.

Sonuç olarak iki antende tümör tespiti için uygundur fakat antenin iki tarafına üçgen yama açılarak tasarlanmış olan Anten 6 tümör tespitinde daha başarılıdır.

KAYNAKLAR

- Biçer ve ark. (2014). Meme Kanseri Görüntülemesinde Mikrodalganın Yeri, *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 30(4):257-263
- Bilir N. (1985). Cancer Incidence Studies in Etimesgut and Çubuk Health Districts , *Turkish Journal of Cancer* 15: 39:44.
- Bisht S., Saini S., Dr Prakash V., Nautiyal B. (2014). Study The Various Feeding Techniques of Microstrip Antenna Using Design and Simulation Using CST Microwave Studio, *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, ISSN 2250-2459, ISO 9001:2008 Certified Journal, Volume 4, Issue 9.
- Constantine A. Balanis A. (2009). Antenna Theory-analysis and Design Third Edition, *John Wiley & Sons, Inc. Publication*.
- Cooper GM. (1992). Elements of Human Cancer, Boston, *Jones and Bartlett Publishers. p. 16*.
- Çalışkan R., Gültekin S. S., Uzer D., DüNDAR Ö. (2015). A Microstrip Patch Antenna Design for Breast Cancer Detection, *World Conference on Technology, Innovation and Entrepreneurship*.
- Çevik N., Sarıalioğlu F. (1988). Sigara içiminin İnsan Sağlığı Üzerine Etkileri, *Türk Kanser Haberleri Bülteni* 118:44-47.
- D.Gibbins, M.Klemm, I.J.Craddock, J.A.Leendertz, A.Preece, R. Benjamin. (2010). A Comparison of a Wide-Slot and a Stacked Patch Antenna for the Purpose of Breast Cancer Detection, *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on* , vol.58, no.3, pp.665,674.
- Dheyaa T. Al-Zuhairi, John M. Gahl, Adil Al-Azzawi, Naz E. Islam. (2017). Simulation Design and Testing of a Dielectric Embedded Tapered Slot UWB Antenna for Breast Cancer Detection , *Progress In Electromagnetics Research C*, Vol. 79, 1–15.
- E. Pancera. (2010). Medical applications of the Ultra Wideband technology, *Loughborough Antennas and Propagation Conference (LAPC)*, pp.52-56, 8-9.
- Federal Communications Commission. (2002). *First Report and Order*, 02–48.
- Fırat D. (1991). Medikososyal Yönleri ile Türkiye'de Kanser Sorununun Önemi, *Hamdi Suat Aknar Konferansı IX. Türk Kanser Haberleri* 121:7-9.
- Fırat D. (1983). Türkiye'de ve Dünya'da Kanser ölümleri, *Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu Yayını, Saydam Matbaası, Ankara*.

- Fırat D., Küçüksoy N. (1987). Kanser Konusunda Genel Bilgiler, *Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu yayınları, Ankara.*
- G. K. Pandey, H. S. Singh, P. K. Bharti, A. Pandey, and M. K. Meshram. (2015). High Gain VIVALDI Antenna for Radar and Microwave Imaging Applications, *International Journal of Signal Processing Systems, Vol. 3, No. 1.*
- Geer Teni, Ning Zhang, Jinghui Qiu, and Pengyu Zhang. (2013). Research on a Novel Miniaturized Antipodal VIVALDI Antenna With Improved Radiation, *IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters, Vol.12, 417-420.*
- Hojjat N., S. Yarasi, S. Safavi-Naeini, and T. Manku. (2000). Design and Analysis of New Fermi-like Tapered Slot Antennas, *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, Vol. 3, pp. 1616-1619.*
- Anonim. (2019). [Online], <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss>
- J. Jossinet and M. Schmitt. (1999). A Review of Parameters for the Bioelectrical Characterization of Breast Tissue, *Annals of the New York Academy of Sciences, Vol. 873, pp. 30-41.*
- J. M. Sill and E. C. Fear. (2005). Tissue Sensing Adaptive Radar For Breast Cancer Detection—Experimental Investigation Of Simple Tumor Models, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 53, pp. 3312-3319.*
- K. I. Bland, E. M. Copeland III, N. E. Davidson, D. L. Page, A. Recht and M. M. Urist. (2004). The Breast: Comprehensive Management of Benign and Malignant Disorders, *Elsevier. Vol. 1.*
- M. Lazebnik, L. McCartney, D. Popovic, C. B. Watkins, M. J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, A. Magliocco, J. H. Booske, M. Okoniewski and S. C. Hagness. (2007). A Large Scale Study of the Ultrawideband Microwave Dielectric Properties of Normal Breast Tissue Obtained from Reduction Surgeries, *Physics in Medicine and Biology, Vol. 52, pp.*
- Mohammed A. Alzabidi, Maged A. Aldhaeabi and Ibrahim Elshafiey. (2013). Optimization of UWB VIVALDI Antenna for Tumor Detection, *First International Conference on Artificial Intelligence.*
- Mohammed TARIQUL ISLAM, MD. Zulfiker MAHMUD, Norbahiah MISRAN, Jun-ichi TAKADA, Mengu CHO. (2017). Microwave Breast Phantom Measurement System With Compact Side Slotted Directional Antenna , *IEEE ACCESS, 5, 5321-5330.*
- P. Meaney, M. Fanning, D. Li, S. Poplack, and K. Paulsen. (2000). A Clinical Prototype For Active Microwave Imaging Of The Breast, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 48, no. 111, pp.1841–1853.*

- R. M. Rangayyan , N. M. El-Faramawy , J. E. L. Desautels and O. A. Alim. (1997). Measures of Acutance And Shape For Classification of Breast Tumors, *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 16, no. 6, pp.799 -810.
- Ruvio G., Solimene R., Ammann M., Pierri R. (2013). RF Breast Cancer Detection Employing a Noncharacterized VIVALDI Antenna and a MUSIC Inspired Algorithm, *International Journal of RF and Microwave Computed-Aided Engineering*, vol. 23, issue 5.
- S. Gabriel, R. W. Lau ve C. Gabriel. (1996). The Dielectric Properties of Biological Tissues, *Phys. Med. Biol.* 41,2271–2293.
- Sağlık Bakanlığı Kanser Savaş Daire Başkanlığı. (1990). Türkiye'de Kanser İhbarlarının Değerlendirilmesi, *Sağlık Bakanlığı yayınlan, Ankara*.
- Saunders, Christobel; Jassal, Sunil. (2009). Breast Cancer (1. ed.), *Oxford University Press*.
- Sherman CD, Çalman KD, Eckkhardt S, Elsebai I, Fırat D ve arkadaşları. (1990). *Sağlık Bakanlığı ve Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu, Ankara*
- T. G. Abouelnaga, A. F. Desouky. (2017). UWB Antenna with All Band Suitable Radiation Pattern for Breast Cancer Detection, T. G. Abouelnaga et al., *International Journal of Engineering and Technology (IJET)*, Vol. 9, No 2.
- Tezer Kutluk. (1989). Türkiye'de ve Dünyada Kanser istatistikleri Türk Kanser Haberleri Bülteni, 119: 15-20.
- Türkiye Halk Sağlığı Kurumu Kanser Daire Başkanlığı. (2013). Kanser Kayıtcılığı [online], <http://www.kanser.gov.tr/daire-faaliyetleri/kanser-kayitciligi/108-t%C3%BCrkiyede-kanser-kayitcigi.html#sthash.rW1OWNl4.dpuf>
- Türkiye Birleşik Veri Tabanı. (2014). Türkiye Kanser İstatistikleri [online], https://hsgm.saglik.gov.tr/depo/birimler/kanserdB/istatistik/Turkiye_Kanser_Ististikleri_2015.pdf
- Vitaliy Zhurbenko. (2011). Challenges in the Design of Microwave Imaging Systems for Breast Cancer Detection, *Advances in Electrical and Computer Engineering*, Volume 11, Number 1.
- W. T. Joines, Y. Zhang, C. Li and R. L. Jirtle. (1994). The Measured Electrical Properties of Normal and Malignant Human Tissues from 50 to 900 MHz, *Medical Physics*, Vol. 21, No. 4.
- Wikipedia,. (2014). Breast Anatomy Artwork [online], <http://fineartamerica.com/featured/8-breast-anatomy-artwork-sciepro.html>
- Y. Huo, R. Bansal, and Q. Zhu. (2004). Modeling of Noninvasive Microwave Characterization Of Breast Tumors, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 7, pp. 1089–1094.

- Y. Xie , B. Guo , L. Xu , J. Li and P. Stoica. (2005). Multi-Static Adaptive Microwave Imaging For Early Breast Cancer Detection, *Proc.39th Asilomar Conf. on Signals, Syst. and Comput.*, pp.285 -289.
- Zhang Haoyu, Ahmed O. El-Rayis, Nakul Haridas, Nurul H. Noordin, Ahmet T. Erdogan, Tughrul Arslan. (2011). A Smart Antenna Array for Brain Cancer Detection, *Loughborough Antennas & Propagation Conference, Loughborough, UK*.
- Zhang Haoyu. (2014). A thesis submitted for the Degree of Doctor of Philosophy The University of Edinburgh, Microwave Imaging for Ultra-Wideband Antenna Based Cancer Detection



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Beyza NEYİŞCİ
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : KONYA – 15.11.1992
Telefon : 05052264246
Faks : -
e-mail : beyzaneyisci@gmail.com

EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Atatürk Anadolu Lisesi, Selçuklu, Konya	2011
Üniversite	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2016
Yüksek Lisans	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2019
Doktora	: -	

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2 yıl 3 ay	Meram Elektrik Dağıtım A.Ş.	Elektrik Elektronik Mühendisi

UZMANLIK ALANI

Gömülü Sistemler ile Biyomedikal Uygulamalar
 Mikroşerit Antenlerin Biyomedikal Uygulamaları
 Giyilebilir Mikroşerit Anten Uygulamaları

YABANCI DİLLER

İngilizce-Orta Seviye

BELİRTMEK İSTEĞİNİZ DİĞER ÖZELLİKLER

-

YAYINLAR*

Neyişci B., Top R., Gültekin S.S., and Uzer D., (2017). “Determination of Electromagnetic Field Values for Breast Tumor Detection with the Designed Vivaldi Antenna”, International Conference on Engineering Technologies (ICENTE’17), Dec 07-09, Konya, Turkey.

Neyişci B., Gültekin S.S., Top R., (2018). “Meme Tümörü Tespitine Yönelik Vivaldi Anten Tasarımı ve Analizi”, URSI-TÜRKİYE’2018 IX. Bilimsel Kongresi, 6-8 Eylül 2018, KTO Karatay Üniversitesi, Konya.

Kontrol Edilecek Hususlar	Evet	Hayır
Sayfa yapısı uygun mu?	X	
Şekil ve çizelge başlık ve içerikleri uygun mu?	X	
Denklemler yazımları uygun mu?	X	
İç kapak, onay sayfası, tez bildirim, özet, abstract, önsöz ve/veya teşekkür uygun yazıldı mı?	X	
Tez yazımı; Giriş, Kaynak Araştırması, Materyal ve Yöntem (veya Teorik Esaslar), Araştırma Bulguları ve Tartışma, Sonuçlar ve Öneriler sıralamasında mıdır?	X	
Kaynaklar soyadı sırasına göre verildi mi?	X	
Kaynaklarda verilen her bir yayına tez içerisinde atıfta bulunuldu mu?	X	
Kaynaklar açıklanan yazım kuralına uygun olarak yazıldı mı?	X	
Tez içerisinde kullanılan şekil ve çizelgelerde kullanılan ifadeler Türkçe'ye çevrilmiş mi? (Latince ve Özel kelimeler hariçtir)	X	
Tezin içindekiler kısmı, tez içerisinde verilen başlıklara uygun hazırlanmış mı?	X	
*Tez Önerisi Formunun (LEE 22a veya 22b) ilk sayfası ile birlikte materyal ve yöntem kısımlarını içeren sayfaların fotokopisini tezinizin içindekiler sayfasından önce telli zımbalı formda koydunuz mu?	X	

Yukarıdaki verilen cevapların doğruluğunu kabul ediyorum.

Unvanı Adı SOYADI

İmza

Öğrenci : Beyza NEYİŞÇİ

.....

Danışman : Doç. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN

.....

Tez tesliminde enstitü web sayfası veri tabanında yayınlanmasına **izin veriyorum /vermiyorum**.

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Onayı

Bu tez Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygundur.

Onaylayan Adı SOYADI

Tarih

İmza

.....

.....

.....

