T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MEME KANSERİNİN ERKEN TESPİTİ İÇİN RADAR TABANLI MİKRODALGA GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ TASARLANMASI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Hüseyin ÖZMEN

DOKTORA TEZİ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR
Haziran-2021

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MEME KANSERİNİN ERKEN TESPİTİ İÇİN RADAR TABANLI MİKRODALGA GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ TASARLANMASI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Hüseyin ÖZMEN

DOKTORA TEZİ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR
Haziran-2021

TEŞEKKÜR

Değerli vaktini bana harcayıp bilgi ve tecrübesi ile her türlü imkânı sunan değerli danışmanım Doç. Dr. Muhammed Bahaddin KURT'a çok teşekkür ederim. Ayrıca doktora eğitimim boyunca raporlarımı dikkatle değerlendiren, önemli görüş ve önerileriyle tezime katkı sağlayan tez izleme jüri üyelerim Prof. Dr. Mehmet AKIN ve Doç. Dr. Ahmet YARDIMEDEN'e teşekkürlerimi sunuyorum.

Elektromanyetik laboratuvarı kullanımı noktasında sağladıkları imkanlardan dolayı İstanbul Teknik Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü akademisyenleri Prof. Dr. Ali YAPAR, Prof. Dr. İbrahim AKDUMAN'a ve Elektromanyetik Araştırma Grubu üyelerine çok teşekkür ederim.

Dicle Üniversitesi Fen Fakültesi Biyokimya araştırma laboratuvarında fantom hazırlanması sürecinde hiçbir zaman destek, emek ve katkılarını esirgemeyen Doç. Dr. Murat YAVUZ'a çok teşekkür ederim.

Bu çalışma, DÜBAP (MÜHENDİSLİK.19.001) projesi kapsamında desteklenmiştir. Desteklerinden ötürü Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne teşekkür ederim.

Desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ailem, eşim ve çocuklarıma ayrıca teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

		Sayfa
TEŞEKKÜR……		I
İÇİNDEKİLER…….....		II
ÖZET…….....		V
ABSTRACT…….....		VII
ÇİZELGE LİSTESİ…….....		IX
ŞEKİL LİSTESİ…….....		X
KISALTMA VE SİMGELER……		XV
1.	**GİRİŞ**…….....	1
1.1.	Meme Kanseri……..……	1
1.2.	Meme Kanseri Görüntüleme Yöntemleri……..……..…….	2
1.3.	Mikrodalga Görüntüleme Tekniği……..……..……	3
1.4.	Tezin Amaç ve Hedefleri…….	4
1.5.	Tezin Katkıları……..……	5
1.6.	Tez Planı…..…….	6
2.	**KAYNAK ÖZETLERİ**…….	9
3.	**MATERYAL ve METOT**……	17
3.1.	Radar Sistemleri……..……	18
3.1.1.	Radar Konfigürasyonu…….	19
3.1.1.1.	Monostatik Konfigürasyon……...	19
3.1.1.2.	Bistatik Konfigürasyon……	19
3.1.1.3.	Multistatik Konfigürasyon……..	20
3.1.2.	Antenler……	21
3.1.3.	Sinyal İşleme ve Görüntü Oluşturma Aşamaları……..…….…....	22
3.1.3.1.	Kalibrasyon (Filtreleme)……..	22
	- Çıkarma Yöntemi ……..……...	22
	- Ortalama Metodu……..……...	23

- Wiener Filtresi……..... 23
3.1.3.2. İntegrasyon ……...……... 25
3.1.3.3. Odaklama Algoritması...…….. 25
- Geciktir ve Topla (Delay and Sum)……..... 26
- Geciktir-Çarp ve Topla (Delay Multiply and Sum)……... 26
3.2. Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sistemi Tasarımı …….……... 27
3.2.1. Anten Tasarımı…… 28
3.2.1.1. Zıt Kutuplu Vivaldi Anten Tasarımı…….. 28
3.2.1.2. Vivaldi Anten Tasarımı…….…….. 40
3.2.2. Memenin Elektriksel Özellikleri ve CST'de Modelleme…… 51
3.2.3. Anten bant genişliğinin görüntü çözünürlüğüne etkisi…… 53
3.2.3.1. Gauss Darbe Sinyali…… 54
3.2.3.2. Farklı Bantlarda Görüntüleme Sonuçları…… 57
3.2.4. Meme Tümörü Görüntülenmesinde Radar Konfigürasyonunun Etkisi…….. 63
3.2.5. Mikrodalga Görüntülemede Tümör Büyüklüğünün Etkisi……... 68
3.3. Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sisteminin Gerçekleştirilmesi……. 72
3.3.1. VNA'nın Radar Olarak Kullanımı……... 72
3.3.2. Ölçüm Düzeneklerinin 3D Yazıcı ile Gerçekleştirilmesi…… 73
3.3.3. Meme Fantomu Hazırlanması ……...…….. 75
4. BULGULAR VE TARTIŞMA…… 81
4.1. Mikrodalga Görüntüleme ile Meme Kanseri Tespiti Simülasyonu……. 81
4.1.1. Önerilen Zıt Kutuplu Vivaldi Antenin Mikrodalga Görüntülemede Kullanılması 81
4.1.2. Önerilen Vivaldi Antenin Mikrodalga Görüntülemede Kullanılması…….. 88
4.2. Deneysel Çalışma……. 93
4.2.1. Fantom Olarak Kanola Yağı ile Yapılan Ölçümler……..…. 93
4.2.1.1. Zıt Kutuplu Vivaldi Anten ile Oluşturulan Görüntüleme Sistemi……. 93
4.2.1.2. Vivaldi Anten ile Oluşturulan Görüntüleme Sistemi……..…… 96
4.2.2. Meme Fantomu ile Yapılan Ölçümler…… 98

5. SONUÇ VE ÖNERİLER……..……..... 103

6. KAYNAKLAR……..... 109

ÖZGEÇMİŞ……... 115

ÖZET

MEME KANSERİNİN ERKEN TESPİTİ İÇİN RADAR TABANLI MİKRODALGA GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ TASARLANMASI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Hüseyin ÖZMEN

DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

2021

Meme kanseri; gelişmiş, gelişmekte olan ve az gelişmiş ülkelerde kadınların yakalanma oranı yaklaşık %15-16 ile en yüksek olan kanser tipidir. Hastalığın tedavisi için erken tanı hayat kurtaran en önemli parametredir. Hastalığa yakalanma oranı neredeyse tüm dünyada benzer iken hastalıktan kurtulma oranı gelişmiş ülkelerde yüksek, gelişmekte olan ve az gelişmiş ülkelerde ise maalesef düşüktür. Bunun sebebi, gelişmiş ülkelerdeki sağlık sisteminin getirdiği erken tanı avantajıdır. Ülkemizin dahil olduğu gelişmekte olan ülkeler sınıfında ise hastalığa yakalanan insanlar, hastalıkla mücadelenin daha da zorlaştığı ileriki evrelerde hastalıkla yüz yüze gelmektedir. Bu durumun önüne geçmek için insanları, henüz hastalığa yakalanmadan veya henüz hastalığa yeni yakalanmışken erken tanı taramalarıyla buluşturmak gerekmektedir.

Günümüzde meme kanseri görüntülenmesinde kullanılan teknikler; X-ray mamografi, ultrason, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi yöntemlerdir. Fakat bu yöntemlerin bazı dezavantajları bulunmaktadır. X-ray ışınlarının insan dokusundaki iyonize edici etkisi başka kanserlerin oluşma riskine neden olmaktadır. Ayrıca ölçüm esnasında memenin bastırılması acıya neden olabilmektedir. Ultrason'da, görüntüler düşük çözünürlüklüdür ve habis tümör ile iyi huylu tümörün ayırt edilmesi mümkün değildir. MRI, pahalı bir yöntemdir ve kapalı alan fobisi olan kişiler için korkutucudur. Aynı zamanda çok uzun sürmektedir. PET yönteminde, vücuda enjekte edilen radyoaktif materyal, yaydığı gama ışınlarıyla iyonize etkisi yaratarak yeni kanserlere sebep olma riski taşımaktadır. Meme kanserinin görüntülenmesinde kullanılan bu yöntemlerin dezavantajları alternatif görüntüleme yöntemlerinin araştırılmasını ve geliştirilmesini sağlamıştır. Mikrodalga görüntüleme tekniği bu yöntemlerin başında gelmektedir. Mikrodalga görüntüleme tekniği, normal ve tümörlü dokuların dielektrik özelliklerinin farklılığından doğan yansıyan veya saçılan dalgaları kullanır.

Meme tümörlerinin gerçek konumunda ve yüksek çözünürlüklü olarak görüntülenmesi, gerek mevcut görüntüleme yöntemlerinde gerekse bu çalışma kapsamında çalışılan mikrodalga görüntüleme yönteminde üstesinden gelinmesi gereken en önemli problemlerden biridir. Bu çalışmada kullanılan ve mikrodalga görüntüleme yöntemleri arasında popüler olan radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yönteminde yüksek çözünürlüklü ve doğru görüntülerin elde edilmesi bazı parametrelere bağlıdır. Bunlar; kullanılacak antenin uygunluğu, kullanılacak anten sayısı ve radar ölçüm sistemi, filtreleme tekniklerinin performansı ve odaklama algoritmasının performansıdır. Mikrodalga görüntüleme sisteminde kullanılacak antenin biyomedikal görüntüleme uygulamalarına uygun özelliklerde olması gerekmektedir. Antenin kompakt, çok geniş bantlı (3.1-10.6 Ghz), yönlü, yüksek kazançlı (mümkün olduğunca tüm çalışma frekansı aralığında) olması istenmektedir. Bu tez çalışması kapsamında elektromanyetik simülasyon programı kullanılarak istenen özelliklere uygun Vivaldi ve zıt kutuplu Vivaldi olmak üzere iki

farklı anten tasarımı gerçekleştirilmiş ve antenlerin performansı bant genişliği, ışıma örüntüsü, kazanç, yönlülük ve grup gecikmesi gibi parametrelerle analiz edilmiştir.

Uygun antenler tasarlandıktan sonra simülasyon ortamında homojen, yarı-homojen ve heterojen meme yapıları oluşturulmuştur. Ölçümler zaman domeninde monostatik, bistatik ve multistatik olarak gerçekleştirilmiştir. Monostatik ölçümde, aynı anten hem verici hem de alıcı anten olarak görev yapmaktadır. Meme etrafında farklı noktalardan yapılan ölçümler neticesinde geri yansıyan sinyaller toplanmaktadır. Simülasyon ortamında monostatik, bistatik ve multistatik ölçüm sistemleri analiz edilmiş ve avantaj-dezavantajlarıyla birlikte sonuçlar ortaya konmuştur. Bu sonuçlar sistemin deneysel olarak kurulumu esnasında hangi sistemin kullanılması gerektiği konusunda yol gösterici olmuştur.

Tasarlanan antenler, mikrodalga görüntüleme sisteminde sensör olarak kullanılmışlardır. Sistemin performansı, biyokimya laboratuvarında hazırlanan ve gerçek insan dokusunu taklit eden, yani meme dokularının elektriksel özellikleriyle benzer özellikler taşıyan, gerçekçi yapay fantomlarla test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, tez kapsamında geliştirilen mikrodalga görüntüleme sisteminin meme kanseri erken tespitinde kullanılabileceğini göstermektedir. Bu sistem düşük maliyetli, güvenli, konforlu ve hızlıdır.

Anahtar Kelimeler : Meme Kanseri, Radar, Mikrodalga Görüntüleme Tekniği, Vivaldi Anten, Sistem Tasarımı.

ABSTRACT

DESIGN AND REALIZING OF A RADAR BASED MICROWAVE IMAGING SYSTEM FOR EARLY DETECTION OF BREAST CANCER

PhD THESIS

Hüseyin ÖZMEN

DEPARTMENT OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERING
INSTITUTE OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES
UNIVERSITY OF DICLE

2021

Breast cancer, in developed, developing and underdeveloped countries, is the highest cancer type among woman with a rate of about 15-16%. Early diagnosis for the treatment of the disease is the most important parameter to save lives. While the rate of the disease is almost similar all over the world, the rate of recovery from the disease is high in developed countries and unfortunately low in developing and underdeveloped countries. The reason for this is the early diagnosis advantage of the healthcare system in developed countries. In the developing countries where our country is included, the people who get sick are acquainted with the disease in the later stages where the fight against disease becomes more difficult. In order to prevent this situation, it is necessary to bring people together with early diagnosis scans while they are not yet caught in the disease or have yet to be new.

Nowadays there are methods such as X-ray mammography, ultrasound, MRI, and positron emission tomography (PET) for imaging of breast cancer. However, these methods have some disadvantages. The ionizing effect of x-ray rays in human tissue causes the risk of other cancers. In addition, pressing of the breast during measurement can cause pain. In ultrasound, images are of low resolution and it is not possible to distinguish malignant tumor from benign tumor. MRI is an expensive method and is frightening for people with closed area phobia. It also takes too long. In the PET method, the radioactive material injected into the body carries the risk of causing new cancers by creating an ionizing effect with the emitted gamma rays. The disadvantages of these methods used in the imaging of breast cancer have led to the research and development of alternative imaging methods. Microwave imaging technique is one of these methods. Microwave imaging technique uses backscattered waves arising from the contrast between dielectric properties of normal and tumor tissues.

Imaging of the breast tumors in their exact position and with high resolution is one of the most important challenge to be overcome in current imaging methods and in the microwave imaging method. To obtain high resolution and accurate images in radar-based microwave imaging, which is used in this study and is popular among microwave imaging methods, are dependent on some parameters. These are the suitability of the antenna to be used, the number of antennas to be used and the radar measurement system, the performance of the filtering techniques and the performance of the focusing algorithm. The antenna must be compact, ultra wide band (3.1-10.6 Ghz), directional, high gain (as far as possible, in all operating frequency band). Within the scope of this thesis, the antenna design will be realized according to the desired characteristics by using the electromagnetic simulation program and the performance of the antenna analyzed by parameters such as bandwidth, radiation pattern, gain, directionality, group delay and fidelity.

After the suitable antennas were designed, homogeneous, semi-homogeneous and heterogeneous breast structures were created in the simulation environment. Measurements were performed in time domain as monostatic, bistatic and multistatic. In monostatic measurement, the same antenna serves as both the transmitting and receiving antenna. As a result of measurements made at different points around the breast, the reflected signals are collected. In the simulation environment, monostatic, bistatic and multistatic measurement systems have been analyzed and results have been presented with their advantages and disadvantages. These results guided which system should be used during the experimental setup of the system.

The designed antennas were used as sensors in a microwave imaging system. The performance of the system has been tested with realistic breast phantoms prepared in the biochemistry laboratory that mimic real human tissue, that is, have similar characteristics with the electrical properties of breast tissues. The results obtained show that the developed microwave imaging system that developed in this thesis can be used in early detection of breast cancer. This system is low cost, safe, comfortable and fast.

Key Words : Breast Cancer, Radar, Microwave Imaging Technique, Vivaldi Antenna, System Design.

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge No		Sayfa
Çizelge 3.1.	Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin geometrik konfigürasyonu……..	30
Çizelge 3.2.	Zıt kutuplu Vivaldi antendeki oyukların X, Y ve Z ekseninde köşe koordinatları……..	32
Çizelge 3.3.	Önerilen Vivaldi antenin geometrik konfigürasyonu……	41
Çizelge 3.4.	Vivaldi antendeki oyukların X, Y ve Z ekseninde köşe koordinatları……..	42
Çizelge 3.5.	Önerilen Vivaldi ve zıt kutuplu Vivaldi antenlerin literatürdeki antenlerle karşılaştırılması…….	51
Çizelge 3.6.	Tek kutuplu Debye parametreleri……..	52
Çizelge 3.7.	Farklı doku fantomları için kullanılan bileşenler ve miktarları……..	76

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 3.1.	Monostatik radar konfigürasyonu…….....	19
Şekil 3.2.	Bistatik radar konfigürasyonu……	20
Şekil 3.3.	Multistatik radar konfigürasyonu……..	20
Şekil 3.4.	Mikrodalga görüntüleme sistemi akış diyagramı…….	27
Şekil 3.5.	Önerilen zıt kutuplu-Vivaldi antenin geometrik parametreleri…….……	29
Şekil 3.6.	PCB baskı devre makinası ile üretilen zıt kutuplu Vivaldi antenin ön yüzü (a) ve arka yüzü (b)……..	29
Şekil 3.7.	S1 oyuğunun büyütülmüş gösterimi ve köşe noktaları……..	31
Şekil 3.8.	Zıt kutuplu Vivaldi antenin tasarım süreci: a) Model 1, b) Model 2, c) Model 3, d) Model 4……..	31
Şekil 3.9.	Zıt kutuplu Vivaldi antenin farklı modellere göre geri dönüş kaybı……..	32
Şekil 3.10.	Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin S11 simülasyon ve ölçüm sonucunun karşılaştırılması……..	33
Şekil 3.11.	Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin S11 ölçümü……...	33
Şekil 3.12.	Zıt kutuplu Vivaldi antenin farklı modellere göre kazancı……	34
Şekil 3.13.	Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin kazanç, yönlülük ve ışıma verimi…….	35
Şekil 3.14.	Zıt kutuplu Vivaldi Antenin 4 GHz frekansında ışıma örüntüsü: a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü…….	35
Şekil 3.15.	Zıt kutuplu Vivaldi Antenin 6.5 GHz frekansında ışıma örüntüsü: a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü…….	36
Şekil 3.16.	Zıt kutuplu Vivaldi antenin 9 GHz frekansında ışıma örüntüsü: a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü…….	36
Şekil 3.17.	Zıt kutuplu Vivaldi antenin 10.5 GHz frekansında ışıma örüntüsü: a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü…….	37
Şekil 3.18.	Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin faz yanıtı ölçüm grafiği……	37
Şekil 3.19.	Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenden gönderilen ve alınan Gauss darbe sinyali: a) karşı karşıya, b) yan yana, c) yüz yüze……..	39
Şekil 3.20.	Karşı karşıya, yan yana ve yüz yüze pozisyonlar için zıt kutuplu Vivaldi antenin grup gecikmesi simülasyonu…….	39

Şekil 3.21. Karşı karşıya pozisyon için zıt kutuplu Vivaldi antenden gönderilen ve alınan dalgaların ölçümü……... 40

Şekil 3.22. Karşı karşıya pozisyon için zıt kutuplu Vivaldi antenin ölçülen grup gecikmesi 40

Şekil 3.23. Önerilen Vivaldi antenin geometrik parametreleri: a) ön yüz, b) arka (toprak) yüz……. 41

Şekil 3.24. PCB baskı devre makinası ile üretilen Vivaldi antenin: a) ön yüzü, b) arka yüzü …….. 41

Şekil 3.25. Vivaldi anten tasarım süreci: a) Model 1, b) Model 2, c) Model 3, d) Model 4 42

Şekil 3.26. Vivaldi antenin farklı modellere göre geri dönüş kaybı…… 43

Şekil 3.27. Vivaldi antenin farklı modellere göre kazancı…….. 43

Şekil 3.28. Önerilen Vivaldi antenin S11 simülasyon ve ölçüm sonucu……. 44

Şekil 3.29. Önerilen Vivaldi antenin S11 ölçümü…… 44

Şekil 3.30. Önerilen Vivaldi antenin kazanç, yönlülük ve ışıma verimliliği simülasyon sonucu…… 45

Şekil 3.31. Önerilen Vivaldi antenin 4 GHz frekansında ışıma örüntüsü: a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü…….. 46

Şekil 3.32. Önerilen Vivaldi antenin 5.5 GHz frekansında ışıma örüntüsü: a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü…….. 46

Şekil 3.33. Önerilen Vivaldi antenin 7.5 GHz frekansında ışıma örüntüsü: a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü…….. 47

Şekil 3.34. Önerilen Vivaldi antenin 9 GHz frekansında ışıma örüntüsü: a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü…… 47

Şekil 3.35. Önerilen Vivaldi antenin faz yanıtı ölçümü…… 48

Şekil 3.36. Önerilen Vivaldi antenden gönderilen ve alınan Gaussian darbe sinyali: a) karşı karşıya, b) yan yana, c) yüz yüze…….. 49

Şekil 3.37. Önerilen Vivaldi antenin karşı karşıya, yan yana ve yüz yüze grup gecikmesi simülasyonu……... 50

Şekil 3.38. Karşı karşıya pozisyon için önerilen Vivaldi antenden gönderilen ve alınan dalgaların ölçümü…….. 50

Şekil 3.39. Karşı karşıya pozisyon için önerilen Vivaldi antenin ölçülen grup gecikmesi 50

Şekil 3.40. Meme dokularının mikrodalga frekanslarında bağıl elektriksel geçirgenliği… 52

Şekil 3.41. Ölçüm noktaları ve tümör konumları……. 54

Şekil 3.42. 3-10 GHz frekans aralığında Gauss darbesi ve bileşenleri…… 54

Şekil 3.43. Gauss darbe sinyalinin Fourier dönüşümü……. 55

Şekil 3.44. (a) 3-5GHz, (b) 5-7 GHz, c) 7-9 GHz, d) 9-11 GHz aralığında 2 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri…… 56

Şekil 3.45. (a) 3-7 GHz, (b) 7-11 GHz aralığında 4 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri…… 57

Şekil 3.46. 3-11 GHz aralığında 8 GHz bant genişliğinde Gauss sinyali……. 57

Şekil 3.47. 2 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyali ile elde edilen görüntüler: frekans aralığı (a)3-5 GHz, (b)5-7 GHz, (c)7-9 GHz, (d)9-11 GHz……. 59

Şekil 3.48. 4 GHz bant genişliğinde Gauss sinyali ile elde edilen görüntüler: frekans aralığı (a) 3-7 GHz, (b) 7-11 GHz…….. 60

Şekil 3.49. 8 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyali ile elde edilen görüntü: çalışma aralığı 3-11 GHz…… 61

Şekil 3.50. 2 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri ile elde edilen tümör yanıtlar 62

Şekil 3.51. 4 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri ile elde edilen tümör yanıtları 62

Şekil 3.52. 8 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyali ile elde edilen tümör yanıtı…... 63

Şekil 3.53. Monostatik ölçüm sistemi……. 64

Şekil 3.54. Meme tümörlerinin monostatik konfigürasyon ile görüntülenmesi…… 64

Şekil 3.55 Bistatik ölçüm sistemi…… 65

Şekil 3.56. Meme tümörlerinin bistatik konfigürasyon ile görüntülenmesi…… 65

Şekil 3.57. Multistatik ölçüm sistemi…….. 66

Şekil 3.58. Meme tümörlerinin multistatik konfigürasyon ile görüntülenmesi…….. 66

Şekil 3.59. (0, 20) konumundaki 2 mm çaplı tümör görüntüsü……. 68

Şekil 3.60. (0, 20) konumundaki 4 mm çaplı tümör görüntüsü……. 69

Şekil 3.61. (0, 20) konumundaki 8 mm çaplı tümör görüntüsü…….…….. 69

Şekil 3.62. (0, 20) konumundaki 10 mm çaplı tümör görüntüsü…….……. 70

Şekil 3.63. (0, 20) konumundaki 12 mm çaplı tümör görüntüsü……... 70

Şekil 3.64. (0, 20) konumundaki 16 mm çaplı tümör görüntüsü……. 71

Şekil 3.65. Homojen meme modelinde (x: 0, y: 20) konumundaki 2 mm, 4 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm ve 16 mm çaplı tümörlerin tümör yanıtları…… 71

Şekil 3.66. Anritsu MS2028C VNA cihazı……..... 72

Şekil 3.67. Monostatik radar tabanlı ölçüm sistemi: a) birinci model, b) ikinci model, c) kontrol ünitesi…… 73

Şekil 3.68. Zıt zutuplu Vivaldi anten ile gerçekleştirilen ölçüm sistemi…… 74

Şekil 3.69. Fantom hazırlama aşamaları: a) yağ-jelatin emülsiyonu, b) kalıba dökülmeye hazır fantom, c) tümörün yağ fantomu içerisine konumlandırılması, d) fantomun kalıba dökülmesi…….. 77

Şekil 3.70. Kalıptan çıkarılan meme fantomu……. 78

Şekil 3.71. Yağ fantomunun dielektrik değerinin ölçülmesi……..……. 78

Şekil 4.1. Zıt kutuplu Vivaldi anten ve farklı yoğunluklarda meme modelleri: a) homojen, b) heterojen, c) aşırı yoğun…… 82

Şekil 4.2. Uyartım sinyali (a), alınan sinyal (b), kalibre edilmiş sinyal (c), kalibre edilmiş sinyalin zarfı…….. 83

Şekil 4.3. Homojen memenin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [20, 0,20])……..……. 84

Şekil 4.4. Heterojen memenin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [20, 0,20])……..…… 85

Şekil 4.5. Aşırı yoğun (tamamen glandüler) memenin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [20, 0,20])…….….. 86

Şekil 4.6. Farklı yoğunluklu meme modellerinde tümör yanıtının anten açısına göre değişimi (Tümör konumu: [20, 0, 20])……..… 87

Şekil 4.7. Vivaldi anten ve farklı yoğunluklarda meme modelleri: a) homojen, b) heterojen, c) aşırı yoğun……. 88

Şekil 4.8. Homojen meme modelinin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [-10, -10, 15])…… 89

Şekil 4.9. Heterojen meme modelinin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [-10, -10, 15])……. 90

Şekil 4.10. Aşırı yoğun (tamamen glandüler) meme modelinin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [-10, -10, 15])…… 91

Şekil 4.11. Farklı yoğunluklu meme modellerinde tümör yanıtının anten açısına göre (Tümör konumu: [-10, -10, 15])……. 92

Şekil 4.12. Kanola yağı içerisindeki nesneyi zıt kutuplu Vivaldi anten ile görüntüleyen sistem…… 94

Şekil 4.13. Zıt kutuplu Vivaldi, temsili meme fantomu ve tarama cihazı…….. 94

Şekil 4.14. Kanola yağı ve su dolu silindirin yukarıdan görünümü……. 95

Şekil 4.15. Kanola yağı içerisindeki nesnenin zıt kutuplu Vivaldi ile görüntülenmesi……. 95

Şekil 4.16. Kanola yağı içerisindeki nesneyi Vivaldi anten ile görüntüleyen sistem…… 96

Şekil 4.17. Vivaldi, temsili meme fantomu ve tarama cihazı…….. 97

Şekil 4.18. Kanola yağı ve su dolu silindirin yukarıdan görünümü……. 97

Şekil 4.19. Kanola yağı içerisindeki nesnenin Vivaldi anten ile görüntülenmesi……. 98

Şekil 4.20. Fantomun önerilen birinci sistem ile ölçülmesi……. 99

Şekil 4.21. Fantom içerisindeki tümörün önerilen ilk görüntüleme sistemi ile tespit edilmesi: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi…… 100

Şekil 4.22. Fantomun önerilen ikinci sistemle ölçülmesi……. 101

Şekil 4.23. Fantom içerisindeki tümörün önerilen ikinci görüntüleme sistemi ile tespit edilmesi: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi……. 102

KISALTMA VE SİMGELER

CST MWS	: Computer Simulation Technology Microwave Studio
ÇGB	: Çok Geniş Bantlı
DAS	: Delay and Sum
FCC	: Federal Communications Commission
GHz	: Giga Hertz
IDAS	: Improved Delay and Sum
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
ns	: Nano Saniye
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
RTMDG	: Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme
VNA	: Vektor Network Analyzer
dB	: Desibel
ε_∞	: Statik bağıl elektriksel geçirgenlik
σ_s	: İletkenlik
τ_0	: Gevşeme zamanı
c	: Işık hızı
f	: Frekans
ε_r	: Bağıl elektriksel geçirgenlik

1. GİRİŞ

1.1. Meme Kanseri

Meme kanseri, kadınlar arasındaki en yaygın kanser tipidir. Bütün kanser vakalarının yaklaşık %30, ölümlerin ise %15'ine sebep olmaktadır (American Cancer Society 2020). Araştırmalar, meme kanserinin erken evrede tespitinin hayatta kalma şansını büyük oranda arttırdığını göstermektedir.

Meme kanseri genel olarak, çevresel ve genetik faktörler sonucu, meme içerisindeki, bölünme mekanizması bozulan hücrelerin bir yumru oluşturarak kontrolsüz bir şekilde büyümesi ve yayılması olarak tanımlanır. Genellikle bağışıklık sistemi, tümör oluşumuna yol açabilecek hücreleri apoptoz adı verilen bir süreç yoluyla yok eder. Ancak, hücrelerde aynı anda çok fazla mutasyonlar meydana gelmesi halinde, bağışıklık sistemi bu işlemi yapma konusunda uygun şekilde yanıt veremeyebilmekte ve tümör hücrelerinden bir kitle oluşabilmektedir (Horner ve ark. 2009), (Conceição ve ark. 2016).

Kanserli dokuda artan su hacmi ve sodyum miktarı, tümör dokularının daha fazla iletkenliğe ve elektriksel geçirgenliğe sahip olmasını sağlamaktadır. Bu sayede, memeye elektromanyetik dalga nüfuz ettiğinde tümör dokusundan etrafa güçlü elektromanyetik saçılım meydana gelmektedir (Joines ve ark. 1994), (Conceição ve ark. 2016). Bu saçılım sayesinde, mikrodalga görüntüleme tekniği kullanılarak tümörün varlığı ve konumu tespit edilebilmektedir.

Meme kanseri invaziv (yayılma potansiyeli olan) ya da invaziv olmayan (yerinde) olarak sınıflandırılmaktadır. İnvaziv meme kanserinde tümörler diğer sağlıklı dokulara da yayılabilmektedir. Erken teşhiş ve tedavi edilmezse kanser, metastaz yoluyla bütün vücuda yayılmaktadır. İnvaziv olmayan meme kanserinde tümörler olduğu yerde kalmakta ve diğer sağlıklı dokulara yayılım göstermemektedir (Dixon 2006). Meme kanseri tipleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır (Conceição ve ark. 2016).

- İnvaziv duktal karsinom (IDC), en yaygın meme kanseri türüdür (Meme kanseri vakalarının % 70-80'i) ve memenin süt kanallarını çevreleyen hücrelerde görülür.

• İnvaziv lobüler karsinom (ILC), meme kanseri vakalarının yaklaşık % 10'unu temsil eder ve memenin lobüllerini çevreleyen hücrelerde oluşur.

• Duktal karsinoma in situ (DCIS), kanserli hücrelerin süt kanallarında bulunduğu bir kanser türüdür. Memenin diğer bölgelerine veya vücuda yayılım göstermemektedir.

• Lobüler karsinoma in situ (LCIS), kendi başına bir kanser türü değildir. Fakat bu hastalığın varlığı, kanser gelişme riskinin arttığını göstermektedir.

Tümör hücrelerinin çoğalma şekli, bir tümörün iyi huylu mu yoksa kötü huylu mu olduğu konusunda bilgi vermektedir. İyi huylu tümörlerde büyüme kontrollüdür ve yayılım göstermemektedir. Kötü huylu tümörlerde ise yüksek çoğalma oranı nedeniyle büyüme kontrolsüzdür. Kötü huylu tümörler genellikle diğer bölgelere yayılır ve çevredeki sağlıklı dokuları yok ederler. İyi huylu ve kötü huylu tümörlere özgü bazı özellikler tümörlerin sınıflandırılmasına yardımcı olabilmektedir (Bridges ve ark. 2002), (Conceição ve ark. 2016).

Bu özelliklerden bazıları: tümör şekli, kenarlar, yüzey dokusu ve derinlik olarak sıralanabilir. Kötü huylu tümörler düzensiz ve asimetrik şekil, bulanık sınırlar, mikrolobüller nedeniyle pürüzlü ve karmaşık yüzey gibi özellikler göstermektedir. İyi huylu tümörler ise küresel, oval veya düzenli şekil, kompaktlık ve daha pürüzsüz yüzey gibi özellikler göstermektedir (Guliato ve ark. 2008), (Conceição ve ark. 2016). Bu özellikler mikrodalga görüntülemede tümörün kategorize edilmesine yardımcı olabilmektedir.

1.2. Meme Kanseri Görüntüleme Yöntemleri

Günümüzde meme kanserinin tespiti için X-ray mamografi, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ultrason, pozitron emisyon tomografisi (PET) vs. gibi yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler belli oranda meme kanserinin tespitini sağlamakla birlikte bazı dezavantajlara da sahiptirler. X-ray mamografi, meme içerisindeki tümörün görüntülenmesi için iyonize edici X ışınları kullanmaktadır (Semenov 2009). X ışınları kanserojen etkiye sahip olduğu için bu yöntemin düzenli ve sık kullanılması sakıncalı olabilmektedir. Ayrıca görüntüleme esnasında meme sıkıştırıldığı için acıya sebep olmaktadır. MRG yönteminde yüksek şiddette manyetik alan içerisine alınan vücuda

radyo dalgaları gönderilerek görüntüleme gerçekleştirilmektedir (Kwon ve Lee 2016). Bu yöntem pahalı, gürültülü ve zaman alıcıdır. Kapalı alan fobisi olan insanlar bu yöntemi kullanmakta zorluk yaşamaktadırlar. Ayrıca bedeninde metalik implant bulunan kişilerin kullanması mümkün değildir. Ultrason yönteminde ses dalgaları kullanılmaktadır ama özellikle tümörün derinde olduğu durumlarda yüksek çözünürlüklü görüntüleme yapılması mümkün değildir. PET yönteminde vücuda radyoaktif ilaç enjekte edilmekte ve bu maddenin yaydığı gama ışınlar gama kamera ile tespit edilmektedir. Bu sayede tümör görüntüsü elde edilmektedir. Bu yöntemde iyonize edici gama ışınları kullanıldığı için kanserojen etkiye sahiptir. Mevcut görüntüleme yöntemlerinin bu dezavantajları yeni bir görüntüleme sistemi olan mikrodalga görüntüleme (MDG) tekniğinin geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Hagness ve ark. 1999). Araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda meme dokularının mikrodalga frekansında farklı elektriksel özelliklere sahip olduğu ortaya çıkmıştır. Sağlıklı meme dokusu ile tümörlü dokunun elektriksel özelliklerinde büyük zıtlık bulunmaktadır (Surowiec ve ark. 1988). Bu zıtlık meme içerisindeki tümörün mikrodalga görüntüleme tekniği ile tespitine imkân sağlamaktadır.

1.3. Mikrodalga Görüntüleme Tekniği

Mikrodalga görüntüleme tekniği, pasif ve aktif mikrodalga görüntüleme olmak üzere ikiye ayrılmaktadir. Pasif mikrodalga görüntüleme yönteminde kanserli doku ile sağlıklı doku arasındaki sıcaklık farkı kullanılmaktadır. Memeye mikrodalga frekansında dalga gönderilmekte ve dokuların yaydığı ısı dağılımı görüntülenmektedir. Fakat tümörün yaydığı ısının tespiti çok kolay değildir. Görüntüleme sisteminin çok hassas olması ve en küçük ısı farkını bile tespit edebilmesi gerekmektedir. Ayrıca çevresel kaynaklar da görüntü üzerinde olumsuz etkiye sebep olabilmektedir (Iudicello ve Bardati 2009).

Aktif mikrodalga görüntüleme yöntemi, kanserli doku ile sağlıklı dokunun elektriksel özelliklerindeki zıtlıktan faydalanmaktadır. Bu yöntem de kendi içinde Mikrodalga Tomografi ve Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Mikrodalga tomografi, ters saçılım problemlerini çözerek meme içerisinin elektriksel profilini oluşturmaktadır (Meaney ve ark. 2000). Bu yöntemde doğrusal olmayan fonksiyonların çözümü, yöntemin kullanımını zorlaştırmaktadır.

Radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yönteminin (RTMDG) kökeni yer altı radarına (GPR) dayanmaktadır. Bu yöntemde tümör dokusunun, sağlıklı dokuya göre sahip olduğu yüksek elektriksel geçirgenlikten faydalanılmakta ve bir enerji profili oluşturularak tümör görüntülenmektedir (Hagness ve ark. 1998). Buna göre memeye mikrodalga frekansında bir darbe sinyali gönderilmekte ve geri yansıyan sinyaller filtrelenerek sadece tümörden saçılan sinyal elde edilmektedir (Fear ve ark. 2002), (Bond ve ark. 2003). Farklı konumlardan gönderilen sinyaller işlenerek tümör konumu tespit edilmektedir.

Bu tez çalışmasında meme kanserinin erken evrede tespiti için geliştirilen sistemlerde aktif mikrodalga görüntüleme teknikleri arasından RTMDG yöntemi tercih edilmiştir. Bunun sebebi; mikrodalga tomografi yöntemindeki işlem zorluklarının yanı sıra, literatürdeki çalışmalara göre RTMDG yönteminin meme kanseri tespitinde başarılı sonuçlar vermesidir.

1.4. Tezin Amaç ve Hedefleri

Bu çalışmada, meme kanserinin erken evrede tespitini sağlayacak ve tümörlerin görüntülenmesinde kullanılan mevcut yöntemlerin dezavantajlarını ortadan kaldıracak, iyonize edici özelliği bulunmayan mikrodalga frekanslarında çalışan, düşük maliyetli, konforlu ve hızlı görüntüleme sistemlerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, RTMDG tekniği kullanılarak sistemlerin simülasyonu ve donanımsal olarak gerçeklenmesi hedeflenmiştir. Sistem donanımının geliştirilmesi için öncelikli olarak "Computer Simulation Technology Microwave Studio" (CST MWS) simülasyon ortamında birtakım çalışmalar yapılmıştır. Yapılan çalışmalardan elde edilen veriler ışığında düşük bütçeli, konforlu, hızlı ve yüksek çözünürlüklü iki farklı RTMDG sistemi donanımsal olarak gerçekleştirilmiştir. Yapılması hedeflenmiş çalışmalar aşağıdaki gibidir:

- Bant genişliğinin tümör görüntüsü çözünürlüğüne etkisinin incelenmesi
- Monostatik, bistatik ve multistatik radar konfigürasyonlarının meme kanseri görüntülenmesinde birbirilerine karşı avantaj ve dezavantajlarının araştırılması
- Radar tabanlı mikrodalga görüntüleme tekniği kullanımında tümör boyutunun görüntülemeye ve tümör yanıtına etkisinin simülasyon ortamında incelenmesi

- Radar tabanlı mikrodalga görüntüleme uygulamalarında gereksinim duyulan çok geniş bant, yüksek kazanç, yönlülük, doğrusal faz yanıtı ve sabit grup gecikmesi gibi gereksinimleri karşılayan küçük boyutlu anten tasarımları
- Görüntüleme sistemlerinin donanımsal olarak gerçekleştirilmesi, sistem başarısının laboratuvar ortamında gerçek memenin elektriksel ve anatomik özelliklerine uygun olarak hazırlanan meme fantomları üzerinde test edilmesi.

1.5. Tezin Katkıları

RTMDG uygulamalarında elektriksel sinyalin ortama yayılması ve geri yansıyan sinyallerin alınması amacıyla kullanılan antenler, bu sistemlerin en önemli bileşenlerinden biridir. Antenin istenen performansa sahip olabilmesi için hem frekans domeninde hem de zaman domeninde birçok ışıma karakteristiğinin aynı anda uygun olması gerekmektedir. Bu nedenle bu tezde anten tasarımı üzerine çalışmalar yapılmış ve radar tabanlı uygulamaların ihtiyaç duyduğu özellikleri karşılayan yüksek performanslı, düşük maliyetli ve küçük boyutlu iki yeni anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Simülasyon ortamında farklı yoğunluklu meme modelleri kullanılarak görüntüleme sistemi içerisinde başarıları test edilmiştir. Daha sonra bu antenler donanımsal olarak üretilmiş ve deneysel görüntüleme sistemi içerisinde de kullanılarak başarıları gösterilmiştir.

Radar uygulamaları, ya hareketli bir nesnenin konum ve hızını tespit etmede ya da durgun bir nesnenin konumunu tespit etmede kullanılmaktadır. Bu amaçla, hedef nesneye bir darbe sinyali gönderilmekte ve geri yansıyan sinyalin gidiş-dönüş süresinden hedef nesnenin konumu tespit edilmektedir. Bu çalışmada tespit edilmesi hedeflenen nesne, meme içerisindeki tümör veya tümörlerdir. Ayrıca, tümörün sadece konumunu tespit etmekten ziyade görüntülenmesi hedeflenmektedir. Bu sebeple, gönderilen darbe sinyalinin süresi/genişliği önem arz etmektedir. Bu tez çalışmasında farklı frekans aralığında Gauss darbe sinyalleri kullanılarak, bant genişliğinin tümör görüntüsü çözünürlüğüne etkisi sunulmuştur.

Radar uygulamalarında bir diğer önemli konu radar konfigürasyonudur. Bu çalışmada üç farklı radar konfigürasyonu (monostatik, bistatik ve multistatik) ile simülasyon ortamında görüntüleme gerçekleştirilmiş ve sonuçlar karşılaştırılarak farklı

konfigürasyonların birbirilerine karşı avantaj ve dezavantajları sunulmuştur.

Deneysel çalışmalar kapsamında 3D yazıcı kullanılarak iki farklı fantom ölçüm cihazı geliştirilmiştir ve görüntüleme sistemlerinde kullanılmışlardır. İlk sistemde, yüzüstü pozisyondaki meme fantomu (yüzüstü pozisyonda bir hasta olarak düşünülebilir), 3D yazıcı kullanılarak tasarlanmış ve imal edilmiş bir cihaz kullanılarak otomatik olarak taranmaktadır. Tasarlanan bu sistem, bir monostatik radardır ve her dönüş adımında, tez kapsamında tasarlanan zıt kutuplu Vivaldi anten meme fantomuna bir darbe sinyali göndermekte ve yansıyan sinyali almaktadır. Yani meme fantomu sabit durmakta, VNA'ya koaksiyel kablo ile bağlı anten, geliştirilen sistem sayesinde meme etrafında döndürülerek ölçümler gerçekleştirilmektedir. Daha sonra, VNA'da toplanan sinyaller bilgisayara aktarılmakta ve sinyal işleme teknikleri kullanılarak görüntülere dönüştürülmektedir. Diğer sistemde ise tez kapsamında tasarlanan Vivaldi anten sabit bir pozisyonda durmakta ve meme fantomu kendi merkezi etrafında döndürülmektedir. Böylece meme fantomuna farklı açılardan sinyal gönderilip yansıyan sinyaller geri alınmaktadır. İki ölçüm sistemi de otomatik, pratik ve düşük maliyetli olmakla birlikte, özellikle ilk model klinik uygulamalara aday ve ticari bir ürüne dönüştürülebilir şekilde tasarlanmıştır.

1.6. Tez Planı

Bu tez, sırasıyla "Giriş", "Kaynak Özetleri", "Materyal ve Metot", "Araştırma Bulguları" ve "Sonuç" olmak üzere 5 ayrı başlığa bölünmüştür.

1. bölümde RTMDG tekniği ve meme kanserinin tespitinde kullanımı hakkında kısa bilgiler sunulmuştur. Ayrıca tezin amaç ve hedefleri belirtilmiştir.

2. bölümde geçmişten günümüze RTMDG tekniğinin meme kanserinde kullanımı ile ilgili bazı temel çalışmalar sunulmuştur. Bu bölümde meme dokusunun elektriksel özellikleri, anten tasarımı, fantom üretimi ve MDG tekniği ile yapılan klinik araştırmalar hakkındaki orijinal ve temel çalışmalar özetlenmiştir.

3. bölümde radar sistemleri, RTMDG yönteminde kullanılan sinyal işleme teknikleri, antenler vs. hakkında teorik bilgiler sunulmuştur. RTMDG sisteminin bileşenleri detaylıca anlatılmış ve RTMDG sisteminde kullanılmak üzere anten tasarımları gerçekleştirilmiştir. 1 adet Vivaldi ve 1 adet zıt kutuplu Vivaldi anten olmak

üzere 2 adet yeni anten tasarımı önerilmiş, bu antenlerin simülasyon ve ölçüm sonuçları sunulmuştur. Ayrıca, anten bant genişliğinin görüntü çözünürlüğüne etkisi, farklı anten konfigürasyonlarının çözünürlüğe etkisi, tümör boyutunun görüntülemeye etkisi, meme fantomu üretimi konularında yapılan simülasyon çalışmaları ve pratik çalışmalar sunulmuştur. Son olarak da önerilen antenlerin sensör olarak kullanıldığı iki farklı görüntüleme sistemi gerçekleştirilmiş ve RTMDG sistemi bütün olarak gerçekleştirilmiştir.

4. bölümde, tez kapsamında yapılan araştırmalar ve elde edilen bulgular sunulmuştur. Önerilen antenler kullanılarak simülasyon ortamında yarım küre şekilli homojen, heterojen ve aşırı yoğun meme modelleri içerisindeki çok küçük boyutlu tümörlerin tespit edildiği simülasyon çalışmaları sunulmuştur. Son olarak, kanola yağı ve laboratuvar ortamında hazırlanan meme fantomları kullanılarak tez kapsamında gerçekleştirilen RTMDG sistemi test edilmiş, elde edilen görüntüleme sonuçları sunulmuştur.

5. bölümde tez kapsamında yapılan bütün çalışmaların sonuçları yorumlanarak ileride yapılabilecek çalışmalar üzerine bazı öneriler sunulmuştur.

1. GİRİŞ

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Meme kanserinin mikrodalga görüntüleme tekniği ile tespiti üzerine araştırmalar, meme dokularının mikrodalga frekansındaki elektriksel özelliklerinin gösterdikleri farklılıkların incelenmesiyle başlamıştır. Yapılan çalışmalar, tümörlü dokunun elektriksel geçirgenliğinin sağlıklı meme dokusundan daha yüksek olduğunu göstermiştir. Mikrodalga görüntüleme konusu kapsamlı bir konudur ve birçok disiplinin birlikte çalışılmasını gerektirmektedir. Bu disiplinler temel olarak anten tasarımı, alıcı/verici birimi, radar konfigürasyonu, sinyal işleme, fantom tasarımı ve son olarak klinik çalışmalar olarak özetlenebilir. Bu bölümde, tarihi çalışmalardan güncel çalışmalara kadar, meme kanserinin mikrodalga görüntüleme tekniği ile tespiti konusundaki bazı araştırmalar özetlenmiştir. Meme dokularının mikrodalga frekansındaki elektriksel özelliklerini inceleyen birçok çalışma gerçekleştirilmiştir. Son dönemde yapılan çalışmalara değinilmeden önce, tarihsel açıdan yapılmış ilk çalışmalara bakmakta fayda bulunmaktadır.

1984 yılında Chaudhary ve ark. ex vivo olarak normal ve kanserli meme dokusunun dielektrik özelliklerini 25 C°'de 3 MHz ile 3 GHz frekansları arasında ölçmüşlerdir. Chaudhary, gerçekleştirdiği çalışma ile insan memesinin normal ve habis dokularının dielektrik özelliklerinde önemli farklılıklar olduğu ve en büyük elektriksel geçirgenlik farkının 100 MHz'in altındaki frekanslarda meydana geldiği sonucuna varmıştır.

1988'de Surowiec ve ark., ex vivo olarak meme karsinomunun ve çevresindeki dokunun dielektrik özelliklerini 20 KHz ve 100 MHz arasındaki frekanslarda ölçtüler. Bu çalışmada tümörün merkezi kısmı, tümörü hemen çevreleyen doku ve tümör merkezine yaklaşık 2 cm mesafedeki periferik doku ayrı kategoriler olarak incelendiler. Surowiec, tümöre uzak mesafedeki periferinden alınan dokuya kıyasla tümörün merkezi kısmı ve tümörü çevreleyen sınır dokularda önemli ölçüde daha yüksek elektriksel geçirgenlik ve iletkenlik değerleri gözlemledi. Surowiec, tümörü çevreleyen sınır dokuyla ilişkili yüksek elektriksel geçirgenliğin tümör hücre çoğalmasına atfedilebileceğini bildirmiştir. Ayrıca Surowiec, bu sonuçlara göre normal ve kötü huylu doku arasındaki dielektrik kontrastın potansiyel olarak meme kanserinin saptanması için kullanılabileceğini öne sürmüştür.

1992'de Campbell ve Land, 3.2 GHz frekansında, kadın meme dokusunun kompleks elektriksel geçirgenliğini ölçtüler. Yağlı doku, normal doku, iyi huylu meme tümörü dokusu ve kötü huylu meme tümörü dokusu olmak üzere dört tipi doku incelendi. Campbell ve Land, normal (yağ dokusu ve diğer tüm normal meme dokusu) ile tümör dokusu arasında önemli bir dielektrik kontrastı olduğunu belirttiler. Ayrıca dielektrik değerlerindeki benzerlik nedeniyle kötü huylu ve iyi huylu tümörlerin, sadece dielektrik özelliklere dayalı olarak aralarında ayrım yapmanın mümkün olamayabileceğini öne sürdüler.

2000 yılında, Meaney ve ark. in vivo normal meme dokusunun dielektrik özelliklerini tahmin etmek için bir mikrodalga görüntüleme sisteminin klinik bir prototipini kullandılar. Meaney, kansersiz meme dokusunun ortalama elektriksel geçirgenliğini ve iletkenliğini ölçtü. Meaney, farklı yaşlardaki kadınlardan ölçümler alarak, meme yoğunluğu ile elektriksel geçirgenlik arasında korelasyon olduğunu öne sürmüştür. Bu çalışmaya göre heterojen yapıdaki daha yoğun meme dokusunun elektriksel geçirgenliği, daha çok yağ dokusundan oluşan homojen yapıdaki meme dokusunun elektriksel geçirgenliğiden daha yüksektir.

2004 yılında, Choi ve ark. meme kanseri dokusunun dielektrik özelliklerini metastazlı lenf düğümleri ve normal lenf düğümlerinin dielektrik özellikleriyle birlikte 0.5 ile 30 GHz arasındaki frekans bandında ölçtüler. Ölçüm sonuçları, bir kez daha normal ve kötü huylu doku arasındaki dielektrik kontrastı göstermiştir.

Normal ve kötü huylu dokunun dielektrik özelliklerini ölçen en kapsamlı incelemelerden biri Lazebnik ve ark. tarafından 2007'de gerçekleştirilmiştir. Lazebnik ilk çalışmasında (Lazebnik ve ark. 2007a), yalnızca normal meme dokusunu inceledi. Bu doku meme küçültme ameliyatlarından elde edildi. Lazebnik'in ilk çalışması ile bu konuda yapılmış önceki çalışmalar arasındaki en önemli farklardan biri, örneklerin histolojik sınıflandırmasıydı. İncelenen her numune, numunede bulunan yağ, glandüler ve fibroglandüler doku oranına göre kategorize edildi. Lazebnik ark. 3 grup oluşturdu:

• Grup 1, %0-30 yağ dokusu (99 numune) içeren tüm numuneleri içeriyordu.

• Grup 2, %31-84 yağ dokusu (84 örnek) içeren tüm örnekleri içeriyordu.

• Grup 3, %85-100 yağ içeriğine sahip tüm numuneleri içeriyordu (171 numune).

Lazebnik ve ark., çalışma sonucunda normal meme dokusunda önemli dielektrik

heterojenliği buldu. Lazebnik bu heterojenlik düzeyinin daha önce yapılan çalışmalarda bulunmamasının nedenini, normal doku örneklerinin alındığı yerle ilişkilendirdi. Önceki çalışmalarda, normal doku örnekleri tümörden uzak bölgelerden alınmıştı. Tümörler genel olarak glandüler dokuda meydana geldiğinden dolayı, tümörden uzak noktadan alınan normal numunelerin yağ içeriğinin tümörü çevreleyen glandüler dokuya göre daha yüksek olması muhtemeldir. Bu nedenle, meme dokusunun dielektrik heterojenliği önemsenmemiştir. Lazebnik ayrıca meme dokusunun dielektrik özelliğinin, esas olarak memenin yağ içeriğinin bir fonksiyonu olduğu sonucuna varmıştır. Normal, iyi huylu ve kötü huylu meme dokularının dielektrik özellikleri Lazebnik'in sonraki çalışmasında (Lazebnik ve ark. 2007b) daha ayrıntılı olarak ele alınmıştır. 0,5 ila 20 GHz arasında çok geniş bir frekans bandında ölçümler gerçekleştirilmiştir. Kötü huylu doku için ölçülen dielektrik değerleri, önceki Chaudhary ve Surowiec tarafından yapılan çalışmalarla uyumlu çıkmıştır. Lazebnik ve ark. normal doku ve kötü huylu dokunun iletkenliği arasında yalnızca %10'luk bir fark ve 5 GHz frekansta elektriksel geçirgenlik için yaklaşık % 8 farkı olduğunu buldu. Lazebnik ve ark. yüksek yağ oranlı normal doku ile habis doku arasında 10: 1'lik bir kontrast gözlemledi. Geniş frekans aralığı ve incelenen doku miktarı sebebiyle Lazebnik'in çalışmaları hala sağlıklı ve kanserli meme dokusunun dielektrik özelliklerinin tahmini için ana referans çalışması olmaya devam etmektedir.

Çeşitli insan dokularının fiziksel özelliklerini taklit eden fantomlar ultrason, MRG, bilgisayarlı tomografi gibi tıbbi görüntüleme yöntemlerinin geliştirilmesi ve test edilmesi için paha biçilmez olmuştur. Bu nedenle, mikrodalga frekanslarında gerçek biyolojik dokuların elektriksel özelliklerini gösteren yapay fantomlara olan ihtiyaç gün geçtikçe artmaktadır (Lazebnik ve ark. 2005). Yüksek sıvı içerikli veya düşük sıvı içerikli biyolojik dokuları taklit eden birçok fantom materyali geliştirilmiştir. Bu materyaller, kullanılan temel malzemeye göre birkaç sınıfa ayrılabilirler. Geliştirilen bu fantom materyallerinden bazıları aşağıda sunulmuştur.

Bu materyallerden biri (Guy 1971) tarafından geliştirilmiştir. İçeriğinde TX-150 jel, politelin tozu, su ve sodyum klorür (NaCl) barındıran bu fantom, yüksek su içerikli dokuların simülasyonu için geliştirilmiştir. İçerikteki malzemelerin oranlarında değişiklik yapılarak 13.53 – 2450 Mhz frekans aralığında yüksek su içeren dokular analiz edilebilmektedir (Chou ve ark. 1984). Fakat bu malzemenin düşük su içerikli

dokuların simülasyonu için uygun olmadığı görülmüştür (Lagendijk ve Nilsson 1985). Guy, daha sonra Laminac 4110, acetylene ve alüminyum tozu kullanarak 100-1000 Mhz frekansında kemik dokusunu taklit eden bir fantom geliştirmiştir. Başka bir phantom materyali için Andreuccetti ve ark. 1988, polyacrylamide jel kullanmışlardır. Bu fantom jel yapılı mekaniğinden dolayı ilgi çekmiştir ama bu fantom havayla temas haline girdiğinde çabuk bozulma gibi bir dezavantaja sahipti. Bu materyal daha sonra bazı araştırmacılar tarafından geliştirilmiş ve farklı yapılara uyarlanmıştır (Surowiec ve ark. 1992), (McCann ve ark. 2003). Bu materyallerin dezavantajı kompleks fabrikasyon işlemleri ve temin edilmesi zor kimyasallarla üretilmesidir. Jelatin bazlı materyaller stabil mekanik özellikleri ve kolay fabrikasyondan dolayı büyük ilgi çekmektedir. Marchal ve ark. (1989) 10-50 Mhz frekansında yüksek su oranlı dokuları taklit eden jelatin-su bazlı bir fantom geliştirmişlerdir. Bu materyalde, farklı dielektrik özellikler elde etmek için jelatin oranının değiştirilmesi yeterli olmaktadır. Fakat bu materyal, uzun ömürlü heterojen fantom üretimi için uygun değildir. Çünkü bu materyaldeki malzemeler uzun süre temas halinde olunca farkı reaksiyonlar göstererek bozulmaya başlamaktadır.

Yukarıdaki materyallerden birçoğu farklı dokuların dar frekans bantları için dielektrik özelliklerini başarıyla taklit etmelerine rağmen, çok geniş bant frekansları için uygun değildir. Çünkü çok geniş bantlı sinyallerde farklı frekanslar için farklı malzemelerin kullanılması gerekecektir (Chou ve ark. 1984) (Andreuccetti ve ark. 1988) (Robinson ve ark. 1991).

Bununla birlikte, geniş frekans bantlarında kullanıma uygun materyaller da geliştirilmiştir. Surowiec ve ark. 1992'de 500 Mhz-3Ghz frekans bandına uygun, polyacrylamide jel bazlı bir materyal geliştirmiştir. Chang ve ark. 2000'de 300-900 Mhz frekans bandında kas dokusunun dielektrik özelliklerini taklit eden bir fantom geliştirmişlerdir.

Fantomların kullanıldığı alanlardan biri de meme kanserinin mikrodalgalarla görüntülenmesi konusudur. 3-11 Ghz frekans aralığındaki çok geniş bantlı düşük güçlü mikrodalgalar kullanılarak meme kanserinin tespiti son yıllarda en çok araştırılan konulardan biri haline gelmiştir (Hagness ve ark. 1998) (Li ve Hagness 2001), (Fear ve

ark. 2002), (Bond ve ark.2003), (Nilavalan ve ark. 2003), (Huo ve ark. 2004), (Davis ve ark. 2005).

Lazebnik ve ark. 2005'te yağ ve jelatin bazlı bir fantom geliştirmişlerdir. Bu materyal 500Mhz ve 20 Ghz frekans aralığında farklı meme dokularının dielektrik özelliklerini göstermektedir. Bu fantomda kullanılan kimyasalların oranları değiştirilerek deri, tümör, yağ dokusu, glandular doku gibi farklı doku tiplerinin dielektrik özelliklerini gösteren fantomlar elde edilebilmekledir. Bu fantom, kullanılan kimyasalların temini ve uygulanacak işlemlerin basitliği göz önüne alındığında fabrikasyonu oldukça kolaydır.

Porter ve ark. (2010), Lazebnik ve ark. 2005'te geliştirdiği materyalin içeriğindeki kimyasalların oranını değiştirerek gerçek ölçümlerle uyumlu heterojen meme fantomu geliştirmiştir. Porter ve ark. (2011) aynı prosedürleri kullanarak kapsamlı meme glandular dokusunu taklit eden materyaller geliştirmiştir.

Vivaldi antenler yönlülük, kazanç ve bant genişliği konularında iyi oldukları için ÇGB radar uygulamaları için her zaman güçlü bir aday olmuştur (Yngvesson ve ark. 1989), (Abbak ve ark. 2014). Bunun yanında, antenin geometrik özelliklerinde yapılacak değişikliklerle ışıma performansı arttırılabilmektedir. Literatürde meme kanserinin mikrodalga görüntüleme tekniği ile tespiti için farklı tekniklerle tasarlanmış birçok Vivaldi anten bulunmaktadır.

Hood ve ark. (2008) 40 mm X 40 mm boyutlarında kompakt bir Vivaldi anten önermişlerdir. Bu antenin çalışma aralığı ÇGB bant genişliğini sağlamakta fakat çalışma aralığında bazı bant boşlukları bulunmaktadır. Neredeyse bütün çalışma frekansı boyunca kazanç 4 dB'in altında kalmaktadır ve grup gecikmesinin bazı frekanslarda süreksizlikleri vardır.

Chamaani ve ark. (2011) "Multi-objective Particle Swarm Optimization" tekniğini kullanarak anten korelasyon faktörünü iyileştirmişlerdir.

Zhang ve ark. (2013), 5-10 GHz frekans aralığında çalışan bir anten ile meme fantomu ölçümleri gerçekleştirerek görüntüleme yapmışlardır fakat çalışma aralığı ÇGB frekans aralığını sağlamamaktadır.

Anten boyutunun küçültülmesi için geleneksel mikroşerit besleme hattı yerine bükülmüş mikroşerit besleme hattı önerilmiş ama anten kazancı yeterince yüksek değerlere ulaşmamıştır. Anten boyutu 56 mm X 50 mm'dir fakat maksimum kazanç değeri 5.6 dB'dir (Pandey ve ark. 2015).

Natarajan ve ark. (2015) alt çalışma bandını düşürmek için çift yaprak şekli kullanmışlardır. Fakat çalışmadaki anten yapısı kompakt değildir.

Furat ve Pascal (2016) yaptıkları çalışmada 37 mm x 21 mm boyutlarında kompakt bir anten önermişlerdir. Fakat bu anten ÇGB bant aralığını tam olarak karşılamamaktadır. Alt frekans bandı 3.6 GHz iken üst frekans bandı 12 GHz'in üzerindedir. Ayrıca maksimum kazanç değeri 4.5 dB gibi nispeten düşük bir değerdedir.

Islam ve ark. (2017), yönlülüğün arttırılması için kenar oyukları kullandıkları bir Vivaldi anten sunmuşlardır. Zhang ve ark. (2009) anten kazancının arttırılması için metalik derecelendirme elemanları kullanmışlardır. Fakat bu iki anten de ÇGB frekans aralığını tam olarak karşılamamaktadır.

Islam ve ark. (2019), 9 eş anten kullanarak multisatik mikrodalga görüntüleme sistem donarımı geliştirmişlerdir. Dikdörtgen şekilli oyuklar kullanılarak bant genişliği ve kazanç iyileştirilmiştir. Buna rağmen antenin çalışma frekansı aralığı 2.8-7 GHz arasındadır.

Samsuzzaman ve ark. (2019) anten ışıma örüntüsünü daha yönlü hale getirmek ve alt frekans bandında daha yüksek kazanç elde etmek için antende kenar oyukları ve parazitik eliptik yama kullanmışlardır. Böylece mikrodalga görüntüleme sisteminde kullanmak amacıyla 40 mm X 40 mm boyutlarında, 2.5-11 GHz frekans aralığında çalışan bir anten elde etmişlerdir. Antenin çalışma frekansı aralığındaki en yüksek kazanç değeri 7.2 dB'dir. Mikrodalga görüntüleme uygulamasını sadece simülasyon ortamında gerçekleştirmişlerdir.

Radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sistemi kullanılarak insanlar üzerinde bazı klinik çalışmalar gerçekleştirilmiştir (O'Loughling ve ark. 2018). Kullanılan anten türü, filtreleme teknikleri, tarama süresi ve ölçüm düzenekleri farklılıklar göstermektedir. Bunlardan öne çıkan bazı çalışmalar aşağıda özetlenmiştir.

Klemm ve ark. 2010'da İngiltere'deki Bristol Üniversitesinde gerçekleştirdikleri çalışma sonucunda "Multistatic Array Processing for Radiowave Image Acquisition" (MARIA) isimli bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistem multistatik radar konfigürasyonu ile çalışmakta ve yüzüstü pozisyonundaki hastadan frekans domeninde ölçüm almaktadır. Sistem sensör olarak "yarık anten" kullanmaktadır. Memeden yansıyan sinyalin filterelenerek tümör yanıtının elde edilmesi için "rotation" yönteminden faydalanmaktadır. Görüntüleme algoritması olarak "Improved Delay and Sum" (IDAS) tekniğini kullanmaktadır. Bu sistem ile gerçekleştirilen çalışmada 223 denek üzerinde 10 saat süren tarama sonucunda ölçümler alınmış ve görüntüleme gerçekleştirilmiştir.

Kuwahara ve ark. 2013'te Japonya'daki Shizuoka Üniversitesi'nde 2 hasta üzerinde klinik çalışmalar gerçekleştirmişlerdir (Kuwahara 2017). Bu sistem multistatik radar konfigürasyonu ile çalışmakta ve yüzüstü pozisyonundaki hastadan frekans domeninde ölçüm almaktadır. Sistem sensör olarak "yığılmış yama anten" kullanmaktadır. Memeden yansıyan sinyalin filterelenerek tümör yanıtının elde edilmesi için "rotational" yönteminden faydalanmaktadır. Görüntüleme algoritması olarak "Delay-and-Sum" (DAS) tekniğini kullanmaktadır. Bu sistem ile gerçekleştirilen çalışmada 2 hasta üzerinde 3 dk süren tarama sonucunda ölçümler alınmış ve görüntüleme gerçekleştirilmiştir.

Fear ve ark. 2013'te Kanada'daki Calgary Üniversitesinde yaptıkları çalışmada, daha önce 2005 yılında geliştirdikleri "Tissue Sensing Adaptive Radar" (TSAR) (Fear ve ark. 2005) isimli görüntüleme sistemini kullanarak 8 hasta üzerinde klinik çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu sistem monosatik radar konfigürasyonu ile çalışmakta ve yüzüstü pozisyonundaki hastadan frekans domeninde ölçüm almaktadır. Sistem sensör olarak Vivaldi anten kullanmaktadır. Memeden yansıyan sinyalin filtrelenerek tümör yanıtının elde edilmesi için "neighbour-based" yönteminden faydalanmaktadır. Görüntüleme algoritması olarak DAS tekniğini kullanmaktadır. 30 dk süren tarama sonucunda 8 denekten ölçümler alıarak görüntüleme gerçekleştirilmiştir.

Porter ve ark. 2016'da Kanada'daki McGill Üniversitesi'nde 13 gönüllü üzerinde klinik çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Bu sistem monostatik radar konfigürasyonu ile çalışmakta ve oturma pozisyonundaki hastadan zaman domeninde ölçüm almaktadır. Sistem sensör olarak giyilebilir mikroşerit anten kullanmaktadır.

Memeden yansıyan sinyalin filterelenerek tümör yanıtının elde edilmesi için "differential" yönteminden faydalanmaktadır. Görüntüleme algoritması olarak DAS tekniğini kullanmaktadır. Bu sistem ile gerçekleştirilen çalışmada 13 gönüllü üzerinde 5 dk süren tarama sonucunda ölçümler alınmış ve görüntüleme gerçekleştirilmiştir.

Yang ve ark. 2017'de Çin'deki "Southern University of Science and Technology"'de 11 hasta üzerinde klinik çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Bu sistem multistatik radar konfigürasyonu ile çalışmakta ve yüzüstü pozisyonundaki hastadan frekans domeninde ölçüm almaktadır. Sistem sensör olarak horn anten kullanmaktadır. Memeden yansıyan sinyalin filterelenerek tümör yanıtının elde edilmesi için adaptif filtreleme yönteminden faydalanmaktadır. Görüntüleme algoritması olarak DAS tekniğini kullanmaktadır. Bu sistem ile gerçekleştirilen çalışmada 11 denek üzerinde 4 dk süren tarama sonucunda ölçümler alınmış ve görüntüleme gerçekleştirilmiştir.

Song ve ark. 2017'de Japonya'daki Hiroşima Üniversitesi'nde 5 hasta üzerinde klinik çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Bu sistem multistatik radar konfigürasyonu ile çalışmakta ve sırtüstü pozisyonundaki hastadan zaman domeninde ölçüm almaktadır. Sistem sensör olarak düzlemsel slot anten kullanmaktadır. Memeden yansıyan sinyalin filtrelenerek tümör yanıtının elde edilmesi için ortalama yönteminden faydalanmaktadır. Görüntüleme algoritması olarak DAS tekniğini kullanmaktadır. Bu sistem ile gerçekleştirilen çalışmada 5 denek üzerinde 14 dk süren tarama sonucunda ölçümler alınmış ve görüntüleme gerçekleştirilmiştir.

"Scan and Find Early" (SAFE) mikrodalga görüntüleme sistemi İTÜ ve Marmara Üniversitesi ortak çalışması olarak gerçekleştirilmiştir (Janjic ve ark. 2021). Mikrodalga tomografi tekniği kullanılmaktadır. Hasta sedye üzerine yüzüstü uzanmakta ve meme uyumlandırma ortamlı kaba yerleşmektedir. Meme çevresinde silindirik olarak bistatik ölçümler gerçekleştirilmektedir. Hastanın pozisyon almasından görüntü oluşturulmasına kadar toplam 20 dk süre geçmektedir. 115 hasta SAFE sistemi ile taranmış, görüntüleme sonuçları MRG, ultrason ve mamografi sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Doğru görüntüleme oranı, düşük yoğunluklu meme yapılarında %86, yüksek yoğunluklu meme yapılarında %48'dir. Bütün hastalarda ortalama %74 başarı sağlanmıştır.

3. MATERYAL VE METOT

Bu bölümde, tez kapsamında kullanılan sinyal işleme, anten tasarımı, fantom tasarımı gibi teknikler detaylıca sunulmuştur.

Meme kanserinin RTMDG tekniği kullanılarak görüntülenmesinde, tümörlerin doğru konumda ve yüksek çözünürlük ile görüntülenmesini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlardan bazıları; sensör olarak kullanılacak antenin ışıma özelliklerinin mikrodalga görüntülemeye uygun olması, sinyal işleme teknikleri, gönderilecek darbe sinyalinin bant genişliği, görüntülenecek meme yapısının yoğunluğu, tümör veya tümörlerin büyüklüğü ve konumu, görüntüleme sisteminin radar konfigürasyonu, giden sinyali gönderen ve geri saçılan sinyalleri analiz edip görüntüleyen Vektör Network Analizör (VNA) cihazının dinamik aralığıdır.

Mikrodalga görüntüleme sisteminde kullanılmak üzere, CST MWS simülasyon programı kullanılarak iki adet yeni, çok geniş bantlı Vivaldi anten tasarımları gerçekleştirilmiştir. Bu antenler, RTMDG tekniğinin gereksinimlerine uygun olarak kompakt, çok geniş bant aralığına sahip, yüksek kazançlı, lineer faz yanıtlı, çalışma frekansı boyunca sabit grup gecikmeli olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu antenler daha sonra donanımsal olarak üretilmiş ve Anritsu MS2028C VNA kullanılarak laboratuvar ortamında birçok ışıma parametresinin ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

RTMDG tekniği ile yüksek çözünürlüklü görüntü oluşturulmasında, gönderilen darbe sinyalinin bant genişliği büyük önem arz etmektedir. Birçok araştırmada yüksek çözünürlüklü görüntü elde edilebilmesi için çok geniş bant frekans aralığının kullanılması gerektiği belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında, FCC tarafından lisanssız kullanımına izin verilen 3.1 GHz ve 10.6 GHz frekans aralığında, farklı frekans bantlarında sinyaller gönderilerek, bant genişliğinin ve alt frekans değerinin çözünürlüğe etkisi araştırılmış ve elde edilen sonuçlar sunulmuştur.

Haberleşme, askeri uygulamalar. GPS, mikrodalga görüntüleme gibi birçok alanda kullanılan radarların monostatik, bistatik ve multistatik olmak üzere farklı konfigürasyonları bulunmaktadır. Her bir konfigürasyonun meme kanseri görüntülenmesindeki etkileri simülasyon yoluyla araştırılmış, avantaj ve dezavantajları incelenmiştir.

Önerilen antenlerin sensör olarak kullanıldığı iki farklı monostatik mikrodalga görüntüleme sistemi donanımsal olarak gerçekleştirilmiştir. Ayrıca deneysel çalışmada kullanılacak meme fantomunun laboratuvar ortamında hazırlanma aşamaları sunulmuştur. Kolay ve ucuz üretimine rağmen gerçek memenin elektriksel özelliklerini iyi bir şekilde göstermesi nedeniyle Lazebnik ve ark. (2005) tarafından önerilen gerçekçi meme fantomu hazırlama prosedürü kullanılarak yağ-jelatin bazlı fantomlar üretilmiştir.

3.1. Radar Sistemleri

Radar teknolojisi 20. yy. ortalarından günümüze kadar büyük gelişim göstermiştir. Radarların askeri, meteoroloji, jeoloji, astronomi ve tıp gibi birçok farklı alanda uygulamaları bulunmaktadır. Radarlar, hareketli cisimlerin hız ve uzaklık bilgisini bulurken, sabit cisimlerin ise konumlarını tespit edebilmektedir. Sabit nesnelerin konum tespitinde darbeli radarlar kullanılmaktadır. Buna göre, nesneye kısa süreli bir darbe sinyali gönderilmekte ve darbe sinyalinin gidiş-dönüş süresinden hedef nesnenin konumu tespit edilmektedir. Radar teknolojisinin kullanıldığı tıp uygulamalarından biri de meme kanserinin erken evrede tespitidir.

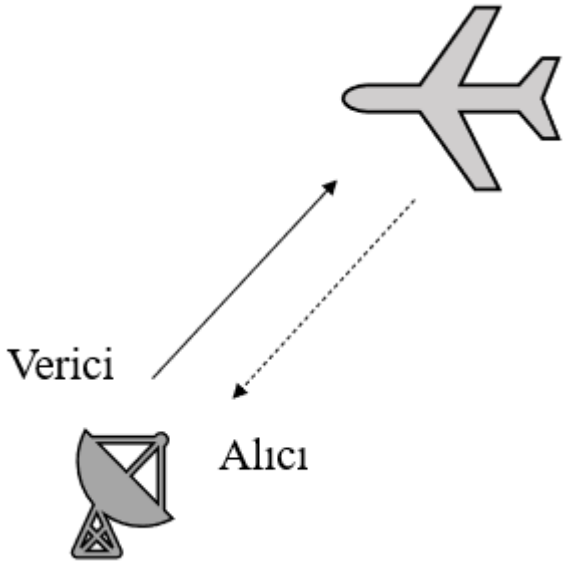
Eş odaklı mikrodalga teknolojisi Amerika Birleşik Devletleri Federal Havacılık İdaresi (Enk ve ark. 1992) ile bağlantılı olarak yapılan önceki çalışmalara dayanmaktadır. Bu çalışmalardan biri olan, yolcuların giysilerinin altında gizlenmiş metal ve plastik silahların tespiti ve görüntülenmesini sağlayan radar sistemi başarıyla dizayn ve test edilmiştir. Bu radar sisteminin tekrar dizayn edilmesiyle insan memesinde kullanılmak üzere odaklı, darbeli ve düşük güç hüzmeli 4-10 Ghz bant aralığında bir sistem geliştirilmiştir. Dalga bir tümörle karşılaştığında, tümörün dielektrik özelliği ve iletkenliği normal dokuya göre daha büyük olduğundan dolayı mikrodalga enerjisi geri saçılacaktır. Bu enerji, memenin odaksal noktalarının dışında, yani memenin etrafında konumlanmış antenler tarafından tekrar toplanacaktır. Sistematik olarak meme içindeki tüm piksellerin taranmasıyla iki boyutlu görüntü oluşturulmaktadır. Eğer bu işlem vokseller üzerinde uygulanırsa üç boyutlu görüntü oluşturulması sağlanacaktır. Böylece meme içerisinde konumlanmış tümörler görüntülenebilmektedir (Hagness ve ark. 1998).

3.1.1. Radar Konfigürasyonu

Radar tabanlı görüntüleme sistemlerinde antenler üç farklı şekilde konfigüre edilebilirler. Bunlar monostatik, bistatik ve multistatik konfigürasyonlardır.

3.1.1.1. Monostatik Konfigürasyon

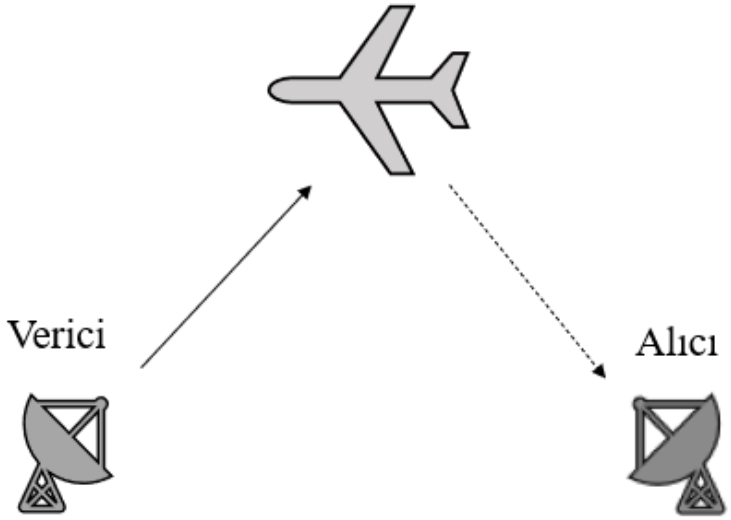
Monostatik anten konfigürasyonunda hedef nesneye sinyal gönderen ve hedef nesneden yansıyan sinyali alan anten aynıdır. Yani görüntüleme veya konum tespiti için sadece bir anten kullanılmakta ve bu anten hem verici hem de alıcı olarak çalışmaktadır. Çalışma mantığı Şekil 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Monostatik radar konfigürasyonu

3.1.1.2. Bistatik Konfigürasyon

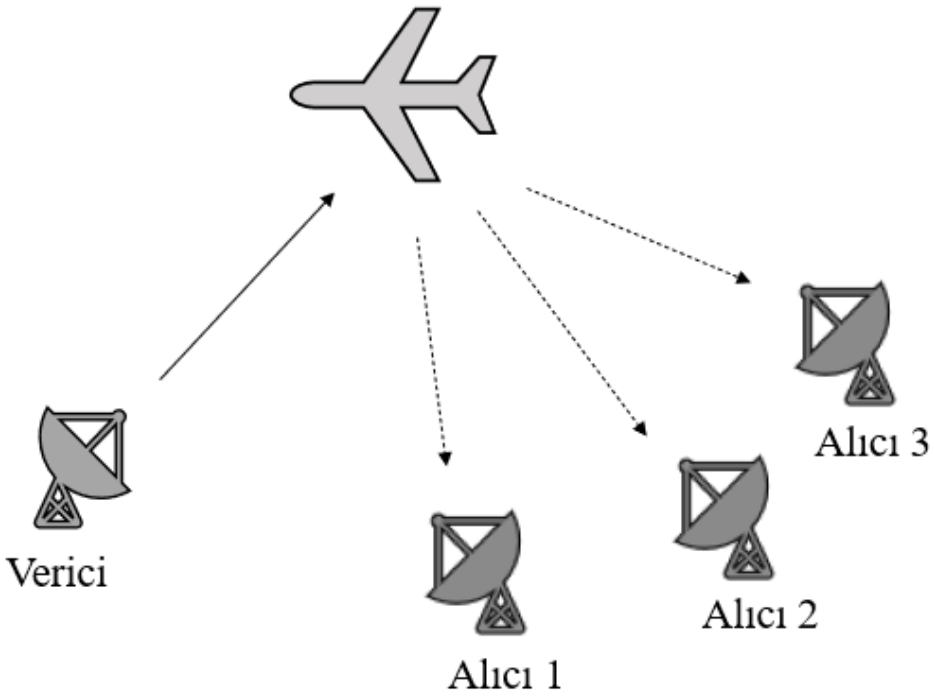
Bistatik anten konfigürasyonunda hedef nesneye sinyal gönderen ve hedef nesneden yansıyan sinyali alan anten farklıdır. Verici ve alıcı iki anten farklı noktalara konumlandırılmaktadır. Verici antenden hedef nesneye sinyal gönderilmekte ve geri saçılan sinyal alıcı anten tarafından alınmaktadır. Çalışma mantığı Şekil 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Bistatik radar konfigürasyonu

3.1.1.3. Multistatik Konfigürasyon

Multistatik anten konfigürasyonunda hedef nesne çevresinde 2'den fazla anten bulunmaktadır. Antenlerden her biri sırayla verici olarak çalışırken diğer kalan antenler alıcı olarak çalışmaktadır. Şekil 3.3'te çalışma mantığı görülmektedir.



Şekil 3.3. Multistatik radar konfigürasyonu

3.1.2. Antenler

Antenler, elektriksel sinyali elektromanyetik dalgaya dönüştüren veya ortamdaki elektromanyetik dalgayı elektriksel sinyale dönüştüren cihazlardır. Bir antenin verimli çalışabilmesi için fiziksel boyutu çok önemlidir ve boyutlarının çalışma frekansındaki dalga boyuna yakın değerlerde olması gerekmektedir (Stutzman ve Thiele 2012). Antenin hem istenen ışıma performansını göstermesi hem de küçük boyutlarda olmasını sağlamak için genellikle mikroşerit yama antenler kullanılmaktadır. Yama antenlerin de boyutlarını küçültebilmek için oyuk açma, parazit eleman ekleme vb. yöntemler kullanılmaktadır. Bu sayede antenin fiziksel boyutları küçültülürken, antenin elektriksel boyutu büyütülmekte ve ışıma performansındaki olası kayıplar engellenebilmektedir.

Antenler, kablosuz haberleşme başta olmak üzere sağlık, askeri, meteoroloji gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Antenlerin sağlık alanında kullanıldığı alanlardan biri meme kanserinin mikrodalga görüntüleme tekniği ile tespitidir. Bu alandaki çalışmalar hala devam etmektedir. Bu yöntemde, anten vasıtasıyla memeye mikrodalga frekansında bir dalga gönderilmekte ve geri saçılan sinyaller yine anten vasıtasıyla alınmaktadır. Alınan bu sinyaller, sinyal işleme teknikleri uygulanarak görüntüye dönüştürülmektedir. Mikrodalga görüntüleme tekniklerinden olan özellikle radar tabanlı sistemde, kullanılacak antenin çok geniş bant, yüksek kazanç, yönlülük, doğrusal faz yanıtı, sabit grup gecikmesi gibi gereksinimleri karşılaması gerekmektedir.

RTMDG uygulamalarında görüntü çözünürlüğünün yüksek olması için sensör olarak kullanılacak antenin çok geniş bantlı olması gerekmektedir. FCC'nin 2002 yılında 3.1-10.6 GHz frekans bandının lisanssız kullanımına izin vermesiyle beraber bu alandaki çalışmalara ilgi de artmıştır. RTMDG antenlerinde büyük öneme sahip diğer bir parametre anten kazancıdır. Yüksek kazançlı ve yüksek verimli antenler yönlü antenlerdir ve enerjilerini belli bir doğrultuda yayarlar. Bu sayede dalganın çoğu hedef nesneye doğru yayılır. Çok geniş bantlı antenlerin radar uygulamalarında kullanılabilmesi için faz yanıtının doğrusal olması ve buna bağlı olarak grup gecikmesinin de çalışma frekans aralığı boyunca sabite yakın olması gerekmektedir. Böylece, gönderilen sinyal alıcı anten tarafından alındığında dalga formunun korunması sağlanmaktadır. Dalga formunun korunması, yüksek çözünürlüklü ve düşük gürültülü görüntü oluşmasında büyük önem taşımaktadır.

Bu tez çalışması kapsamında, RTMDG sisteminin ihtiyaç duyduğu özelliklere sahip çok geniş bantlı, kompakt boyutlara sahip bir Vivaldi ve bir zıt kutuplu Vivaldi anten tasarlanmıştır.

3.1.3. Sinyal İşleme ve Görüntü Oluşturma Aşamaları

RTMDG tekniği ile meme kanserinin tespiti uygulamalarında, hedef nesneye Gauss dalgası gönderilmekte ve daha sonra ortamdan geri saçılan sinyal alınıp kaydedilmektedir. Geri saçılan sinyaller, erken ve geç zaman içeriğine sahiptir. Erken zaman içeriği, deriden yansıyan sinyaller tarafından domine edilmektedir. Geç zaman ise tümör geri saçılımı ve diğer gürültüleri içermektedir. Sinyal işleme adımlarının amacı, genliği tümör cevabının genliğinden çok daha büyük olan erken zaman sinyalini bastırarak düşük genlikli tümör cevabını elde etmektir. Ayrıca daha kaliteli görüntü oluşturulabilmesi için tümör cevabı yükseltilip diğer küçük gürültüler de bastırılabilirler. Basit algoritmalar kullanılarak işlenen bu sinyallerden kolaylıkla görüntü oluşturulabilmektedir (Fear ve ark. 2002). Görüntü oluşturma adımları kalibrasyon, integrasyon ve eş odaklama aşamalarından oluşmaktadır.

3.1.3.1. Kalibrasyon (Filtreleme)

Kalibrasyon adımının amacı, deriden ve diğer sağlıklı dokulardan geri saçılan sinyalin, memeden geri saçılan toplam sinyalden çıkarılarak sadece tümörden saçılan sinyalin elde edilmesidir. Bu amaçla geliştirilmiş birçok kalibrasyon tekniği bulunmaktadır. Bunlardan bazıları; ortalama metodu (Fear ve ark. 2002), wiener filtresi (Bond ve ark. 2003), en küçük kareler metodu (Sill ve ark. 2005), entropy (Zhi ve Chin 2006) metodu gibi yöntemlerdir. Diğer bir yöntemde ise öncelikle meme sağlıklı iken ölçüm yapılmakta, daha sonra meme tümörlüyken ölçümler yapılmaktadır. Tümör cevabının elde edilmesi için tümörlü sinyallerden sağlıklı sinyaller çıkarılmaktadır. Böylece geriye sadece tümörden saçılan sinyal kalmaktadır.

-Çıkarma Yöntemi

Alıcı antenlerde kaydedilen sinyaller, ortamdaki tüm dokulardan ve diğer saçıcılardan saçılan sinyallerin toplamıdır. En baskın kısım ise deriden geri saçılan sinyaldir ve bunun genliği tümörden saçılan sinyale göre oldukça yüksektir. Bu baskın kısımların belirlenip filtrelenmesi için referans olarak boyut, şekil ve doku tipleri

bakımından kanserli memeyle aynı olan sağlıklı bir meme modeli kullanılmaktadır. Bu model bir kez uyartılır ve geri saçılan sinyal kaydedilir. Daha sonra kanallardaki her sinyalden sırayla çıkarılır. Böylece deri ve yağdan saçılan sinyaller elenerek sadece tümörden saçılan sinyal elde edilir. Referans olarak kullanılan sağlıklı meme modeli, tümörler haricinde kanserli meme modeli ile aynı seçilmezse bu yöntem kullanılarak tatmin edici sonuçlar elde edilmesi güçleşecektir. Oluşacak yeni saçılımlar tümör yanıtı üzerinde gürültüye sebep olacaktır. Bu yöntem Eşitlik (3.1)'deki gibi ifade edilir:

$$S^{TY} = S^{T} - S^{H} \tag{3.1}$$

Eşitlik (3.1)'de S^{T} her kanaldaki sinyali, S^{H} tümörsüz memeden saçılan sinyali, S^{TY}ise filtreleme sonucu elde edilmiş tümör yanıtı sinyalini ifade etmektedir.

- Ortalama Metodu

Ortalama alma yöntemi (Fear ve ark. 2002), tüm kanallardaki sinyallerin ortalamasını alarak deri kalibrasyon sinyaline yaklaşır. Yaklaşık sinyal daha sonra m'inci kanaldaki x_m sinyalinden Eşitlik (3.2)'deki gibi çıkarılır:

$$S_m(n) = x_m(n) - \frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M} x_i(n) \tag{3.2}$$

S_m artifakt içermeyen sinyaldir. m sinyal sayısı ve n örnek numarasıdır.

- Wiener Filtresi

Wiener filtre algoritması (Bond ve ark. 2003), (Davis ve ark. 2003), deri kalınlığındaki yerel değişiklikler, meme heterojenliği ve anten-deri mesafelerindeki farklılıklar nedeniyle artifaktlarda kanaldan kanala varyasyonu telafi ederek basit ortalama çıkarma yöntemini geliştirmiştir. Bu yöntemde, her bir sinyaldeki artifakt, diğer tüm kanallardaki sinyallerin filtrelenmiş bir kombinasyonu olarak tahmin edilir. Kanal m için tahmin edilen yapay sinyal daha sonra Kanal m'de alınan sinyalden Eşitlik (3.3)'te gösterildiği gibi çıkarılır.

$$S_m(n) = x_m(n) - q^{T} b_{PN}(n) \tag{3.3}$$

Burada $b_{PN}(n)$, m hariç diğer tüm kanallardan hesaplanan bir vektördür ve q, filtre ağırlıklarının vektörüdür. Filtre ağırlıkları, artifaktın baskın olduğu sinyal kısmına göre kalan sinyal ortalama kare hatasını en aza indirecek şekilde seçilir. Örneğin, artifaktın Kanal 1'den çıkarılması için, m'inci kanaldaki zaman örneklerinin $(2J+1)\ x\ 1$ vektörü Eşitlik (3.4)'teki gibi tanımlanır:

$$b_m(n) = [x_m(n-J),\ldots,x_m(n),\ldots,x_m(n+J)]^T \tag{3.4}$$

Burada J, n'inci zaman örneğinin her iki tarafındaki örneklerin sayısıdır ve $(2J+1)$, n'de ortalanmış ortalama penceresinin uzunluğudur. Mesela Kanal 2'den N'ye kadar olan $b_k(n)$ örneklemi $b_{2N}(n)$ vektöründe Eşitlik (3.5)'teki gibi sıralanır.

$$b_m(n) = [b_2^T(n), b_3^T(n),\ldots,b_N^T(n)]^T \tag{3.5}$$

Filtrenin ağırlık faktörü q, Eşitlik (3.6)'daki gibi hesaplanır:

$$q = argmin \sum_{n=n_0}^{n_0+L-1} |x_1(n) - q^T b_{2N}(n)|^2 \tag{3.6}$$

Burada zaman penceresi $n \in [n_0, n_0+1,\ldots,n_0+L-1]$ olmak üzere, istenmeyen artifaktın baskın olduğu sinyalin ilk bölümünü temsil eder. Eşitlik (3.6)'nın çözümü aşağıda Eşitlik (3.7)'de verilmiştir:

$$q = R^{-1}p \tag{3.7}$$

R ve p'nin çözümü, Eşitlik (3.8) ve Eşitlik (3.9)'da sırasıyla gösterilmiştir:

$$R = \frac{1}{L}\sum_{n=n_0}^{n_0+L-1} b_{2N}(n)\, b_{2N}^T(n) \tag{3.8}$$

$$p = \frac{1}{L}\sum_{n=n_0}^{n_0+L-1} b_{2N}(n)\, x_1^T(n) \tag{3.9}$$

3.1.3.2. İntegrasyon

RTMDG yönteminde uyartı sinyali olarak kısa darbe sinyali kullanılmaktadır ve bu sinyal genellikle Gauss sinyali olmaktadır. Gauss uyartım sinyali çeşitli zamanlarda sıfır-geçişlerine sahip olduğu için bu sinyalin integralinin alınması gerekmektedir (Fear ve ark. 2002). Böylece sıfır-geçiş noktalarının varlığı engellenmektedir. Bu çalışmada Gauss sinyalinin integrasyonu için Hilbert dönüşümü kullanılmıştır. Sinyalin integrasyonu alındıktan sonra sinyalin merkezinde bir maksimum noktası oluşmaktadır. Böylece diğer tümör sinyallerinin maksimumları bir odakta toplanacak ve tümör doğru konumda görüntülenecektir.

Bir Gauss sinyali olan tümör yanıtından düzgün bir görüntü elde edilebilmesi için sinyalin zarfının alınması gerekmektedir. Hilbert dönüşümü ile bu işlem gerçekleştirilebilmektedir (Pourvoyeur ve ark. 2003). Hilbert dönüşümü Eşitlik (3.10)'da gösterildiği gibi ifade edilmektedir.

$$H\{s(t)\} = \frac{1}{\pi}\int_{-\infty}^{+\infty} \frac{s(\tau)}{s(t-\tau)}\, d\tau \tag{3.10}$$

$$s_A(t) = s(t) + jH\{s(t)\} \tag{3.11}$$

$$s_A(t) = A(t)e^{j\omega(t)} \tag{3.12}$$

Hilbert dönüşümü, gerçek değerli bir sinyali, kompleks bileşene sahip analitik bir sinyale dönüştürmektedir. Eşitlik (3.10)'da $s(t)$ kalibre edilmiş gerçek değerli sinyali, $s_A(t)$ analitik sinyali, $H\{s(t)\}$ analitik sinyalin kompleks bileşenini göstermektedir. Eşitlik (3.12)'deki $A(t)$ ise sinyalin zarfını ifade etmektedir.

3.1.3.3. Odaklama Algoritması

Tümör cevabı elde edildikten sonra enerji profili oluşturmak için meme içindeki her nokta piksel olarak kabul edilir ve bu piksellerin tek tek enerjileri hesaplanır. Bu işlem sırasında her piksel için zaman gecikmeleri hesaplanarak piksellerin sinyal üzerindeki konumları belirlenir. Daha sonra bunlar toplanır ve görüntüye dönüştürülür.

- Geciktir ve Topla (Delay and Sum)

Görüntü oluşturma işleminin son adımı odaklamadır. Piksel enerjilerinin hesaplanması için en çok kullanılan yöntem "Geciktir ve Topla" (DAS) yöntemidir. İki boyutlu görüntüleme alanı 1 mm x 1 mm boyutlarında piksellere bölünmektedir. Her pikselin antene olan uzaklığı ve gecikme zamanları hesaplanmaktadır. Piksellerdeki gecikme zamanına bağlı olarak her pikselin enerji seviyesi hesaplanmaktadır. Enerjinin en yüksek olduğu pikseller tümörün konumunu göstermektedir. Bu çalışmada odaklama algoritması olarak geleneksel DAS algoritması kullanılmıştır (Li ve ark. 2004). Bu yöntemin formülasyonu Eşitlik (3.13)'teki gibidir:

$$I(r) = \int_0^T \left[\sum_{n=1}^{M} S_n(t - \tau_n(r)) \right]^2 dt \tag{3.13}$$

$I(r)$, $r(x,y,z)$ konumundaki pikselin enerjisidir. Aşağıdaki diğer ifadeler sırasıyla zaman gecikmesi (Eşitlik (3.14)), anten ile piksel noktası arasındaki mesafe (Eşitlik (3.15)) ve dalganın ortamdaki hızı (Eşitlik (3.16)) şeklindedir;

$$\tau_n(r) = \frac{2d_i}{v.\Delta t} \tag{3.14}$$

$$d_i = \frac{\sqrt{(x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 + (z - z_i)^2}}{v} \tag{3.15}$$

$$v = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_r}} \tag{3.16}$$

- Geciktir-Çarp ve Topla (Delay Multiply and Sum)

Tez çalışmasında kullanılan diğer bir odaklama yöntemi DMAS'tır. Bir önceki yöntemden farkı arada çarpma işleminin gerçekleştirilmesidir. Formülasyonu Eşitlik (3.17)'deki gibidir (Lim ve ark. 2008):

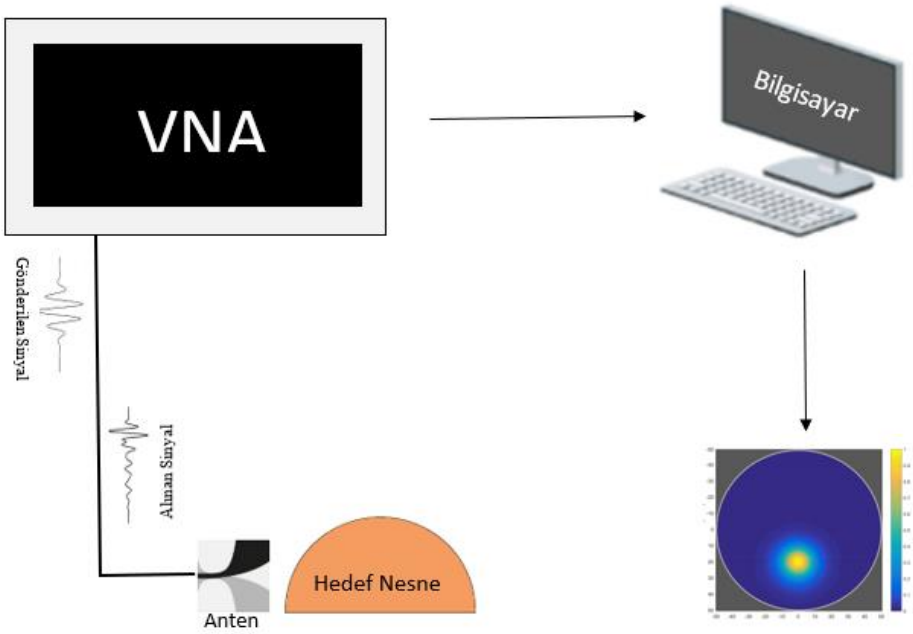
$$I(r_0) = \int_0^T \left[\sum_{m=1}^{M-1} \sum_{j=(m+1)}^{M} x_m(\tau_m(r_0)) \odot x_j(\tau_j(r_0)) \right]^2 dt \tag{3.17}$$

3.2. Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sistemi Tasarımı

RTMDG sistemi; sinyal üreteci, anten, sinyal analizörü, sinyal işleme birimi gibi birimlerden oluşmaktadır. Literatürdeki çalışmalarda sinyal üreteci ve sinyal analizörü olarak genellikle VNA kullanılmaktadır. Bu çalışmada da Gauss darbe sinyalinin üretilmesi ve alınan sinyalin analizi için VNA cihazı kullanılmıştır. Sinyalin ortama yayılması ve ortamdan geri yansıyan sinyalin alınması için sensör olarak antenler kullanılmaktadır.

RTMDG sisteminde kullanılacak antenin bazı gereksinimleri karşılaması gerekmektedir. Bu antenler; kompakt, çok geniş bantlı (ÇGB), yönlü, yüksek kazançlı olmalıdır. Anten, VNA'daki elekriksel sinyali elektromanyetik dalga olarak ortama göndermekte ve gelen elektromanyetik dalgayı da elektriksel sinyal olarak VNA'ya aktarmaktadır.

Alıcı antenin aldığı sinyaller sinyal işleme biriminde filtreleme, kompanzasyon, entegrasyon ve odaklama algoritmaları kullanılarak görüntüye dönüştürülmektedir. Bu çalışmada sinyal işleme birimi bilgisayarda MATLAB kullanılarak yazılmış bir programdır. VNA'da toplanıp daha sonra bilgisayara transfer edilen sinyaller, bu programdaki sinyal işleme adımları uygulandıktan sonra görüntüye dönüştürülmektedir. Böylece tümör konumu görsel olarak belirlenmektedir. RTMDG akış şeması Şekil 3.4'te gösterilmektedir.



Şekil 3.4. Mikrodalga görüntüleme sistemi akış diyagramı

3.2.1. Anten Tasarımı

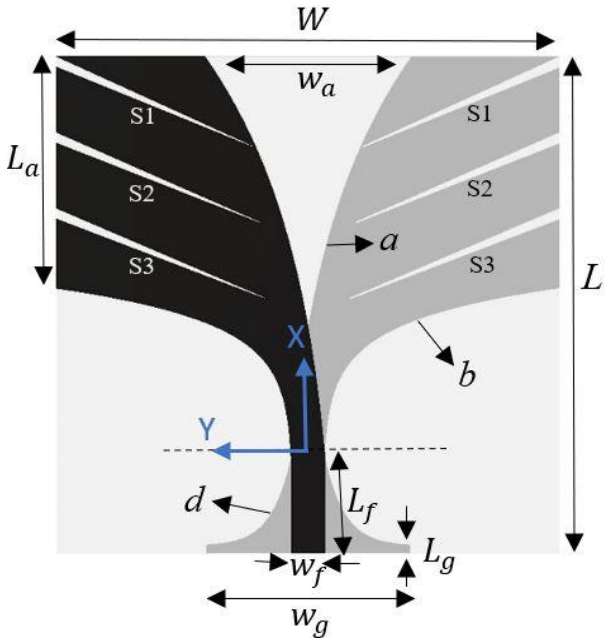
Bu bölümde, meme kanserinin tespiti için tasarlanan zıt kutuplu Vivaldi ve normal Vivaldi olmak üzere iki farklı antenin geometrik özellikleri ve ışıma performansları sunulmuştur. Antenler, 4.4 dielektrik sabiti ve 0.002 kayıp tanjanta sahip FR4 materyali kullanılarak tasarlanmıştır. FR4, ucuz ve kolay temin edilebilen bir malzeme olmasından dolayı tercih edilmiştir. 1.6 kalınlığındaki FR4'ün saçıcı ön yüzeyinde 0.035 mikron bakır, arka toprak yüzeyinde ise yine 0.035 mikron kalınlığında bakır malzeme kullanılmıştır. Besleme portu olarak 50 Ω dirence sahip dişi koaksiyel konektör kullanılmıştır.

Vivaldi antenler, CST MWS paket programı ile tasarlanıp simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Birçok simülasyon sonrasında antenin geometrik parametreleri belirlenmiş ve anten boyutu kompakt olacak şekilde düşürülmüştür. Transmisyon hat modeli tekniğine göre çalışma frekans aralığının 3 GHz alt bandından başlaması için anten boyutlarının 60 mm X 60 mm olması gerekmektedir. Bu çalışmada yapılan tasarım sayesinde anten boyutları %64 azaltılarak 36 mm X 36 mm boyutlarına düşürülmüş ve kompakt antenler elde edilmiştir. Saçıcı ön yüzey ve toprak arka yüzeyde farklı kenar oyukları açılarak özellikle bant genişliği ve kazanç yönünden antenlerin performansları arttırılmıştır.

Antenlere son şekilleri verildikten sonra PCB baskı devre teknolojisi kullanılarak donanımsal olarak üretilmişlerdir. Üretilen antenlerin geri dönüş kaybı, faz yanıtı, uzak alanda dalga formu ve grup gecikmesi gibi ışıma parametrelerinin laboratuvar ortamında ölçülmesi için Dicle Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde "Anten ve Mikrodalga Laboratuvarı" bünyesinde bulunan Anritsu MS2028C VNA kullanılmıştır.

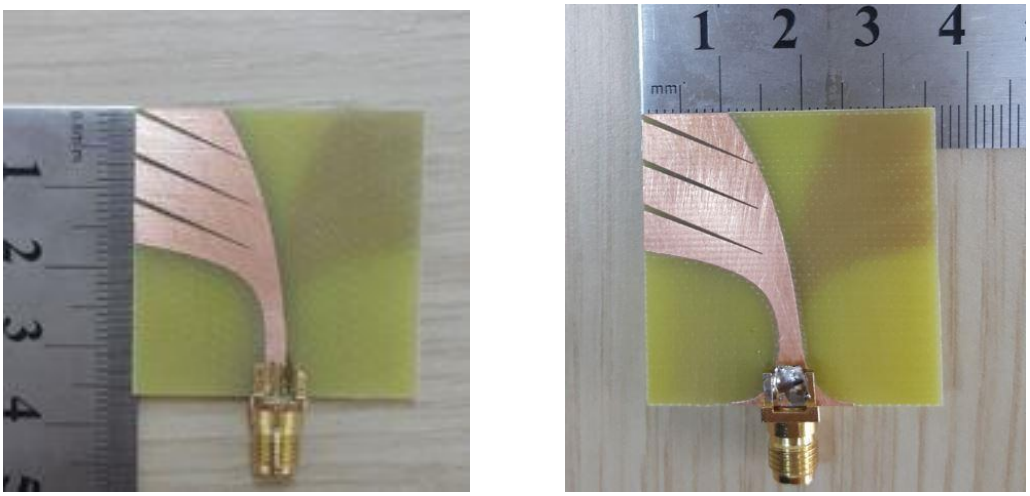
3.2.1.1. Zıt Kutuplu Vivaldi Anten Tasarımı

Zıt kutuplu Vivaldi antenlerin ön ve arka yüzeyleri genellikle birbirine simetrik şekildedirler. Zıt kutuplu Vivaldi antenin saçıcı ve toprak yüzeylerinde S1, S2 ve S3 şeklinde üç adet oyuk çifti kullanılmıştır. Şekil 3.5'te, tasarlanan zıt kutuplu Vivaldi antenin geometrik konfigürasyonu görülmektedir.



Şekil 3.5. Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin geometrik parametreleri

Simülasyon ortamında zıt kutuplu Vivaldi antenin tasarım işlemi tamamlandıktan sonra, PCB baskı devre teknolojisi kullanılarak antenin donanımı üretilmiştir. Üretilen antenin ön ve arka yüzleri Şekil 3.6'da gösterilmiştir:



a) b)

Şekil 3.6. PCB baskı devre makinası ile üretilen zıt kutuplu Vivaldi antenin ön yüzü (a) ve arka yüzü (b)

Vivaldi antenler, geometrileri itibariyle birçok değişkene sahip olduğundan dolayı tasarımları zordur. Bu nedenle, optimum boyut elde edilene kadar CST MWS ile birçok simülasyon gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan zıt kutuplu Vivaldi antenin geometrik parametrelerinin değerleri Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin geometrik konfigürasyonu

Parametre	Değer
L	$36\ mm$
W	$36\ mm$
w_a	$14.8\ mm$
w_g	$14.6\ mm$
w_f	$2.4\ mm$
L_a	$16.8\ mm$
L_g	$0.6\ mm$
L_f	$7\ mm$
a	0.07
b	0.4
d	0.7

Zıt kutuplu Vivaldi antenin ön yüzeyindeki yayıcı ve arka yüzeyindeki toprak kısımlarının, mikroşerit iletim hattı haricinde kalan bölümleri birbirinin simetriği şeklindedir. Zıt kutuplu Vivaldi antenin üstel iç ve dış kenarları Eşitlik (3.18) ile oluşturulmaktadır:

$$y = C_1 e^{\alpha x} + C_2 \tag{3.18}$$

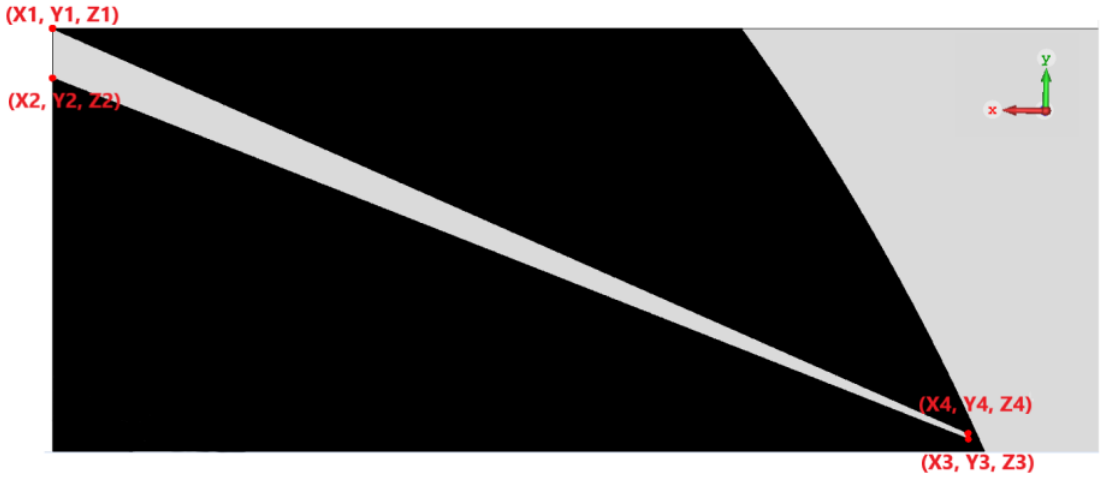
Denklem (3.18)'de y eğri, α açılma oranıdır (a, b ve d değerleri). C_1 ve C_2 değerleri, antenin geometrik parametreleri kullanılarak aşağıdaki denklemlerle hesaplanmaktadır:

$$C_1 = \frac{y_2 - y_1}{e^{\alpha x_2} - e^{\alpha x_1}} \tag{3.19}$$

$$C_2 = \frac{y_1 e^{\alpha x_2} - y_2 e^{\alpha x1}}{e^{\alpha x_2} - e^{\alpha x_1}} \tag{3.20}$$

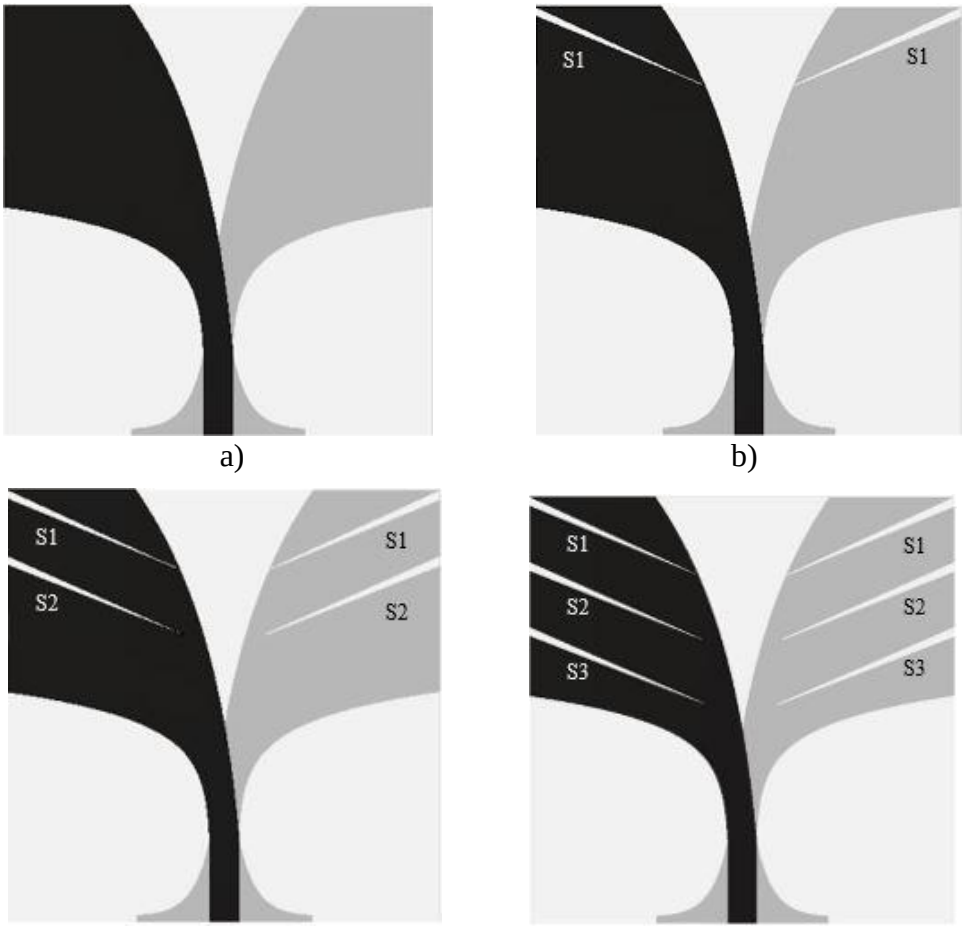
Eşitlik (3.19) ve Eşitlik (3.20)'de; x_1 ve y_1 eğrilerin başlangıç noktası, x_2 ve y_2 ise eğrilerin bitiş noktalarıdır.

Antenin bant genişliğini arttırmak ve çalışma frekansının alt bandını daha düşük değerlere çekmek için yayıcı ve toprak yüzeylerin kenar kısımlarına simetrik eş oyuk çiftleri açılmıştır. Kullanılan oyuklar poligon şeklindedir. Yayıcı ve toprak yüzeyindeki oyuklar birbirine simetriktir. S1 oyuğunun büyütülmüş görünümü Şekil 3.7'de gösterilmiştir. Poligonun dört köşesinin koordinatları 1'den 4'e aşağıdaki gibi sıralanmaktadır.



Şekil 3.7. S1 oyuğunun büyütülmüş gösterimi ve köşe noktaları

Herhangi bir oyuk kullanılmayan ilk tasarım (Model 1), bir oyuk çifti kullanılan ikinci tasarım (Model 2), iki oyuk çifti kullanılan üçüncü tasarım (Model 3) ve üç oyuk çifti kullanılan son tasarım (Model 4) Şekil 3.8'de sırasıyla gösterilmiştir.



a) b) c) d)

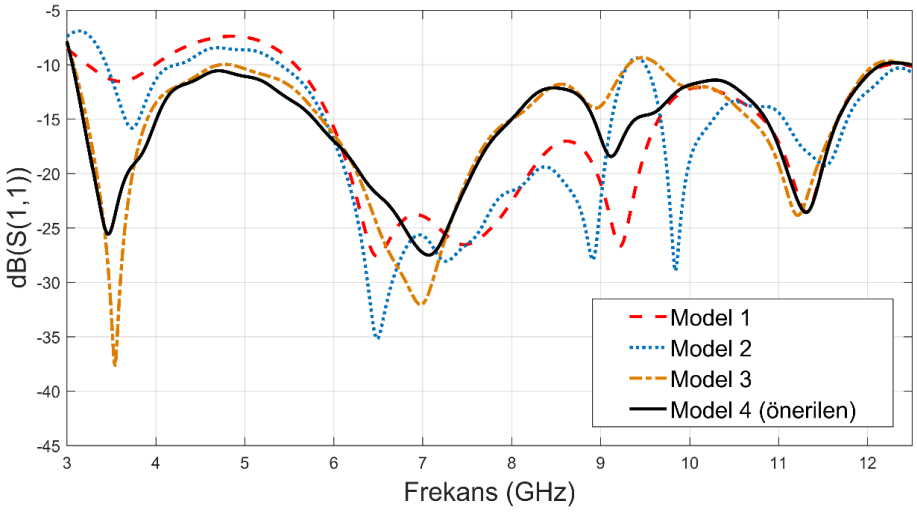
Şekil 3.8. Zıt kutuplu Vivaldi antenin tasarım süreci: a) Model 1, b) Model 2, c) Model 3 d) Model 4

S1, S2 ve S3 oyuklarının yayıcı yüzey üzerindeki köşe koordinatları Çizelge 3.2'deki gibidir:

Çizelge 3.2. Zıt kutuplu Vivaldi antendeki oyukların X, Y ve Z ekseninde köşe koordinatları

Eksen	S1	S2	S3
(X1; Y1; Z1)	(36; 18; 1.6)	(30.5; 18; 1.6)	(25; 18; 1.6)
(X2; Y2; Z2)	(35.2; 18; 1.6)	(29.7; 18; 1.6)	(24.2; 18; 1.6)
(X3; Y3; Z3)	(29.4; 3.9; 1.6)	(3.4; 23.9; 1.6)	(18.4; 3; 1.6)
(X4; Y4; Z4)	(29.5; 3.9; 1.6)	(3.4; 24; 1.6)	(18.5; 3; 1.6)

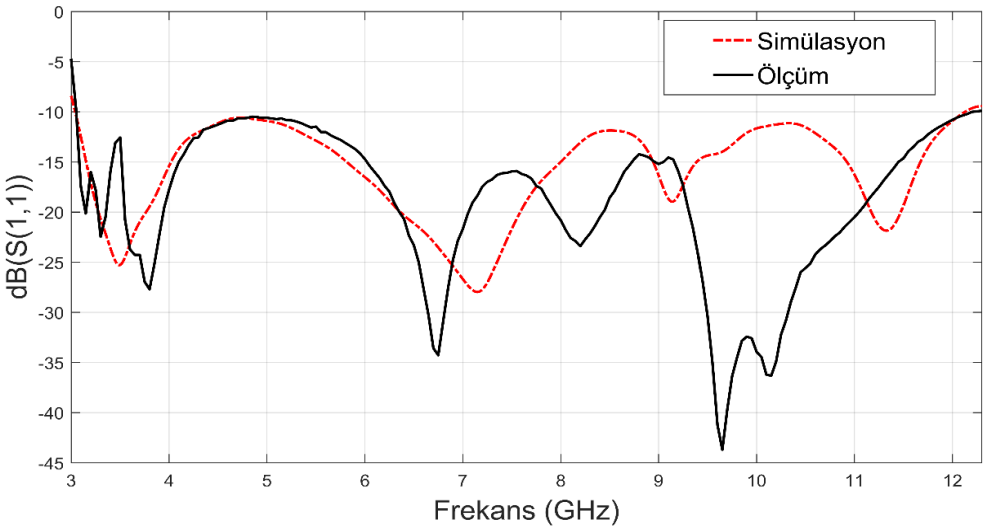
Çok geniş bantlı bir antenin düzgün bir şekilde çalışması için geri dönüş kaybının bütün çalışma frekansı boyunca -10 dB değerinin altında olması gerekmektedir. Bu çalışmada tasarlanan antenin en az 3.1 ve 10.6 GHz arasında hiçbir bant boşluğu olmayacak şekilde çalışması hedeflenmiştir. İlk olarak oyuk kullanılmadan bir tasarım gerçekleştirilmiştir. Daha sonra oyuk çiftleri kullanılmış ve bu oyukların özellikle bant genişliği ile anten kazancı üzerindeki etkisi incelenmiştir. Oyuk kullanılmayan Model 1, tek oyuk çifti kullanılan Model 2, iki oyuk çifti kullanılan Model 3 ve üç oyuk çifti kullanılan Model 4 için frekans-geri dönüş kaybı grafiği Şekil 3.9'da gösterilmiştir.



Şekil 3.9. Zıt kutuplu Vivaldi antenin farklı modellere göre geri dönüş kaybı

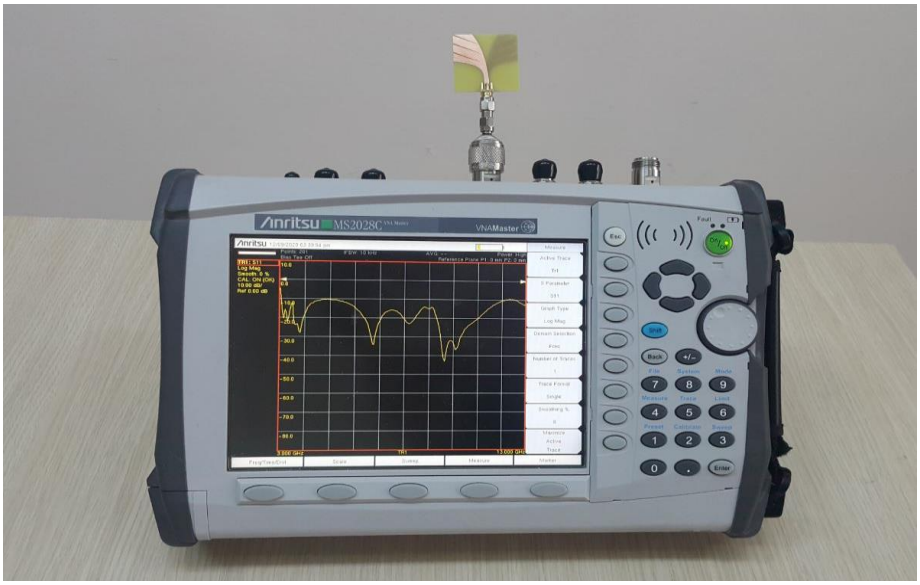
Şekil 3.9'da görüldüğü gibi üç oyuk çiftinin kullanıldığı modelde (Model 4) bant genişliği 3.05 – 12.2 GHz arasındadır ve çalışma frekansı boyunca hiçbir bant boşluğu bulunmamaktadır. Bu durum Model 4'teki tasarımı diğerlerine karşı öne çıkarmaktadır.

Şekil 3.10'da S11'in frekansa göre değişiminin simülasyon ve ölçüm sonucu aynı grafik üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 3.10. Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin S11 simülasyon ve ölçüm sonucunun karşılaştırılması

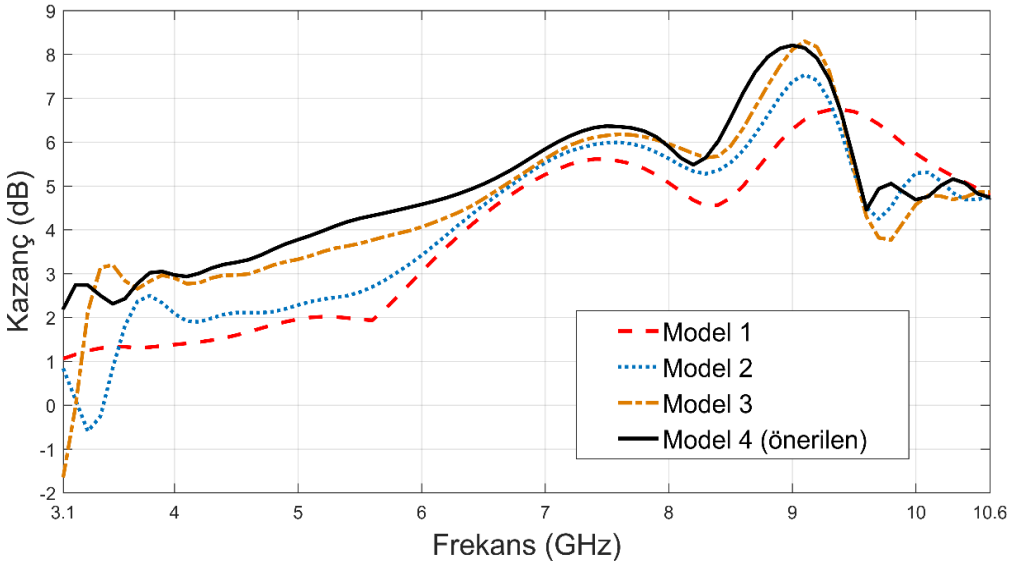
Şekil 3.11'de ise önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin S11 parametresinin VNA kullanılarak ölçümü gösterilmektedir.



Şekil 3.11. Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin S11 ölçümü

S11 parametresinin ölçüm sonucu, donanımsal olarak üretilen antenin geri dönüş kaybının CST MWS programında elde edilen simülasyon sonucuyla uyumlu olduğunu göstermektedir.

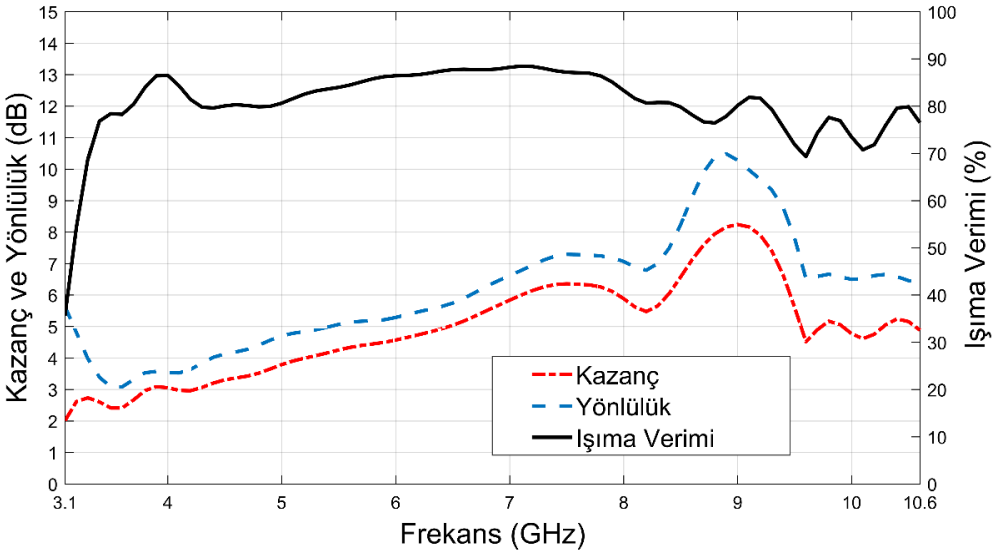
ÇGB radar tabanlı uygulamalarda bant genişliğinin yanında diğer bir önemli parametre antenin yönlülüğüdür. Görüntüleme yapılacak hedefin belli olduğu uygulamalarda yönlü antenler tercih edilmektedir. Antenin yönlülüğü ise kazanca bağlı olarak değişmektedir. Kazanç arttıkça yönlülük de artmaktadır. Şekil 3.12'de, tasarlanan Vivaldi antenin çalışma frekansı boyunca, oyuk kullanımına bağlı olarak elde edilen kazanç grafiği görülmektedir.



Şekil 3.12. Zıt kutuplu Vivaldi antenin farklı modellere göre kazancı

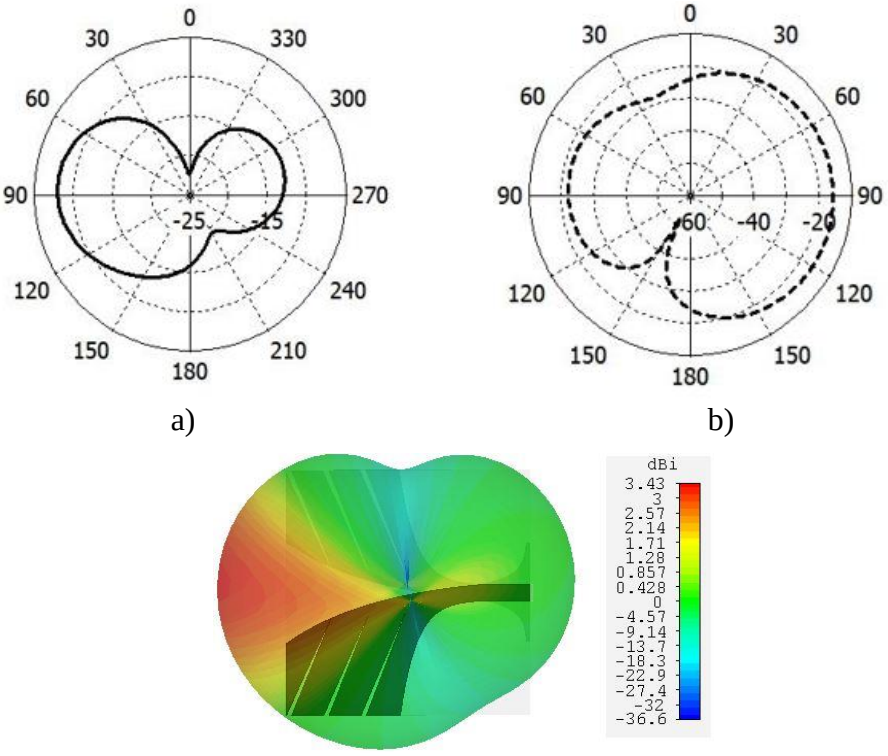
Şekil 3.12'de görüldüğü gibi çalışma frekansı boyunca en yüksek kazanç üç oyuk çiftinin kullanıldığı "Model 4" ile elde edilmiştir. Bunun sebebi, kullanılan oyukların anten yüzeyindeki akım yoğunluğunun antenin kenarları yerine orta kısımda toplanmasını sağlamasıdır.

Önerilen antenin en yüksek kazanç değeri 9 GHz frekansında 8.2 dB'dir. En yüksek yönlülük değeri ise 8.9 GHz frekansında 10.5 dB'dir. Kazanç ve yönlülüğün oranı antenin ışıma verimliliğini vermektedir. Yüksek verimli antenler gücün büyük bir kısmını ortama yayarken, düşük verimli antenler empedans uyumsuzluğundan dolayı gücü ortama iyi bir şekilde yayamazlar. Bu çalışmada önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin verimi, çalışma frekansı boyunca ortalama olarak yaklaşık %80,6'dır. Bu değer, önerilen antenin veriminin iyi olduğunu göstermektedir. Önerilen antenin kazanç, yönlülük ve ışıma verimliliği parametrelerinin simülasyon sonuçları aynı grafik üzerinde Şekil 3.13'te gösterilmiştir.

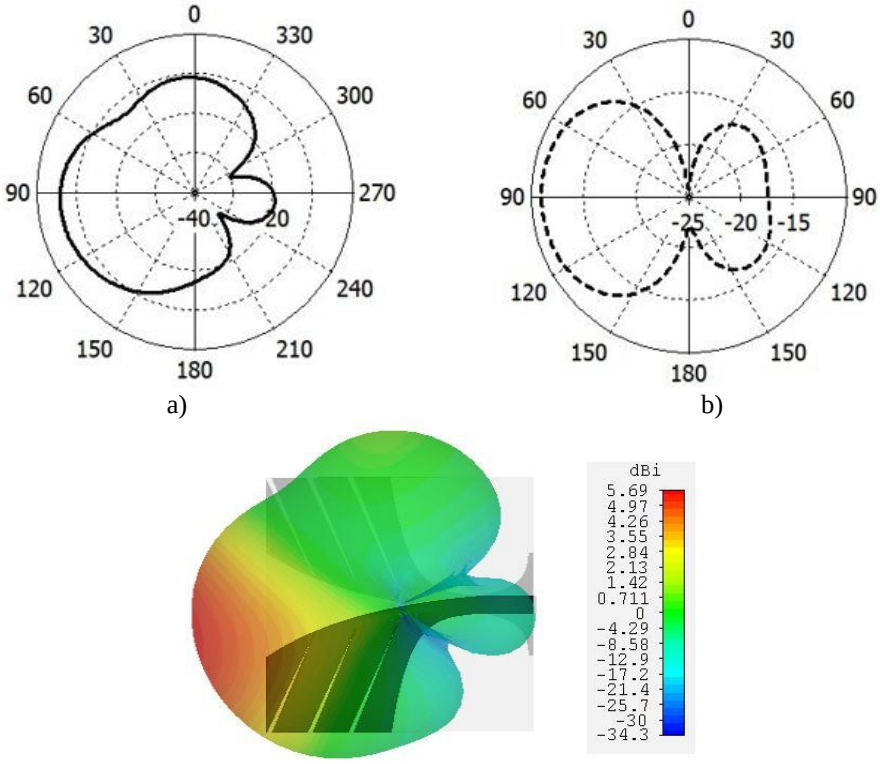


Şekil 3.13. Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin kazanç, yönlülük ve ışıma verimi

Önerilen antenin 4 GHz, 6.5 GHz, 9 GHz ve 10.5 GHz frekanslarında ışıma örüntüleri simülasyon ortamında elde edilmiştir. 4 GHz frekansında ışıma örüntüsü Şekil 3.14(a)'da E düzleminde, Şekil 3.14(b)'de H düzleminde, Şekil 3.14(c)'de ise üç boyutlu düzlemde gösterilmiştir. 6.5 GHz, 9 GHz ve 10.5 GHz frekanslarında ışıma örüntüleri Şekil 3.15, Şekil 3.16 ve Şekil 3.17'de sırasıyla gösterilmiştir.



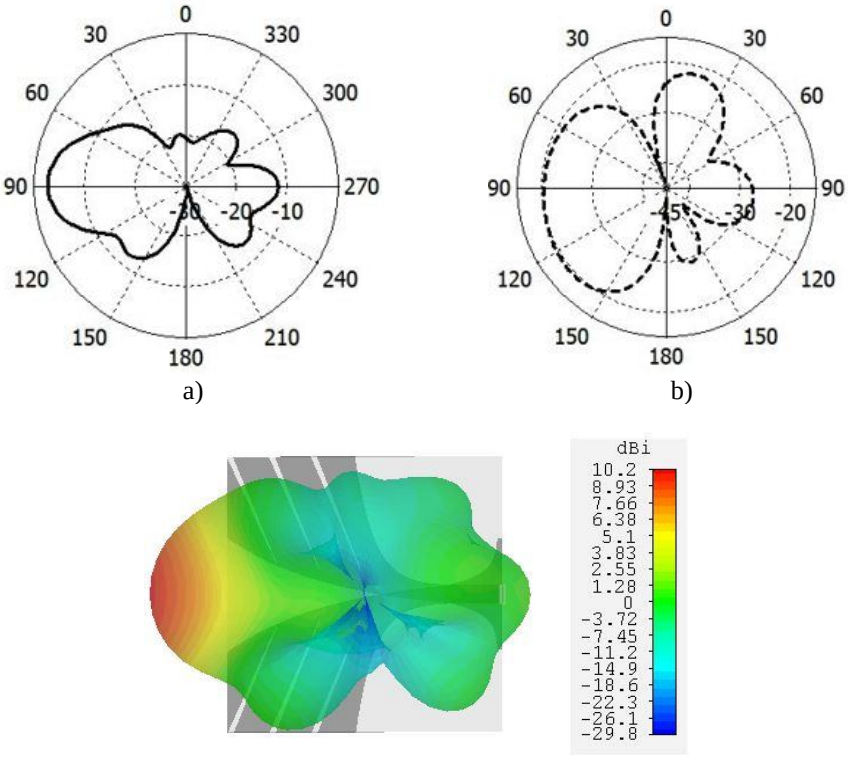
Şekil 3.14. Zıt kutuplu Vivaldi antenin 4 GHz frekansında ışıma örüntüsü:
a) 2D E-düzlemi, b) 2D H- düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü



a) b)

c)

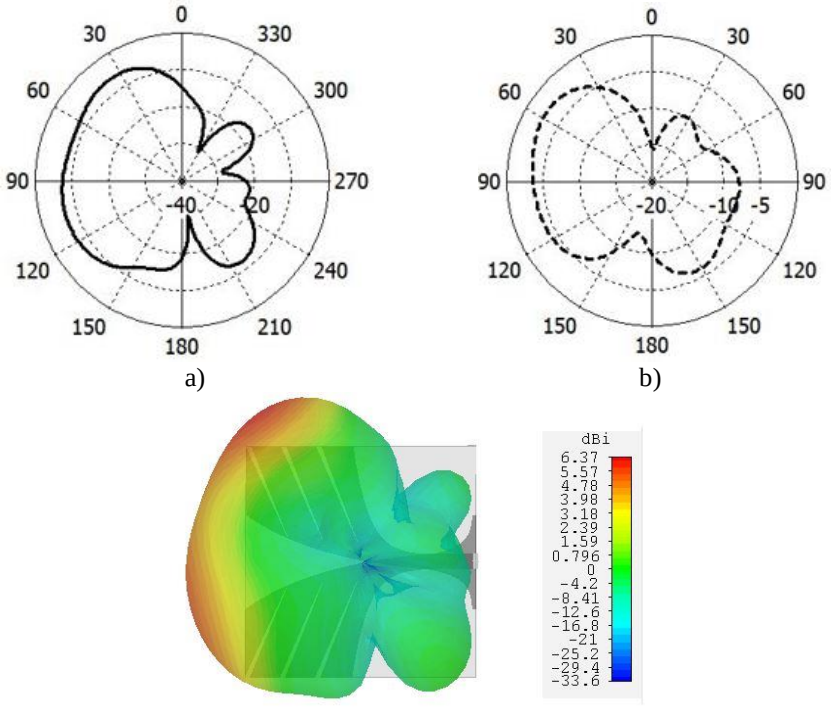
Şekil 3.15. Zıt kutuplu Vivaldi antenin 6.5 GHz frekansında ışıma örüntüsü:
a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü



a) b)

c)

Şekil 3.16. Zıt kutuplu Vivaldi antenin 9 GHz frekansında ışıma örüntüsü:
a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü

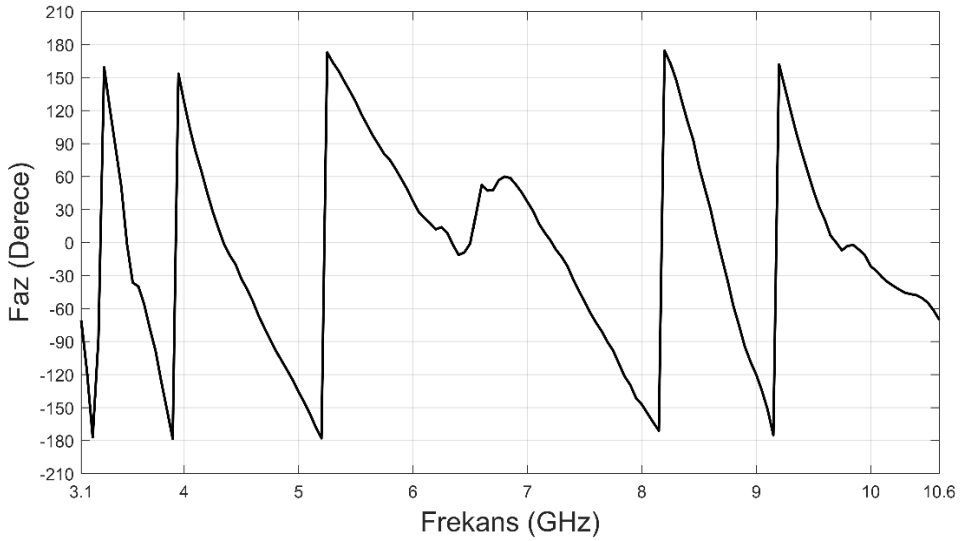


a) b)

c)

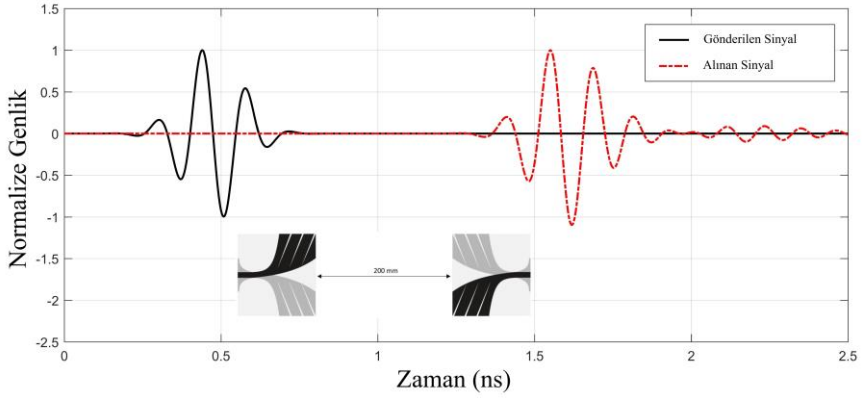
Şekil 3.17. Zıt kutuplu Vivaldi antenin 10.5 GHz frekansında ışıma örüntüsü:
a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü

ÇGB antenlerde tüm bantlardan efektif bir şekilde faydalanabilmek için anten faz yanıtının lineer olması gerekmektedir. Şekil 3.18'de, önerilen antenin frekansa göre faz yanıtı görülmektedir. VNA ile elde edilen bu ölçüm sonucu, faz yanıtının lineer olduğunu göstermektedir.

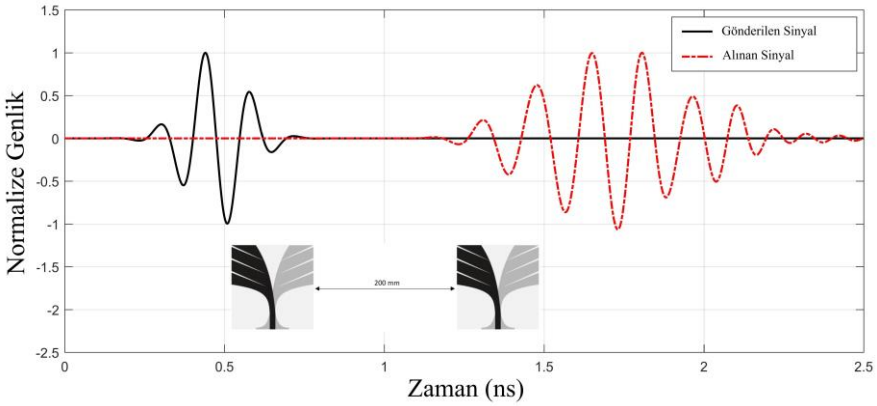


Şekil 3.18. Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin faz yanıtı ölçüm grafiği

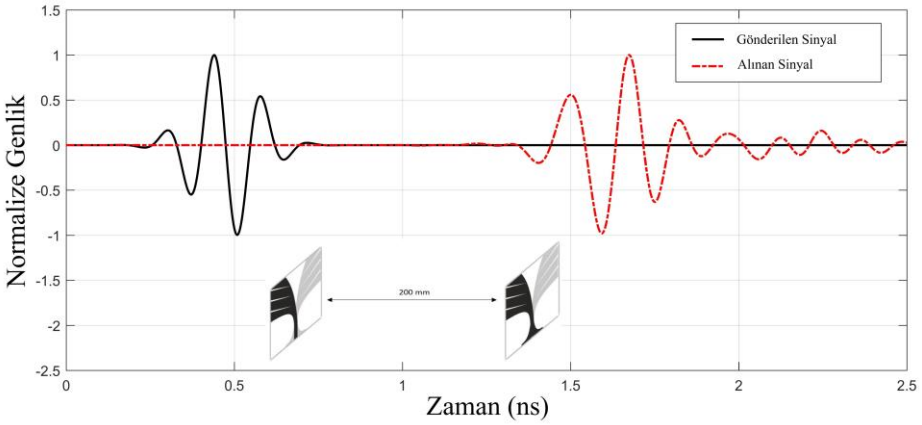
Zaman domeni RTMDG uygulamalarında, yüksek çözünürlüklü ve doğru bir sonuç elde edilmesi için, verici tarafından gönderilen sinyalin alıcı tarafından alınana kadar en az oranda bozulmaya uğraması gerekmektedir. Yani verici antenden gönderilen dalga formunun bozulmaya uğramaması gerekmektedir. Sinyalin bozulma miktarını belirleyen en önemli parametrelerden biri grup gecikmesidir. Grup gecikmesi, matematiksel olarak anten faz yanıtının negatif türevine eşittir. Çok geniş bantlı antenlerde sinyal bozulma oranının düşük olması için grup gecikmesinin tüm frekanslarda sabit değerde olması gerekmektedir. Anten grup gecikmesi, verici antenden uzak alandaki alıcı eş antene sinyal gönderilerek bulunmaktadır. Uzak alan mesafesi bu anten için 200 mm olarak alınmıştır. Simülasyon ortamında yapılan çalışma ile, önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin dalga bozulma oranı ve grup gecikmesi üç farklı anten konumlandırılmasına göre elde edilmiştir. Alıcı ve verici antenlerin (önerilen zıt kutuplu Vivaldi anten) karşılıklı, yan yana ve yüz yüze pozisyonlarda konumlandırılması ile elde edilen dalga formları Şekil 3.19(a), Şekil 3.19(b) ve Şekil 3.19(c)'de sırasıyla gösterilmiştir.



(a)



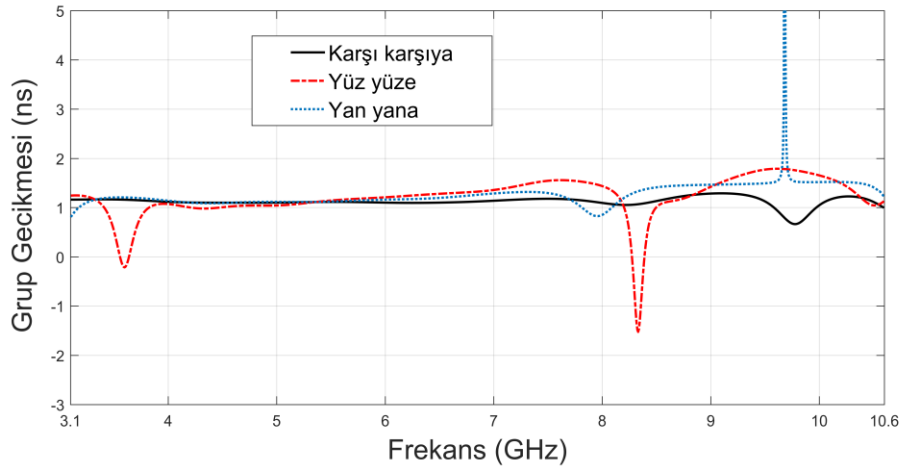
(b)



(c)

Şekil 3.19. Önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenden gönderilen ve alınan Gauss darbe sinyali: a) karşı karşıya, b) yan yana, c) yüz yüze

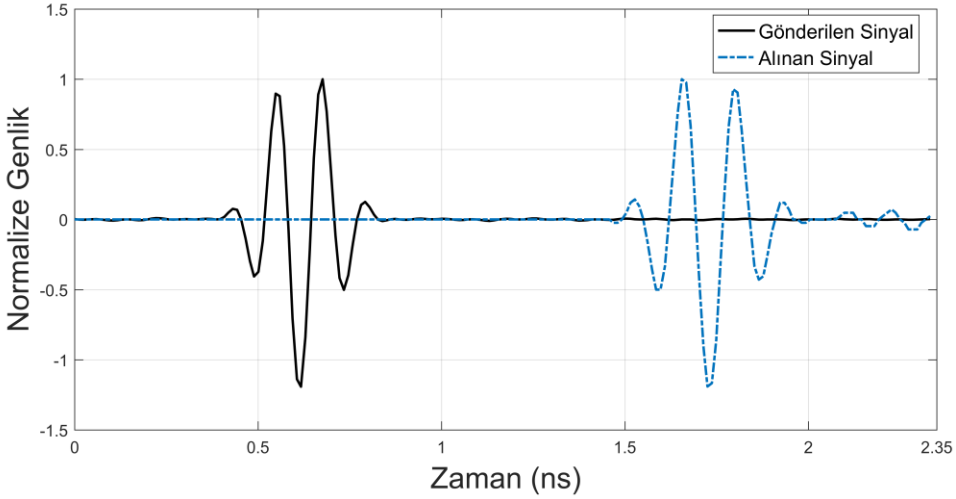
Şekil 3.19(a)'da, gönderilen ve alınan sinyal arasındaki benzerliğin çok yüksek olduğu görülebilmektedir. Antenler karşı karşıya pozisyondayken iletilen dalga formunda neredeyse bozulma olmamıştır. Farklı pozisyonlarda dalga şeklinin bozulma oranını hesaplamak için "aslına uygunluk" (Fidelity) faktörü kullanılmıştır. Buna göre karşı karşıya pozisyonda 0.974 (bu %97,4 benzerlik anlamına gelir), yan yana pozisyonda 0.77 ve yüz yüze pozisyonda 0.85 benzerlik oranları elde edilmiştir. Üç farklı konumlandırma için simülasyonda elde edilen grup gecikmesi değerleri Şekil 3.20'de aynı grafik üzerinde gösterilmiştir.



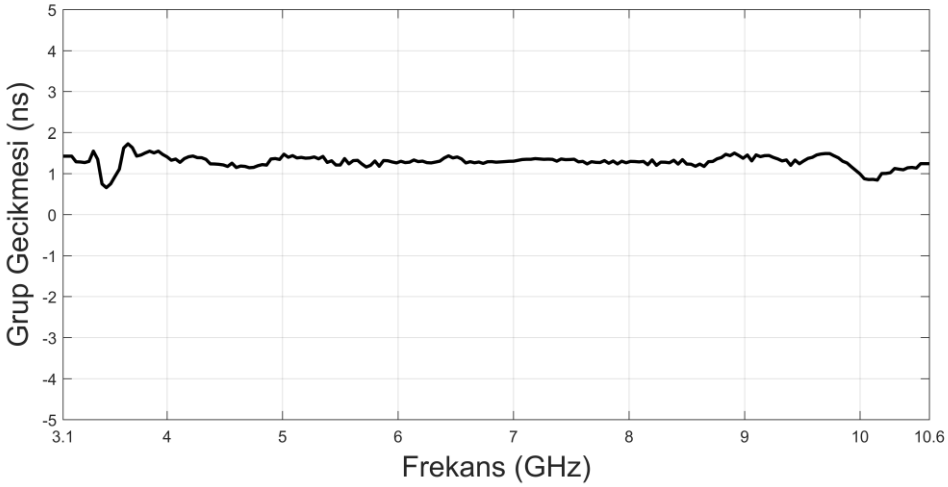
Şekil 3.20. Karşı karşıya, yan yana ve yüz yüze pozisyonlar için zıt kutuplu Vivaldi antenin grup gecikmesi simülasyonu

Simülasyonda, en yüksek doğruluk ve çalışma frekansı boyunca en sabit grup gecikmesi karşı karşıya pozisyonda elde edilmiştir. Dolayısıyla bu pozisyon için VNA'da ölçüm yapılmıştır. Şekil 3.21'de görüldüğü gibi çok düşük oranda sinyal

bozulması gözlemlenmiştir. Ölçülen grup gecikmesi de Şekil 3.22'de görüldüğü gibi çalışma frekansı boyunca neredeyse sabittir



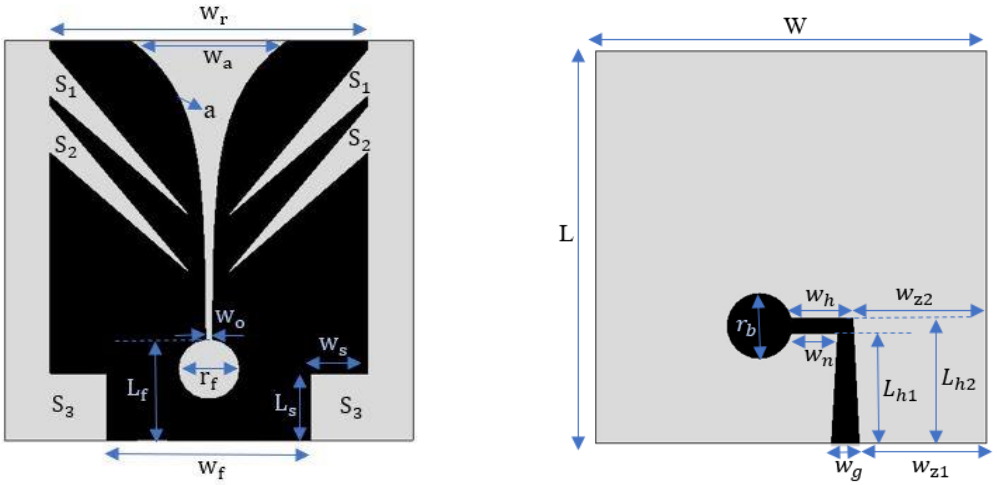
Şekil 3.21. Karşı karşıya pozisyon için zıt kutuplu Vivaldi antenden gönderilen ve alınan sinyallerin ölçümü



Şekil 3.22. Karşı karşıya pozisyon için zıt kutuplu Vivaldi antenin ölçülen grup gecikmesi

3.2.1.2. Vivaldi Anten Tasarımı

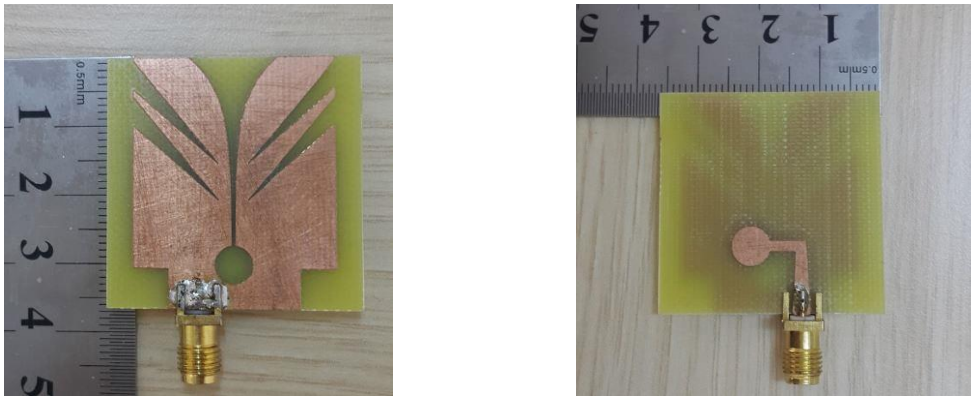
Bu kısımda, tasarımı gerçekleştirilen diğer antenin geometrik parametreleri ile ışıma parametrelerinin simülasyon ve ölçüm sonuçları sunulmuştur. İlk antenin oyukları yayıcı ön yüzey ile toprak arka yüzey kenarlarında birbirine simetrik bir biçimdeyken bu tasarımda kullanılan 6 oyuğun tamamı yayıcı ön yüzey üzerindedir. S1, S2 ve S3 ile gösterilen oyuklar iki kenarda simetrik bir biçimdedir. S1 ve S2 oyukları aynı geometrik özellikleri gösterirken, S3 oyuğu bunlardan farklı olarak dikdörtgensel bir şekildedir. Şekil 3.23'te, önerilen Vivaldi antenin geometrik konfigürasyonu görülmektedir.



(a) (b)

Şekil 3.23. Önerilen Vivaldi antenin geometrik parametreleri: a) ön yüz, b) arka (toprak) yüz

PCB baskı devre teknolojisi kullanılarak üretilen Vivaldi antenin ön ve arka yüzleri Şekil 3.24'te gösterilmiştir:



Şekil 3.24. PCB baskı devre makinası ile üretilen Vivaldi antenin: a) ön yüzü, b) arka yüzü

Önerilen Vivaldi antenin geometrik parametreleri Çizelge 3.3'te sunulmuştur.

Çizelge 3.3. Önerilen Vivaldi antenin geometrik konfigürasyonu

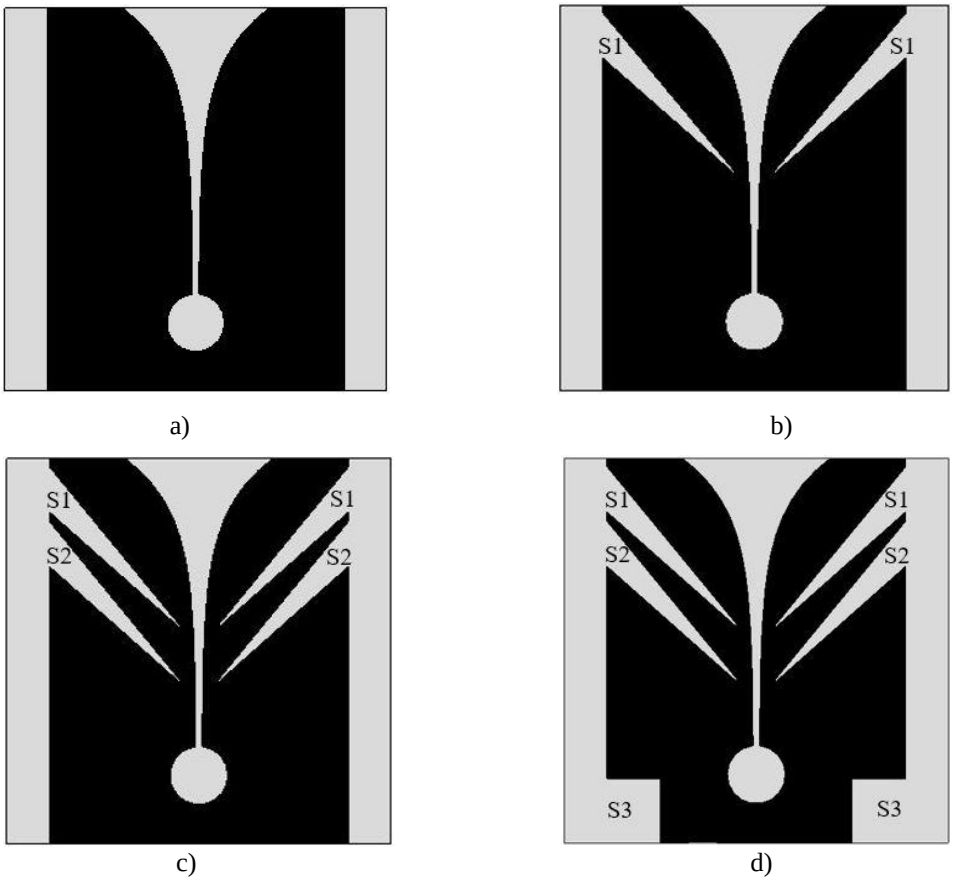
Parametre	Değer	Parametre	Değer
L	36 mm	W	36 mm
w_r	28 mm	r_b	2.9 mm
w_a	13.8 mm	w_h	5.7 mm
w_s	5 mm	w_n	4.3 mm
w_f	18 mm	w_g	2.56 mm
L_s	6 mm	w_{z1}	11.72 mm
w_o	0.6 mm	w_{z2}	12.3 mm
L_f	9.1 mm	L_{h1}	10.1 mm
a	0.202	L_{h2}	11.5 mm
r_f	2.7 mm		

Vivaldi antenin ön yüzünde S1, S2 ve S3 olmak üzere üç adet kenar oyuğu kullanılmıştır. Dikdörtgen şeklinde olan S3 oyuğunun geometrik şekli ve kenar uzunlukları Çizelge 3.3'te verilmişti. Poligon şeklindeki S1 ve S2 oyuklarının köşe koordinatları ise Çizelge 3.4'te verilmiştir.

Çizelge 3.4. Vivaldi antendeki oyukların X, Y ve Z ekseninde köşe koordinatları

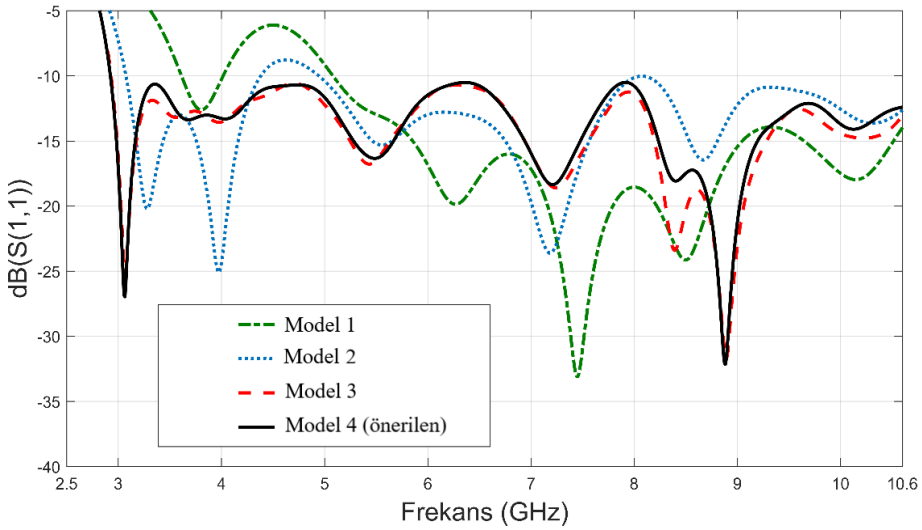
Eksen	S1	S2
(X1; Y1; Z1)	(35.2; 14; 1.6)	(30.1; 14; 1.6)
(X2; Y2; Z2)	(31; 14; 1.6)	(25.9; 14; 1.6)
(X3; Y3; Z3)	(20.2; 1.8; 1.6)	(15.1; 1.8; 1.6)
(X4; Y4; Z4)	(20.4; 1.8; 1.6)	(15.3; 1.8; 1.6)

Önerilen Vivaldi antenin istenen performansa ulaşana kadar uğradığı değişimler Şekil 3.25'te adım adım gösterilmiştir.



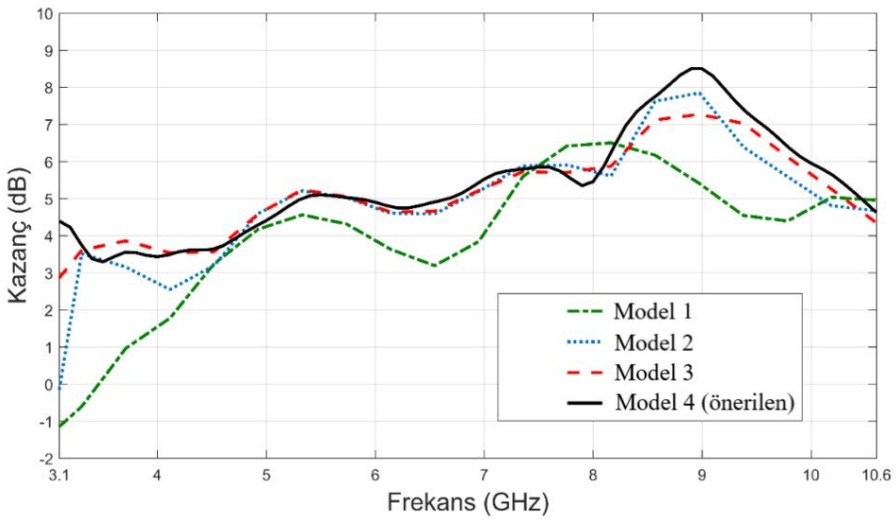
Şekil 3.25. Vivaldi anten tasarım süreci: a) Model 1, b) Model 2, c) Model 3, d) Model 4

Oyuklarla yapılan her bir değişiklikte elde edilen S11 grafikleri Şekil 3.26'da gösterilmiştir.



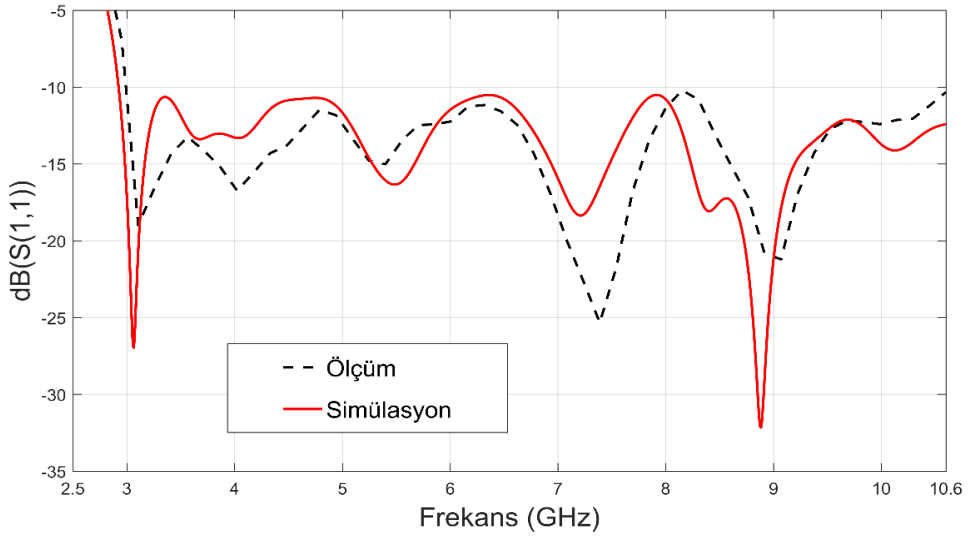
Şekil 3.26. Vivaldi antenin farklı modellere göre geri dönüş kaybı

Şekil 3.26'da görüldüğü gibi hiçbir oyuk kullanılmayan orijinal modelde (Model 1) alt çalışma frekansı 5.1 GHz'ten başlamaktadır. Sadece bir oyuk çifti kullanılan ikinci modelde çalışma frekansı 3.1'den başlamakta fakat 4.3-4.9 GHz frekans aralığında -10 dB'in üzerine çıkmaktadır. İki oyuk çifti kullanılan üçüncü model ile üç oyuk çiftinin kullanıldığı dördüncü modelde alt çalışma frekansı 2.9 GHz'ten başlamakta ve 10.6 GHz frekans değerini aşmaktadır. Ayrıca son iki modelin de S11 grafiğinin birbirine büyük oranda benzediği görülmektedir. Fakat dördüncü modelde eklenen S4 oyuğunun anten kazancını önemli oranda arttırdığı gözlemlenmiştir. Bu sebeple dördüncü modeldeki yapı, önerilen anten olarak belirlenmiştir. Vivaldi anten üzerinde kullanılan oyukların anten kazancına etkisi Şekil 3.27'de gösterilmiştir. En yüksek kazanç, 3 oyuk çiftinin kullanıldığı modelde 8.5 dB olarak görülmüştür.



Şekil 3.27. Önerilen Vivaldi antenin farklı modellere göre kazancı

Geri dönüş kaybı ve kazanç parametreleri incelendikten sonra üç oyuk çiftine sahip Vivaldi anten donanımsal olarak üretilmiştir. Simülasyon ortamında 3.1 – 10.6 GHz çok geniş bant frekans aralığını karşılayan antenin deneysel ortamda da aynı özelliği göstermesi büyük önem taşımaktadır. VNA cihazı ile laboratuvar ortamında gerçekleştirilen ölçümde, önerilen Vivaldi antenin 3 – 10.6 GHz frekans aralığında çalıştığı görülmüştür. Şekil 3.28'de ölçüm ve simülasyon sonuçları aynı grafik üzerinde gösterilmiştir.



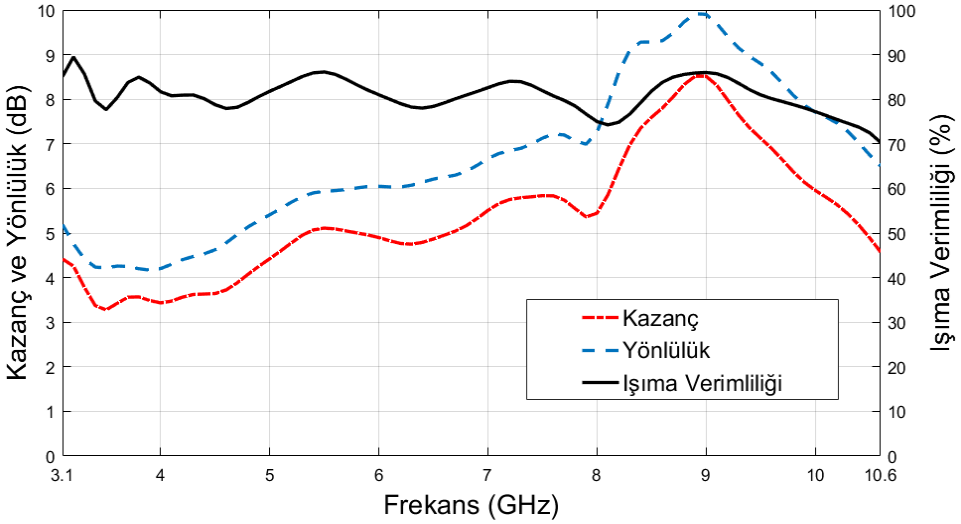
Şekil 3.28. Önerilen Vivaldi antenin S11 simülasyon ve ölçüm sonucu

Önerilen Vivaldi antenin S11 ölçüm düzeneği Şekil 3.29'da gösterilmiştir.



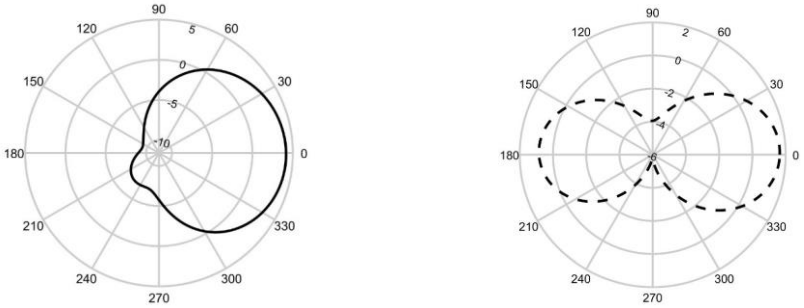
Şekil 3.29. Önerilen Vivaldi antenin S11 ölçümü

Son hali elde edilen Vivaldi antenin en yüksek kazanç değeri 8.5 dB olarak elde edilmişti. Antenlerin aldığı gücün büyük kısmını ortama yayabilmesi için ışıma verimliliğinin yüksek olması gerekmektedir. Işıma verimliliği yönlülük ve kazanç parametrelerinin birbirine oranı ile elde edilmektedir. Önerilen Vivaldi antenin ışıma verimlilik ortalaması %80 üzerinde hesaplanmıştır. Şekil 3.30'da kazanç, yönlülük ve ışıma verimliliğinin frekansa göre değişimi verilmiştir.

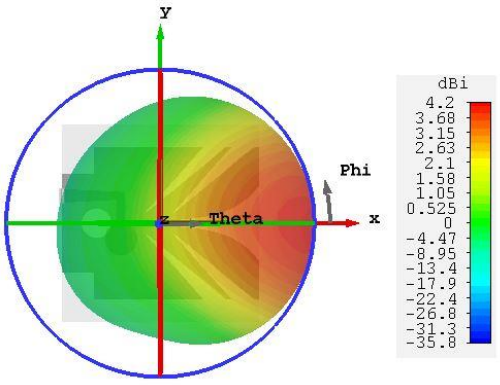


Şekil 3.30. Önerilen Vivaldi antenin kazanç, yönlülük ve ışıma verimliliği simülasyon sonucu

Önerilen antenin 4 GHz, 5.5 GHz, 7.5 GHz ve 9 GHz frekanslarında ışıma örüntüleri simülasyon ortamında elde edilmiştir. 4 GHz frekansında ışıma örüntüsü Şekil 3.31(a)'da E düzleminde, Şekil 3.31(b)'de H düzleminde, Şekil 3.31(c)'de ise üç boyutlu düzlemde gösterilmiştir. 5.5 GHz, 7.5 GHz ve 9 GHz frekanslarında ışıma örüntüleri Şekil 3.32, Şekil 3.33 ve Şekil 3.34'te sırasıyla gösterilmiştir.

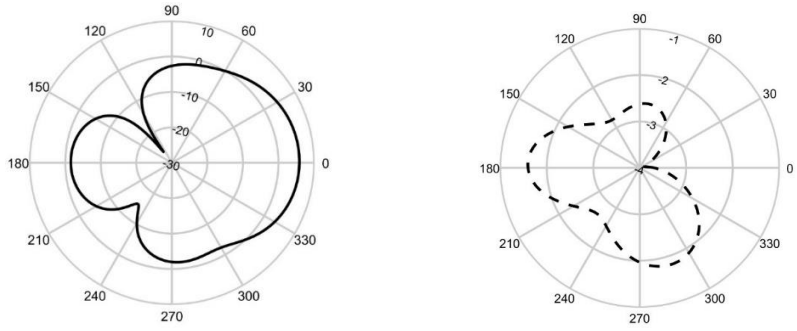


a) b)

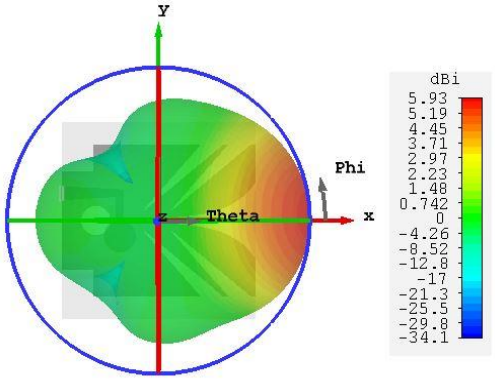


c)

Şekil 3.31. Önerilen Vivaldi antenin 4 GHz frekansında ışıma örüntüsü:
a) 2D E-düzlemi, b) 2D H- düzlemi, c) 3D ışıma örüntüsü

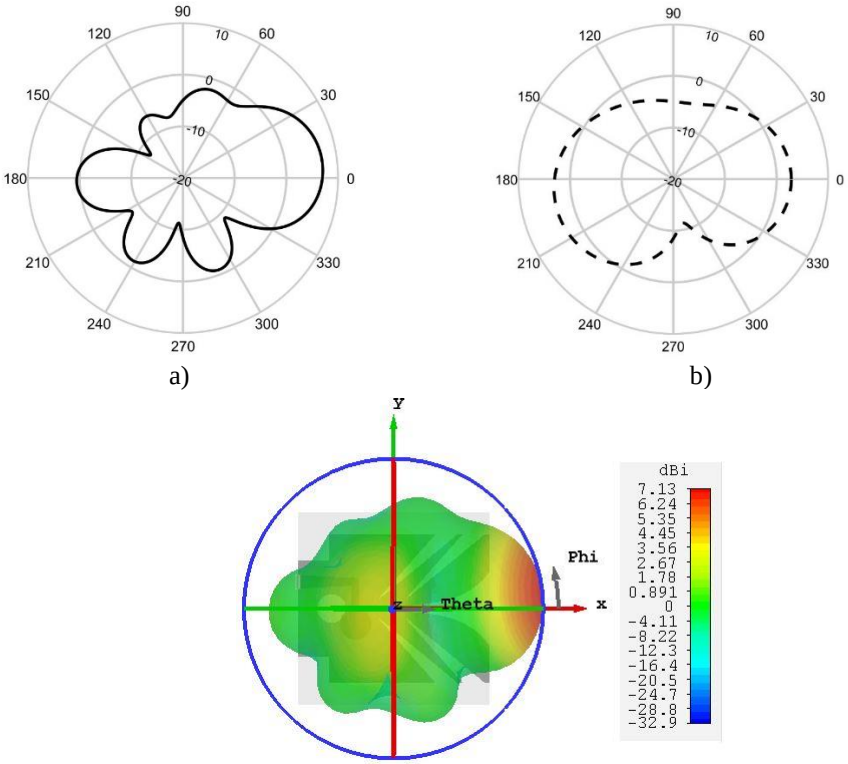


a) b)

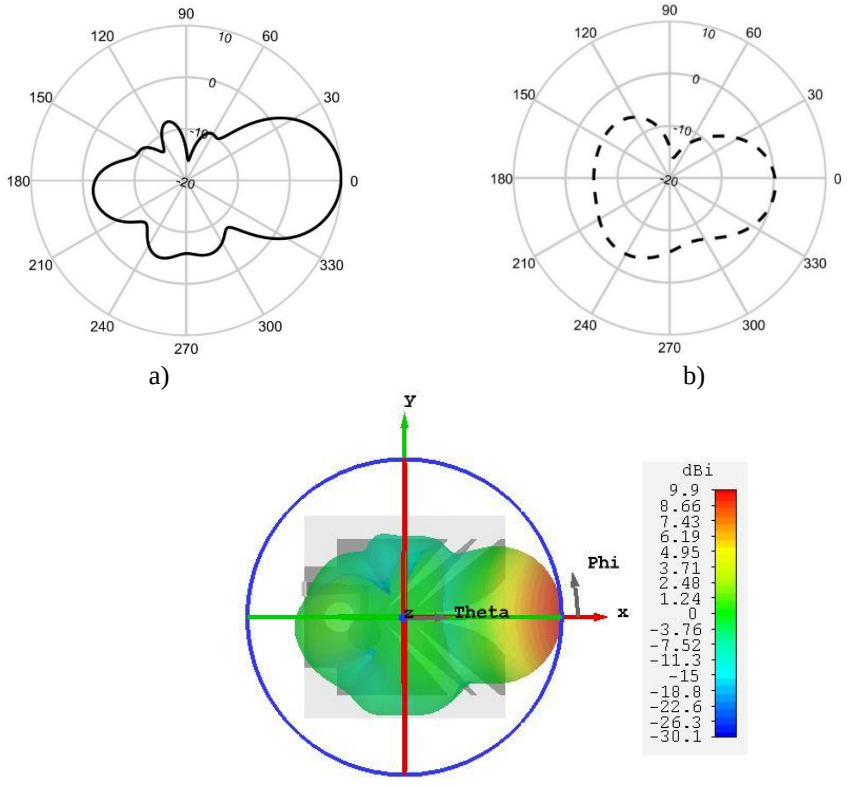


c)

Şekil 3.32. Önerilen Vivaldi antenin 5.5 GHz frekansında ışıma örüntüsü:
a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü

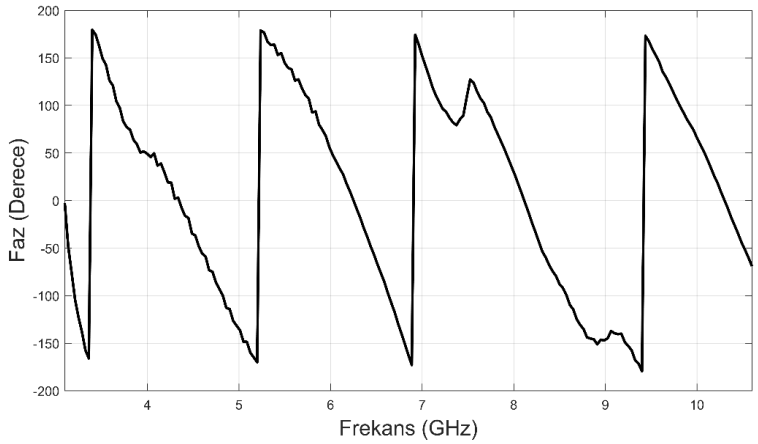


Şekil 3.33. Önerilen Vivaldi antenin 7.5 GHz frekansında ışıma örüntüsü:
a) 2D E-düzlemi, b) 2D H-düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü



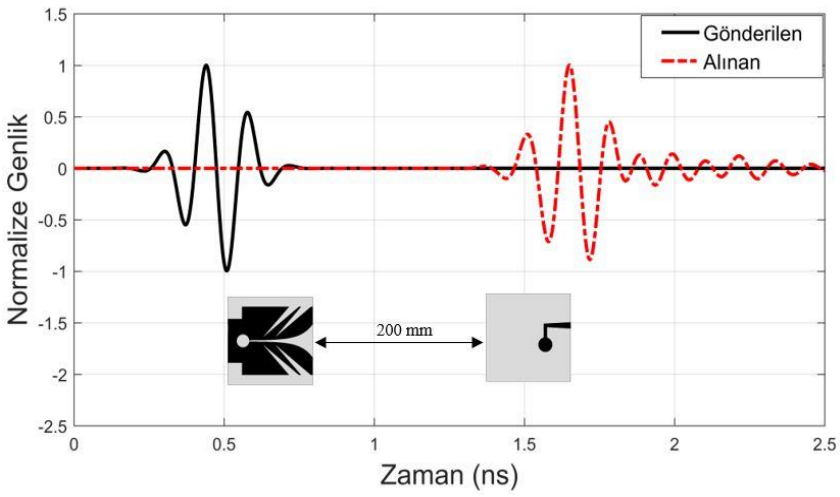
Şekil 3.34. Önerilen Vivaldi antenin 9 GHz frekansında ışıma örüntüsü:
a) 2D E-düzlemi, b) 2D H- düzlemi, C) 3D ışıma örüntüsü

Önerilen Vivaldi antenin doğrusal olup olmadığının belirlenmesi için VNA kullanılarak faz yanıtı ölçülmüştür. Şekil 3.35'te görüldüğü üzere, ölçüm sonucu antenin doğrusal bir faz yanıtına sahip olduğunu göstermektedir.

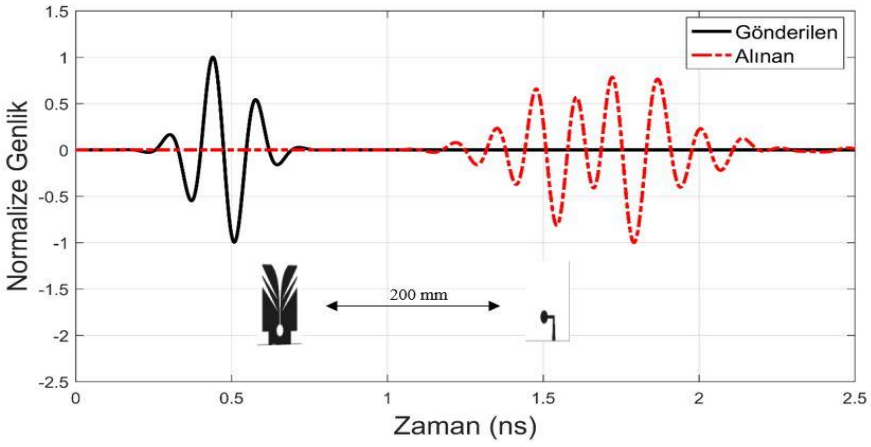


Şekil 3.35. Önerilen Vivaldi antenin faz yanıtı ölçümü

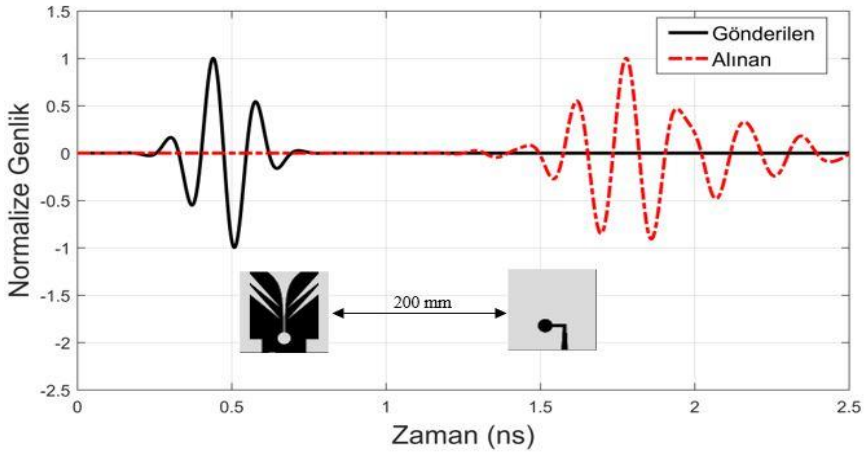
Antenin faz yanıtının doğrusal olması önceki kısımda da belirtildiği gibi antenin sabit bir grup gecikmesine sahip olmasını sağlamaktadır. Sabit grup gecikmesi de antenden gönderilen sinyalin çok fazla bozulmaya uğramadan alıcı anten tarafından alınacağını göstermektedir. Bu durum, ÇGB radar uygulamalarında büyük önem taşımaktadır. Önerilen Vivaldi anten simülasyon ortamında alıcı ve verici olarak üç farklı pozisyonda konumlandırılmış ve aralarındaki mesafe 200 mm olacak şekilde ayarlanarak dalga bozulması ve grup gecikmesi elde edilmiştir. Alıcı ve verici Vivaldi antenlerin karşılıklı, yan yana ve yüz yüze pozisyonlarda konumlandırılması ile simülasyon ortamında elde edilen dalga formları Şekil 3.36(a), Şekil 3.36(b) ve Şekil 3.36(c)'de sırasıyla gösterilmiştir.



(a)



(b)



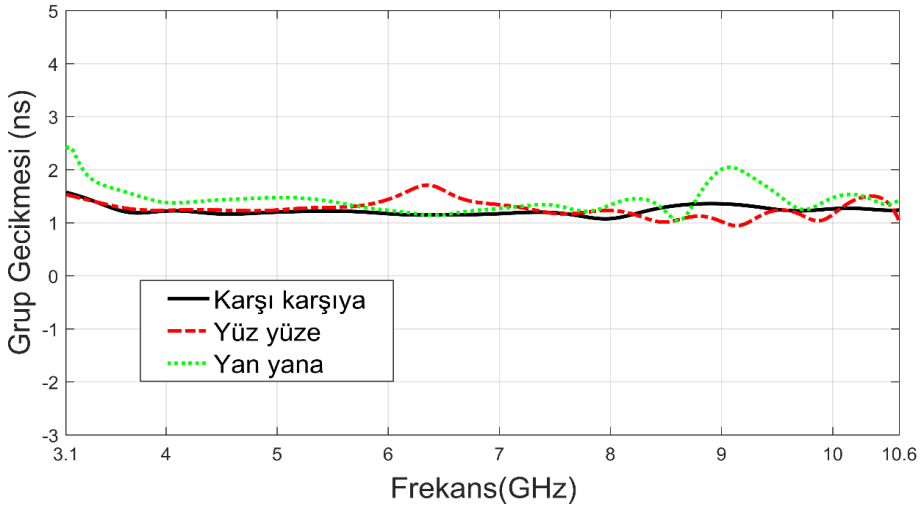
(c)

Şekil 3.36. Önerilen Vivaldi antenden gönderilen ve alınan Gauss darbe sinyali: a) karşı karşıya, b) yan yana, c) yüz yüze

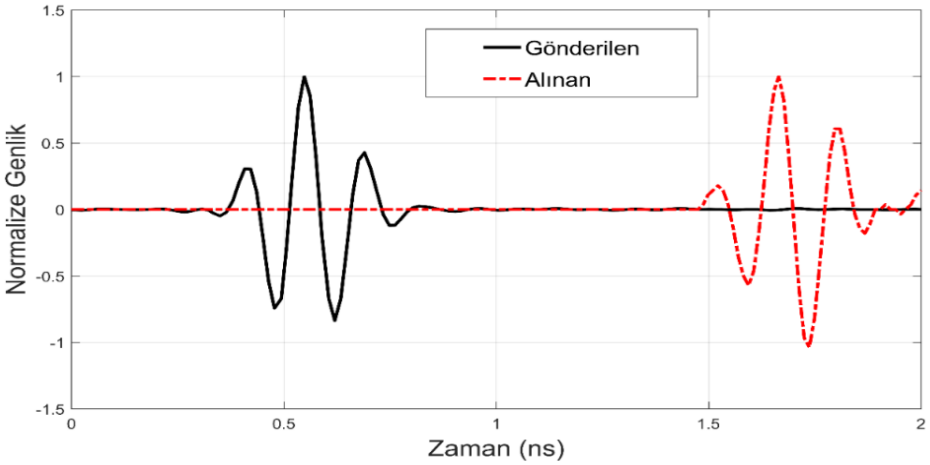
Şekil 3.36(a)'da, gönderilen ve alınan sinyal arasındaki benzerliğin çok yüksek olduğu kolayca görülebilir. Aslına uygunluk oranı karşı karşıya kurulum için 0.952 (bu %95.2 benzerlik anlamına gelmektedir), yan yana kurulum için 0.78 ve yüz yüze kurulum için 0.73 olarak bulunmuştur.

Simülasyonda, en yüksek doğruluk ve en sabit grup gecikmesi Şekil 3.37'de görüldüğü gibi karşı karşıya kurulum için elde edilmiştir. Karşı karşıya kurulum için VNA kullanılarak ayrıca ölçüm yapılmıştır.

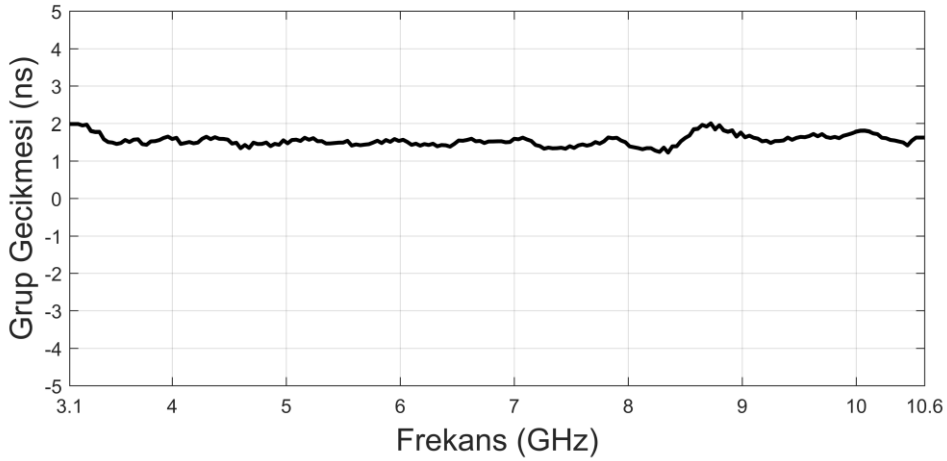
Şekil 3.38'de görüldüğü gibi ölçülen sinyal bozulması oldukça düşük bir orandadır. Ölçülen grup gecikmesi Şekil 3.39'da görüldüğü gibi çalışma frekansı boyunca çok fazla değişmemektedir.



Şekil 3.37. Önerilen Vivaldi antenin karşı karşıya, yan yana ve yüz yüze grup gecikmesi simülasyonu



Şekil 3.38. Karşı karşıya pozisyon için önerilen Vivaldi antenden gönderilen ve alınan dalgaların ölçümü



Şekil 3.39. Karşı karşıya pozisyon için önerilen Vivaldi antenin ölçülen grup gecikmesi

Sonuç olarak bu çalışma ile zıt kutuplu Vivaldi ve Vivaldi anten olmak üzere iki yeni anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Çizelge 3.5'te yakın tarihlerde yapılan Vivaldi anten çalışmaları ile bu çalışma kapsamında tasarlanan antenlerin karşılaştırması sunulmuştur. Önerilen bu antenler literatürdeki diğer Vivaldi antenlerle karşılaştırıldığında; küçük boyutları, yüksek bant genişliği, yüksek kazanç ve yönlülükleri, doğrusal faz yanıtları ve sabit grup gecikmesi ile öne çıkmaktadırlar.

Çizelge 3.5. Önerilen Vivaldi ve zıt kutuplu-Vivaldi antenlerin literatürdeki antenlerle karşılaştırılması

Referans	Boyut	Materyal	Bant Genişliği (GHz)	Grup Gecikmesi (ns)	Fidelity	Kazanç (dB)
(İslam ve ark. 2017)	88 x 75	RT/Duroid 5870	1,54 – 7	5	%98	9,8
(Pandey ve Meshram 2015)	40 x 45	FR-4	2,9 - 12	2,2	%94	8,2
(Fei ve ark. 2011)	48 x 60	FR-4	2,4 - 14	2	-	10
(Pandey ve ark. 2015)	56 x 50	FR-4	2 - 12	-	%92	5,2
(Zhang ve ark. 2009)	84 x 48	Duroid	5,3 – 9,6	-	-	12
(Chamaani ve ark. 2011)	96 x 86,2	RF35	2,6 – 11	4	%93,4	9
(Natarajan ve ark. 2015)	60 x 60	FR-4	2,4 – 14	4,5	-	8,1
(Zhang ve ark. 2013)	73.4 x 42	FR-4	5 – 10	-	-	10
(Mohammed ve ark. 2013)	90 x 100	Rogers RO3010	1 – 4	-	-	-
(İslam ve ark. 2019)	51 x 42	RT/Duroid 5870	2,8 – 7	-	-	7,8
(Furat ve Pascal 2016)	37 x 21	FR-4	3,6 – 12	-	-	4,5
(Samsuzzaman ve ark. 2019)	40 x 40	FR-4	2,5 -11	-	-	7,2
Zıt kutuplu Vivaldi	**36 x 36**	**FR-4**	**3,05 – 12,2**	**1,3**	**%97,4**	**8,2**
Vivaldi	**36 x 36**	**FR-4**	**3 – 10,6**	**1,4**	**%95,2**	**8,5**

3.2.2. Memenin Elektriksel Özellikleri ve CST'de Modelleme

Meme anatomisi karmaşık bir yapıya sahiptir. Deri, yağ, fibroglandular doku, süt kanalları ve kas gibi farklı dokuları içermektedir. Tüm bu dokular, mikrodalga frekanslarında farklı elektriksel özellikler göstermektedir. CST MWS ortamında bu

dokuları modellemek için tek kutuplu Debye formülü (Li ve ark. 2001) kullanılmıştır. Bu formül aşağıda Eşitlik (3.21)'de gösterilmiştir.

$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\sigma_s}{j\omega\varepsilon_0} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau_0} \tag{3.21}$$

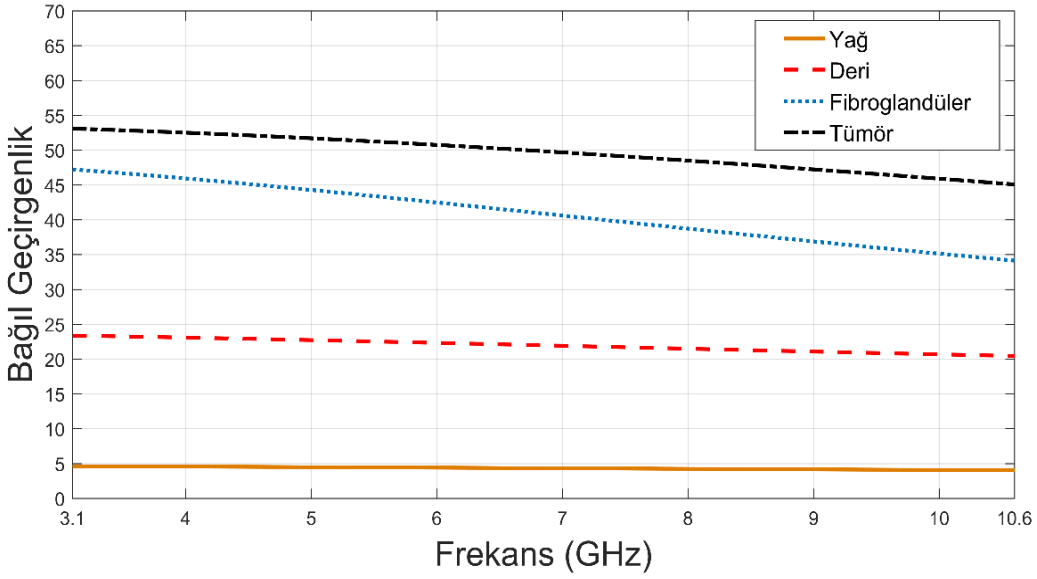
Eşitlik (3.21)'de; ε_r bağıl elektriksel geçirgenlik, ε_∞ sonsuz geçirgenlik, ε_s statik geçirgenlik, σ_s iletkenlik, τ_0 gevşeme zamanını ifade etmektedir.

Memeyi çevreleyen ortamın elektriksel geçirgenliği yağ dokusu ile aynı olacak şekilde seçilerek uyumlandırma ortamı oluşturulmuştur. Memeyi simülasyon ortamında (CST) modellemek için gerekli dokuların Debye parametreleri Çizelge 3.6'da sunulmuştur:

Çizelge 3.6. Tek kutuplu Debye parametreleri

Doku Türü	$\boldsymbol{\varepsilon_\infty}$	$\boldsymbol{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}$	$\boldsymbol{\sigma_s}$	$\boldsymbol{\tau_0}$
Deri	15.63	8.2	0.82	12.6
Yağ	3.12	1.59	0.05	13
Fibroglandüler	13.81	35.55	0.738	13
Tümör	7	47	0.15	7

Çizelge 3.6'daki Debye parametreleri kullanılarak modellenen dokuların 3.1 – 10.6 GHz frekans aralığında bağıl elektriksel geçirgenlik grafikleri Şekil 3.40'ta gösterilmiştir.

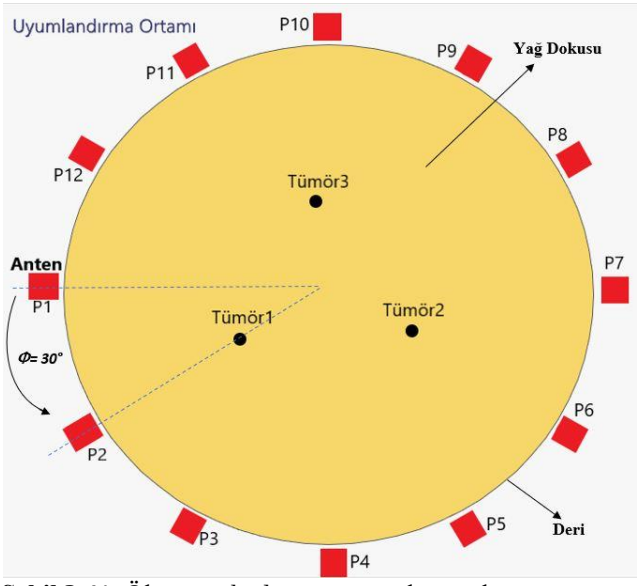


Şekil 3.40. Meme dokularının mikrodalga frekanslarında bağıl elektriksel geçirgenliği

Meme içerisindeki fibroglandüler dokunun miktarı memenin yoğunluk derecesini belirlemektedir. İçerdiği fibroglandüler doku miktarına göre meme yoğunluğu; az yoğun (homojen yağ dokusu), biraz yoğun (dağınık fibroglandüler doku), orta yoğun (heterojen), ve aşırı yoğun (neredeyse tamamen fibroglandüler doku) şeklinde sınıflandırılmaktadır. Fibroglandüler dokunun dielektrik sabiti yağ dokusuna göre daha yüksek olduğu için maruz kaldığı elektromanyetik dalgayı, yağ dokusuna göre daha fazla sönümlendirmekte ve bozulmasına neden olmaktadır. Bu durum tümör konumunun hatalı tespiti, tümör yanıtının zayıflaması, görüntü üzerinde gürültü oluşması gibi olumsuz etkilere sebep olabilmektedir. Meme yoğunluğu, bütün görüntüleme metotları için üstesinden gelinmesi gereken önemli bir parametredir (O'Halloran ve ark. 2009).

3.2.3. Anten Bant Genişliğinin Görüntü Çözünürlüğüne Etkisi

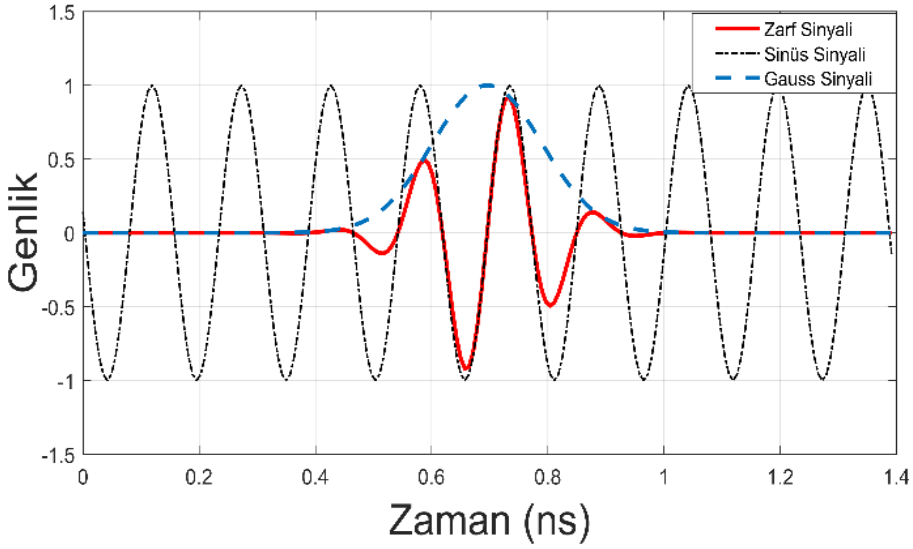
Bu kısımda, farklı bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri kullanılarak meme tümörleri görüntülenmiştir. Bu sayede anten çalışma frekansının ve bant genişliğinin çözünürlüğe etkisi CST MWS programında yapılan uygulamalarla simülasyon ortamında incelenmiştir. Düşük yoğunluğa sahip homojen meme yapısı içerisindeki 1 mm yarı çaplı üç tümör görüntülenmiştir. Böylece farklı sinyallerle elde edilen görüntülerin çözünürlükleri arasındaki fark incelenmiştir. Tümörler memenin yağ dokusu içerisinde (x: -18.59; y: 10.9; z: 18), (x: 18.22; y: 10.4; z: 18) ve (x: -0.2; y: -21; z: 18) koordinatlarına yerleştirilmiştir. Her uygulamada verici antenden memeye frekans aralığı 3-5 GHz, 5-7 GHz, 7-9 GHz, 9-11 GHz, 3-7 GHz, 7-11 GHz ve 3-11 GHz olan Gauss darbe sinyalleri sırasıyla gönderilmiştir. Radar konfigürasyonu olarak monostatik radar tercih edilmiştir. Anten ile meme modeli arasındaki ortamın elektriksel geçirgenliği yağ dokusu ile aynı seçilerek uyumlandırma ortamı sağlanmıştır. Böylece alıcı antenin aldığı sinyallerdeki gürültü miktarının azaltılması amaçlanmıştır. Meme çevresinde her 30° açıda bir ölçüm gerçekleştirilmiştir. Alınan sinyaller çıkarma metoduyla kalibre edildikten sonra geciktir-ve-topla (Delay-and-Sum) yöntemi kullanılarak 2 boyutlu enerji profilleri elde edilmiştir. Yapılan uygulamalar sonucunda elde edilen enerji profilleri ve tümör yanıtları (dB) karşılaştırılarak yorumlanmıştır. Tümörlerin konumları ve antenin ölçüm aldığı pozisyonlar Şekil 3.41'de gösterilmiştir.



Şekil 3.41. Ölçüm noktaları ve tümör konumları

3.2.3.1. Gauss Darbe Sinyali

RTMDG uygulamalarında verici antenden hedef nesneye uyartım amacıyla Gauss darbe sinyali gönderilmektedir. Bu sinyalin süresini bant genişliği belirlemektedir. Bant genişliğindeki artış darbe süresini kısaltırken, bant genişliğindeki azalma darbe süresinde artışa sebep olmaktadır. Şekil 3.42'de bant genişliği 3-10 GHz olan sinüs modüleli bir Gauss darbe sinyali gösterilmiştir.

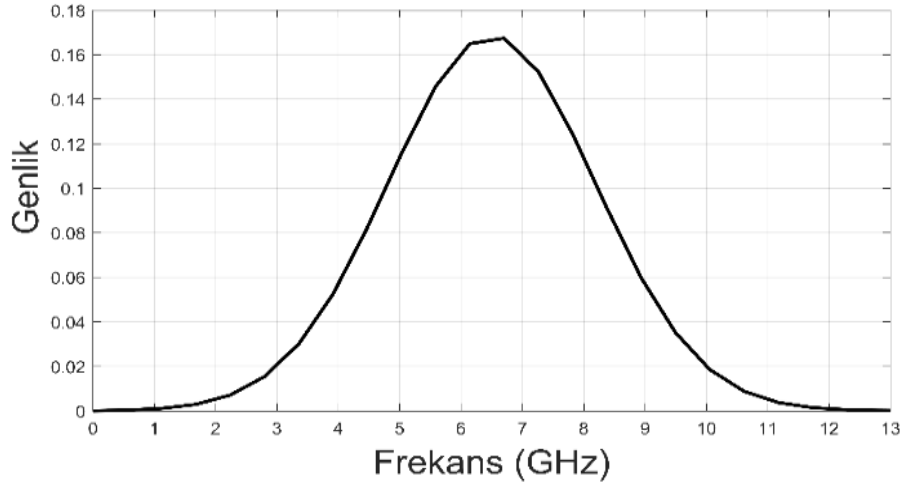


Şekil 3.42. 3-10 GHz frekans aralığında Gauss darbesi ve bileşenleri

Sinüs modüleli Gauss darbe sinyalinin formülü aşağıdaki gibidir:

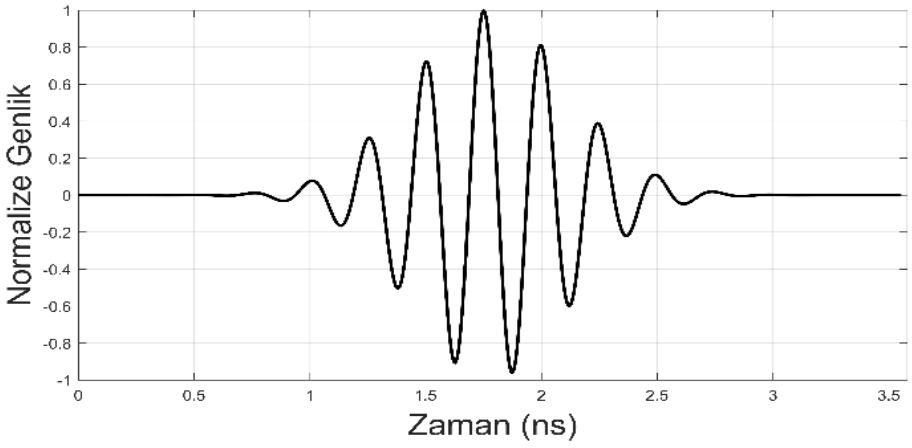
$$v(t) = v_0 \, sin\big(2\pi f(t - t_0)\big) \, e^{\left(\frac{t-t_0}{\tau}\right)^2} \qquad (3.22)$$

Eşitlik (3.22)'de ifade edilen sinyal, sinüzoidal ve üstel kısımlar olmak üzere iki bileşenden oluşur. Bu sinyale Fourier dönüşümünün uygulanmasıyla elde edilen frekans-genlik grafiği Şekil 3.43'te gösterilmiştir. Grafiğe göre sinyalin bant aralığının 3-10 GHz olduğu görülmektedir.

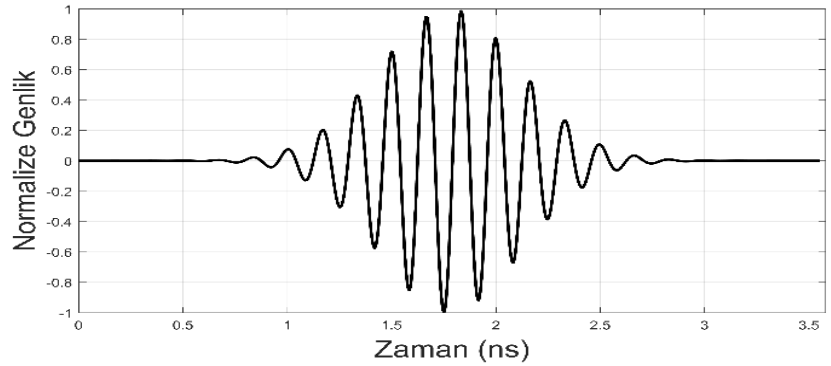


Şekil 3.43. Gauss darbe sinyalinin Fourier dönüşümü

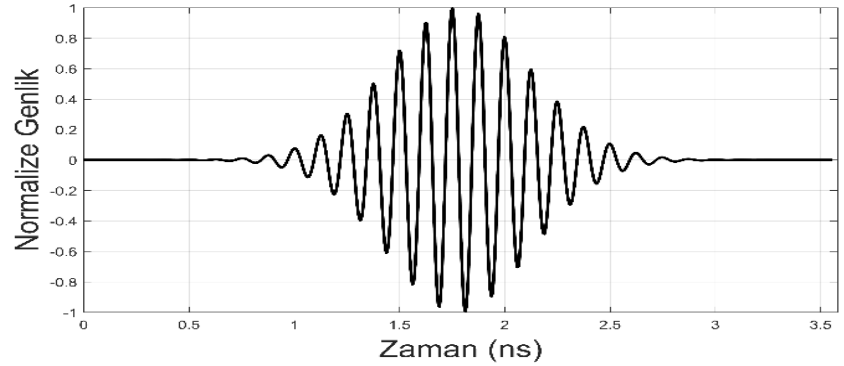
Bant genişliğinin ve alt çalışma frekansının meme kanseri tümörü görüntülemede çözünürlüğü etkilerinin belirlenmesi için 3-11 GHz bant aralığında 2 GHz, 4 GHz ve 8 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri oluşturulmuştur. Şekil 3.44'te 3-5 GHz (a), 5-7 GHz (b), 7-9 GHz (c) ve 9-11 GHz (d); Şekil 3.45'te 3-7 GHz (a) ve 7-11 GHz (b); Şekil 3.46'da 3-11 GHz çalışma frekanslarındaki Gauss darbe sinyalleri gösterilmektedir.



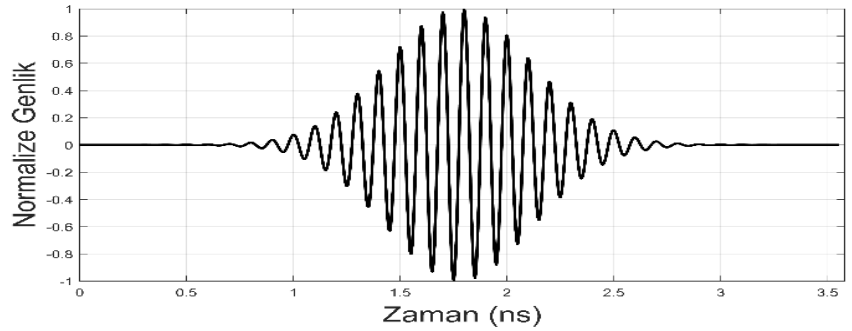
a)



b)

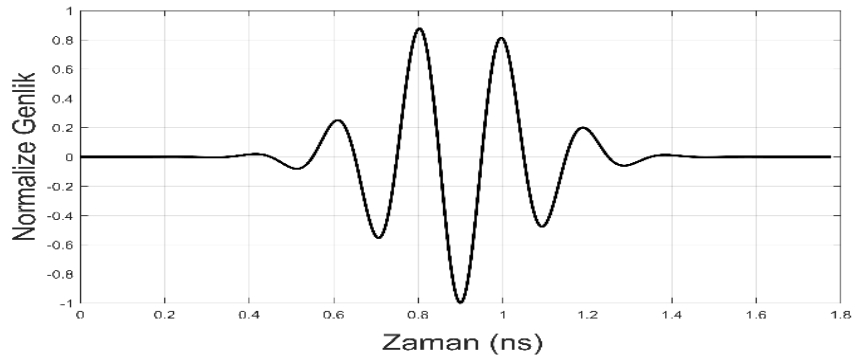


c)

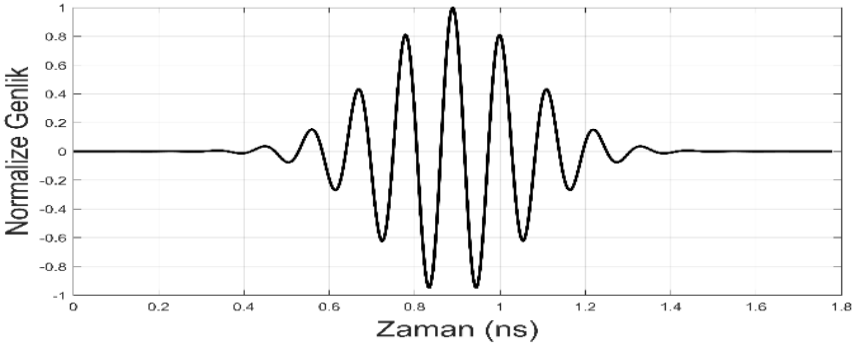


d)

Şekil 3.44. (a) 3-5GHz, (b) 5-7 GHz, c) 7-9 GHz, d) 9-11 GHz aralığında 2 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri

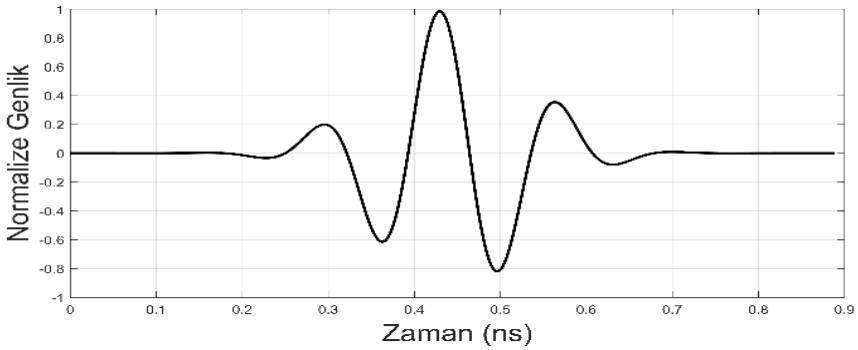


a)



b)

Şekil 3.45. (a) 3-7 GHz, (b) 7-11 GHz aralığında 4 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri



Şekil 3.46. 3-11 GHz aralığında 8 GHz bant genişliğinde Gauss sinyali

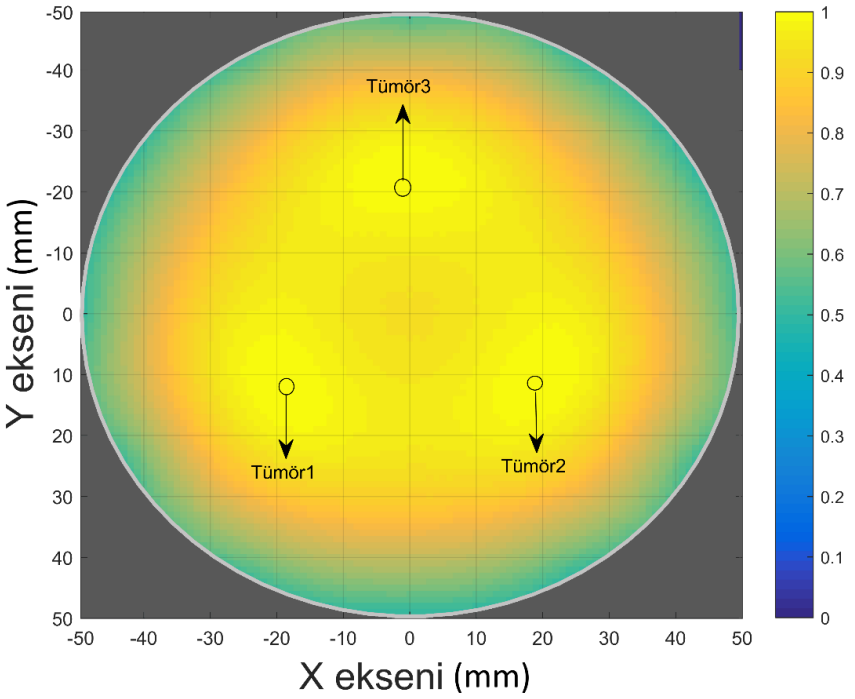
2 GHz bant genişliğinde ve çalışma frekansı aralığının 3-5 GHz, 5-7 GHz, 7-9 GHz ve 9-11 GHz olduğu Gauss darbe sinyallerinin süresi yaklaşık olarak 3.5 ns (Şekil 3.44); 4 GHz bant genişliğinde ve çalışma frekansı aralığının 3-7 GHz ve 7-11 GHz olduğu Gauss darbe sinyallerinin süresi yaklaşık olarak 1.8 ns (Şekil 3.45) ve 8 GHz bant genişliğinde ve çalışma frekansı aralığının 3-11 GHz olduğu Gauss darbe sinyalinin süresinin yaklaşık olarak 0.9 ns (Şekil 3.46) olduğu görülmektedir. Şekil 3.44 ve Şekil 3.45'te merkez frekanslarındaki artışla beraber sinüzoidal bileşendeki sıklığın da arttığı görülmektedir.

Bir sonraki aşamada merkez frekansı ve bant genişliği birbirinden farklı olan bu uyartım sinyalleri kullanılarak homojen meme içerisine yerleştirilmiş üç tümör görüntülenmiş ve görüntü çözünürlükleri karşılaştırılmıştır.

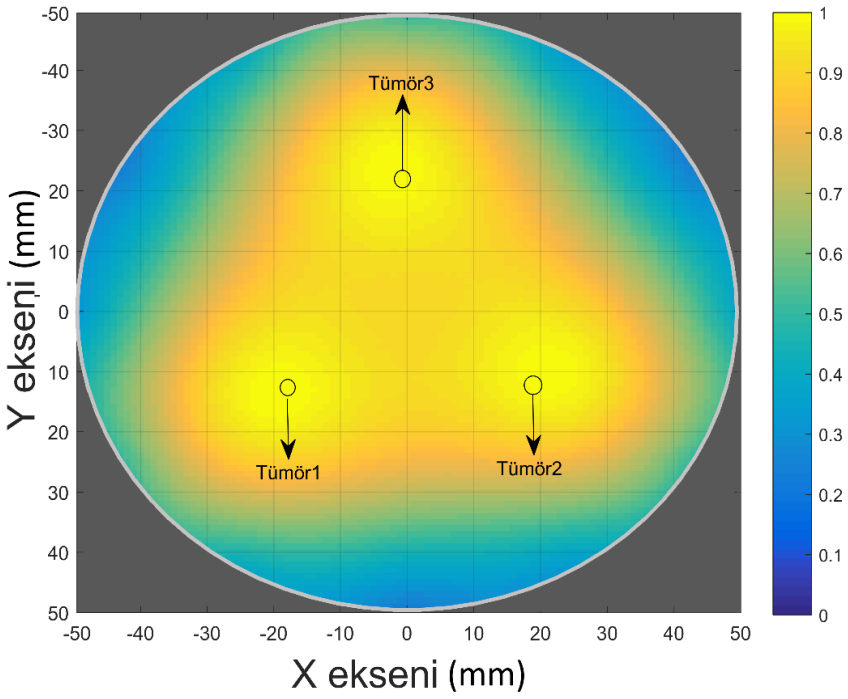
3.2.3.2. Farklı Bantlarda Görüntüleme Sonuçları

Öncelikle 2 GHz bant genişliğinde ve çalışma frekansı aralığı 3-5 GHz, 5-7 GHz, 7-9 GHz ve 9-11 GHz olan Gauss darbe sinyalleri kullanılarak görüntüleme

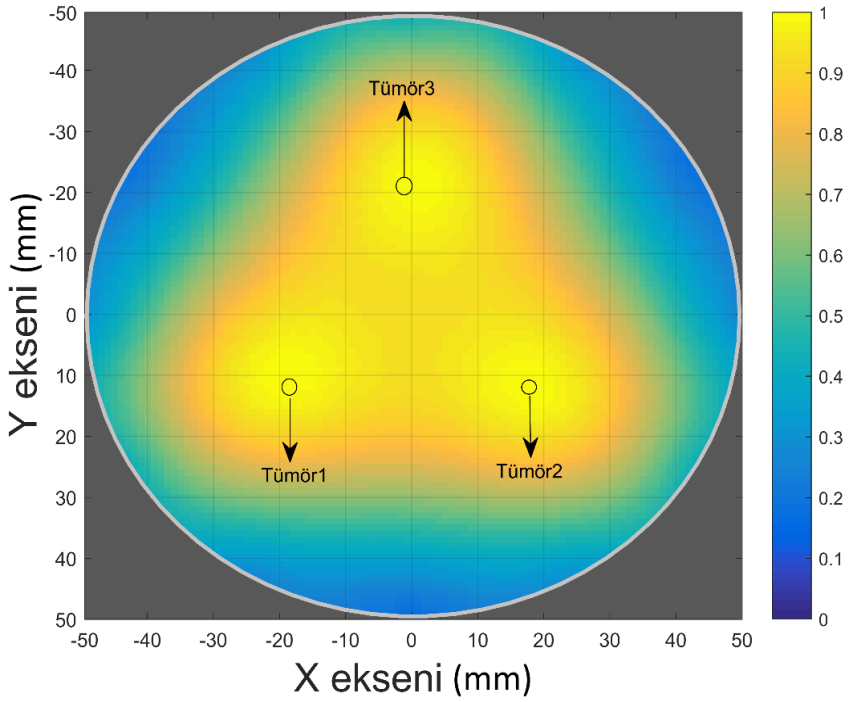
gerçekleştirilmiştir. Elde edilen görüntüler Şekil 3.47(a), Şekil 3.47(b), Şekil 3.47(c) ve Şekil 3.47(d)'de sırasıyla gösterilmiştir.



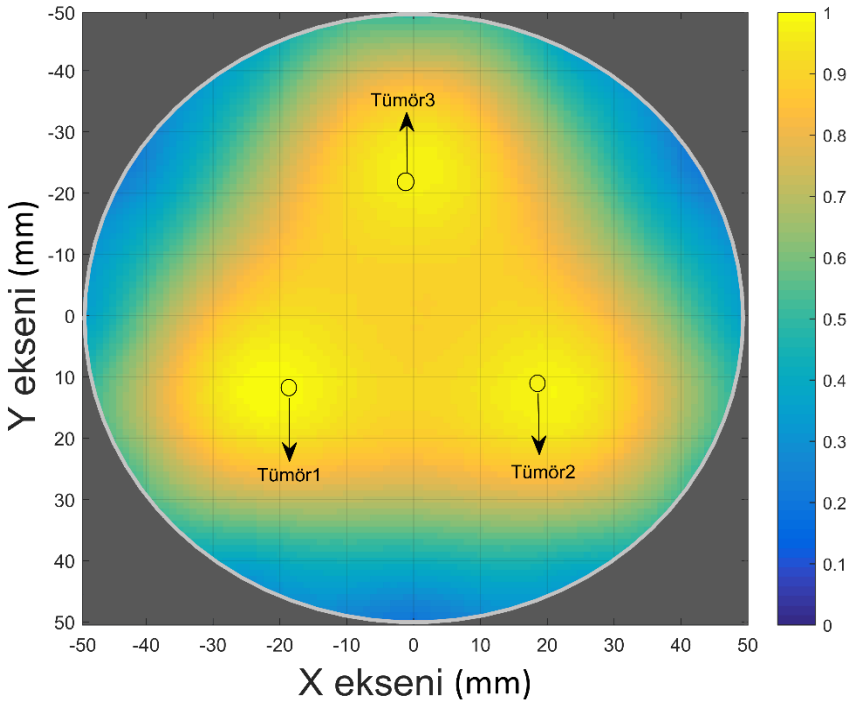
a)



b)



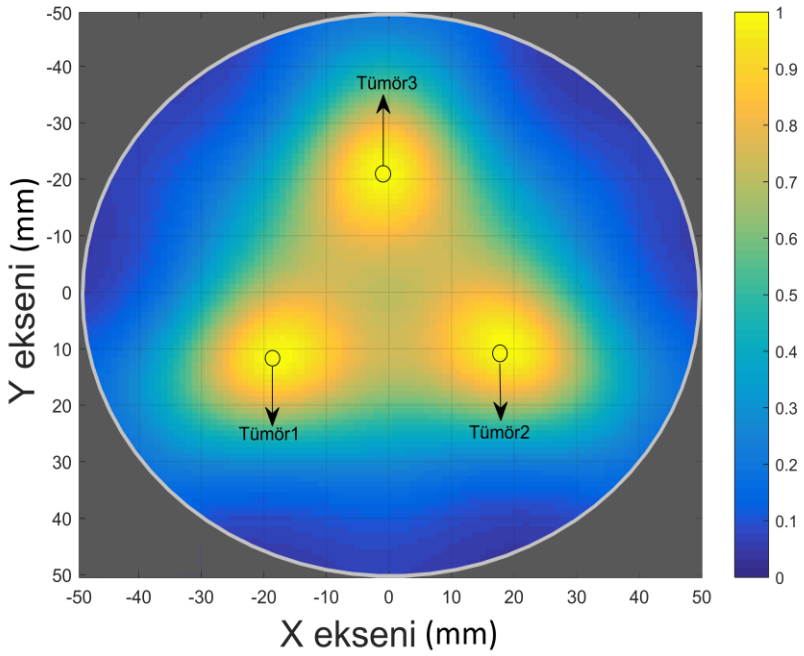
c)



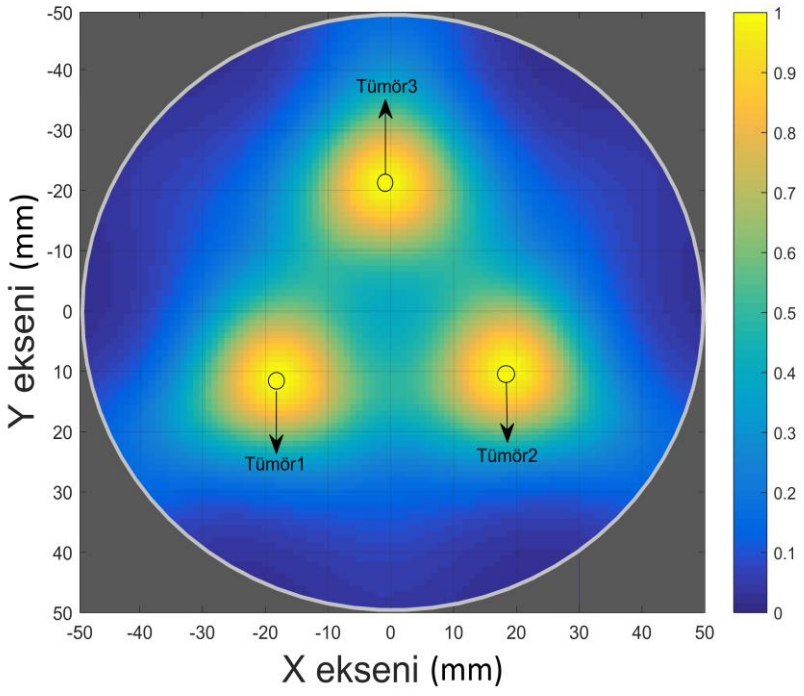
d)

Şekil 3.47. 2 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyali ile elde edilen görüntüler: frekans aralığı (a)3-5 GHz, (b)5-7 GHz, (c)7-9 GHz, (d)9-11 GHz

Şekil 3.48'de 4 GHz bant genişliğinde, çalışma frekansı aralığı 3-7 GHz ve 7-11 GHz olan Gauss darbe sinyalleri kullanılarak oluşturulan görüntüler gösterilmektedir.



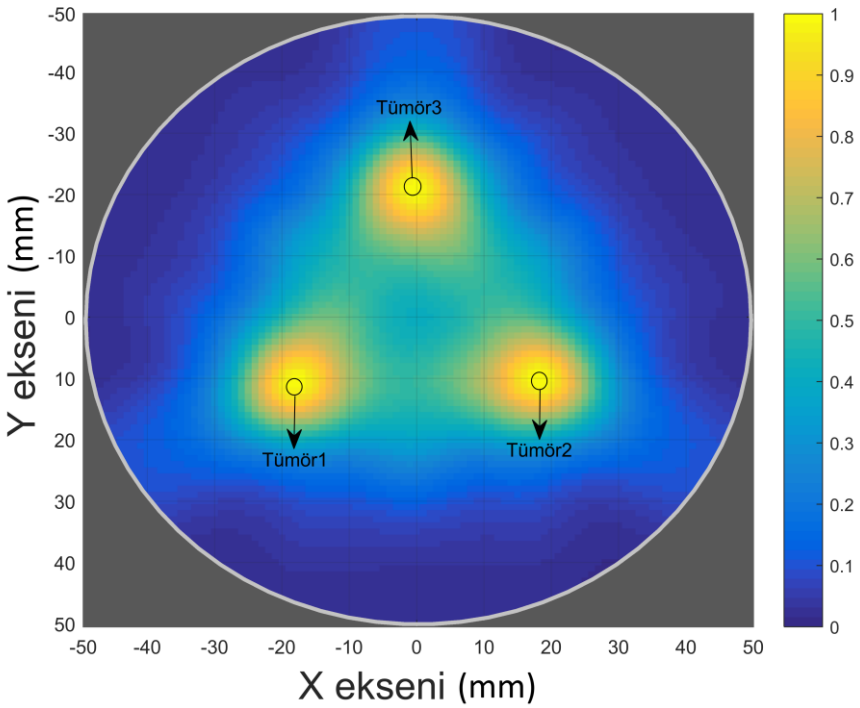
a)



b)

Şekil 3.48. 4 GHz bant genişliğinde Gauss sinyali ile elde edilen görüntüler: frekans aralığı (a) 3-7 GHz, (b) 7-11 GHz

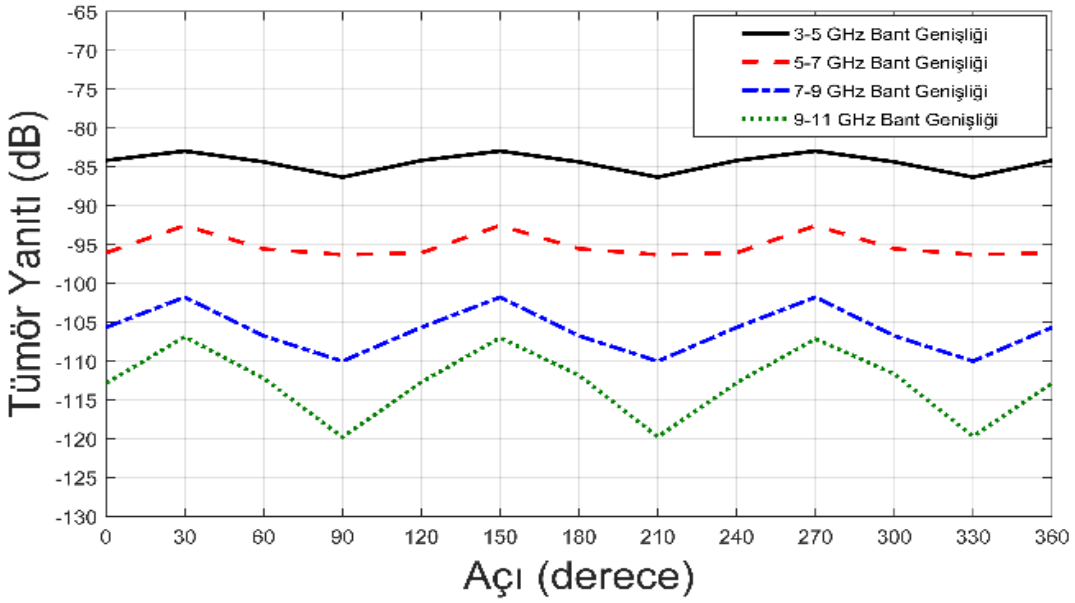
Şekil 3.49'da ise 8 GHz bant genişliğinde ve çalışma frekansı aralığı 3-11 GHz olan Gauss darbe sinyali kullanılarak elde edilen görüntü gösterilmektedir.



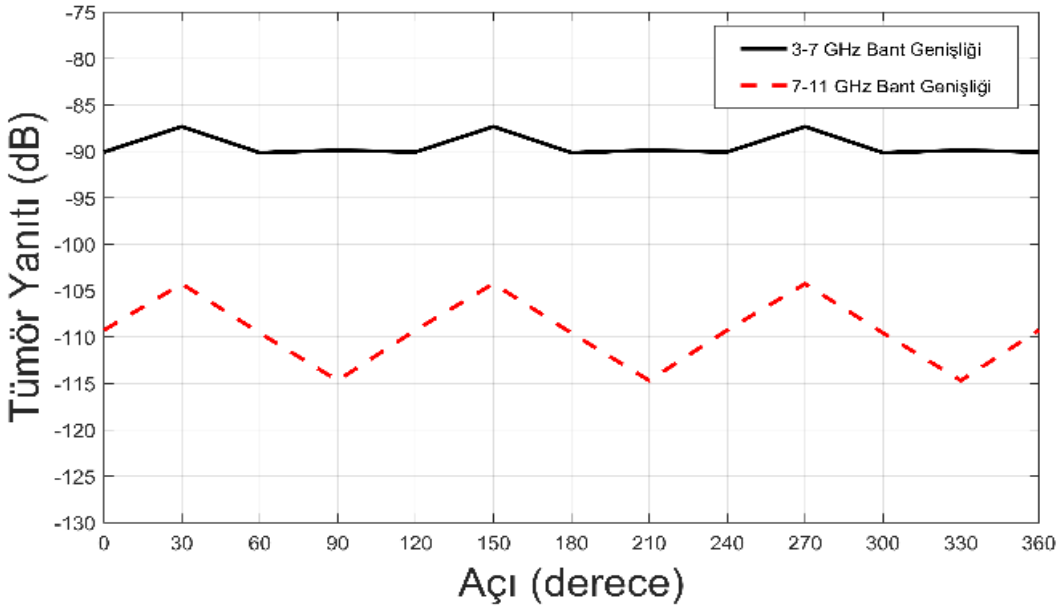
Şekil 3.49. 8 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyali ile elde edilen görüntü: çalışma aralığı 3-11 GHz

Görüntülemeler sonucunda, Şekil 3.49'da gösterilen ve bant genişliğinin en yüksek olduğu Gauss darbe sinyaliyle oluşturulan görüntünün en yüksek tümör çözünürlüğüne sahip olduğu görülmektedir. Çözünürlük, bant genişliğinin azalmasıyla beraber düşmektedir. Özellikle bant genişliğinin 2 GHz olduğu Şekil 3.48'deki görüntülerde, tümörlerin konumunu belirten sarı renkli piksellerin birbirine karıştığı görülmektedir. Bunun yanında Şekil 3.48'de, bant genişliğinin 4 GHz olduğu uygulamada, alt çalışma frekansının daha yüksek olduğu (7-11 GHz) durumda, alt çalışma frekansının daha düşük olduğu duruma göre (3-7 GHz) daha yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmiştir. Benzer sonuç Şekil 3.47'de de görülebilmektedir. Sonuç olarak bant genişliğinin aynı olduğu uygulamalarda alt çalışma frekansındaki artışın görüntü çözünürlüğünde artışa neden olduğu anlaşılmıştır.

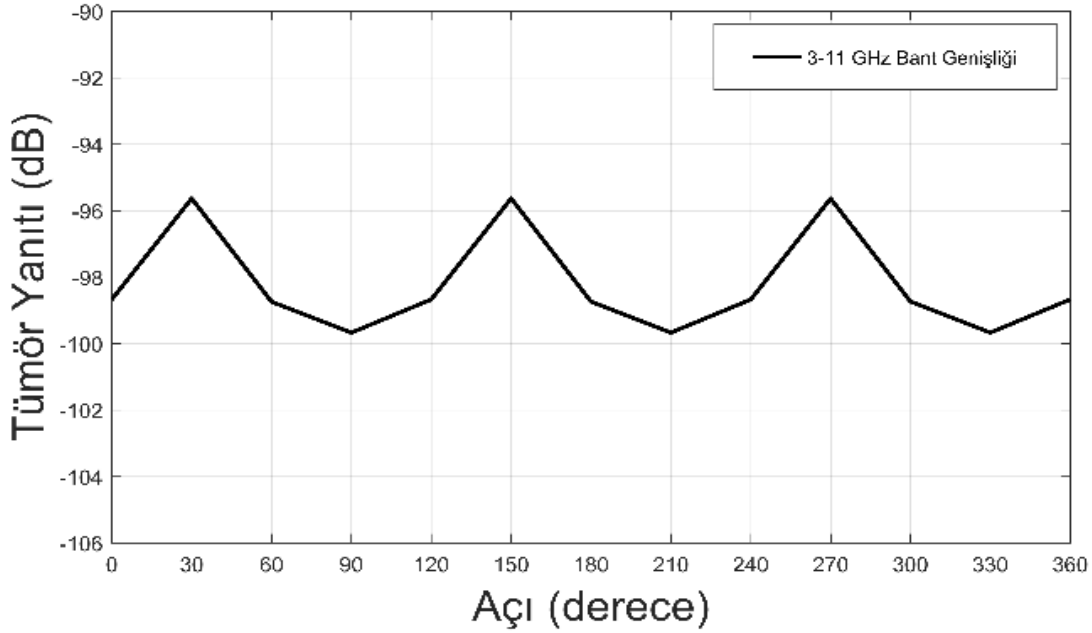
2 GHz, 4 GHz ve 8 GHz bant genişliğindeki Gauss darbe sinyalleri kullanılarak elde edilen tümör yanıtları Şekil 3.50, Şekil 3.51 ve Şekil 3.52'de sırasıyla gösterilmiştir:



Şekil 3.50. 2 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri ile elde edilen tümör yanıtları



Şekil 3.51. 4 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyalleri ile elde edilen tümör yanıtları



Şekil 3.52. 8 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyali ile elde edilen tümör yanıtı

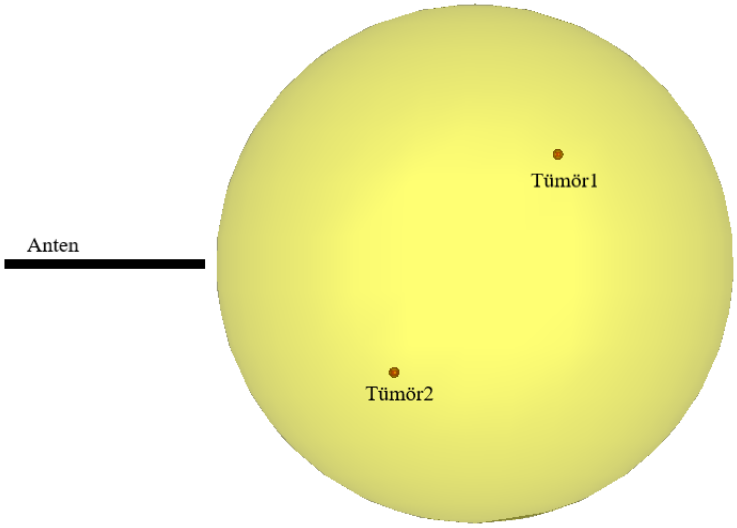
Şekil 3.50 ve Şekil 3.51'deki grafikler, alt çalışma frekansındaki azalmanın tümör yanıtında artışa sebep olduğunu göstermektedir. Bu uygulamada oluşturulan meme modelindeki dokular dinamik elektriksel geçirgenliğe sahiptirler. Dokular 3-11 GHz bant aralığında, alt çalışma frekanslarında daha büyük elektriksel geçirgenliğe sahipken, çalışma frekansı arttıkça elektriksel geçirgenlikler azalmaktadır. Bu nedenle, tümör yanıtlarında çalışma frekansına bağlı değişimler oluşabilmektedir.

Alt çalışma frekansı daha düşük sinyaller ile elde edilmiş olan tümör yanıtı büyüklüklerinin, alt çalışma frekansı daha yüksek sinyallerle elde edilmiş tümör yanıtlarından daha yüksek olmasının muhtemel sebepleri; 3-11 GHz frekans bandında memedeki doku tiplerinin elektriksel özelliklerinin çalışma frekansına bağlı olarak değişim göstermesi ve düşük frekanslarda dalganın meme dokusuna girişiminin daha iyi olması olarak değerlendirilmektedir.

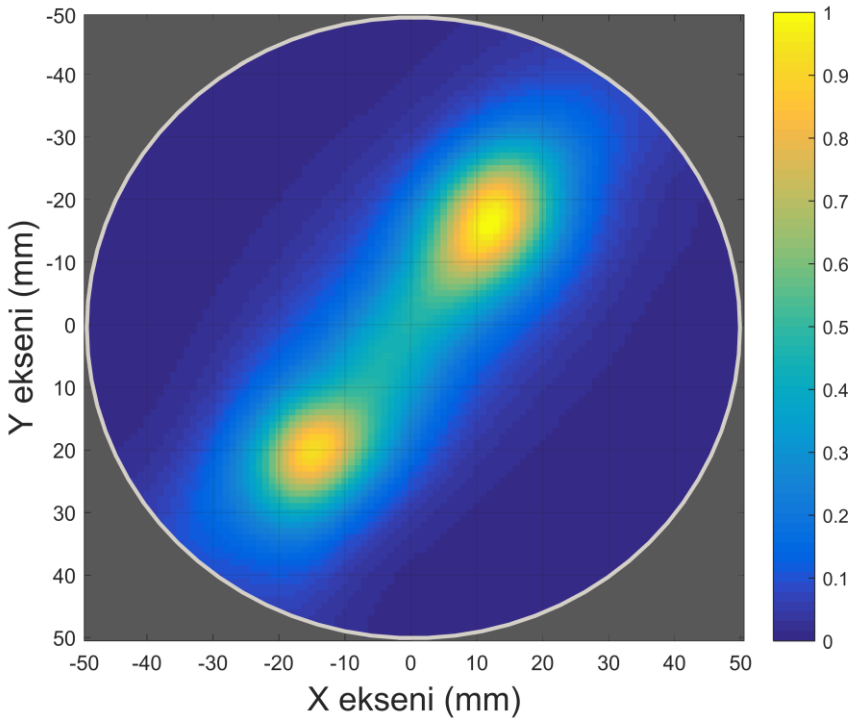
3.2.4. Meme Tümörü Görüntülenmesinde Radar Konfigürasyonunun Etkisi

Bu çalışmada monostatik, bistatik ve multitstatik radar konfigürasyonları kullanılarak CST MWS ortamında yarım küre şekilli homojen meme modeli içerisinde farklı noktalarda konumlandırılmış 1 mm yarıçaplı iki tümör görüntülenmiş ve görüntü çözünürlükleri karşılaştırılmıştır.

Monostatik konfigürasyonda sadece bir anten kullanılmaktadır. Monostatik konfigürasyona göre tek bir anten hem verici hem de alıcı olarak kullanılmış ve meme etrafında 30 ayrı noktadan ölçümler alınmıştır. Homojen meme içerisindeki tümörler ve monostatik ölçüm sistemi Şekil 3.53'te, görüntüleme sonucu ise Şekil 3.54'te görülmektedir.



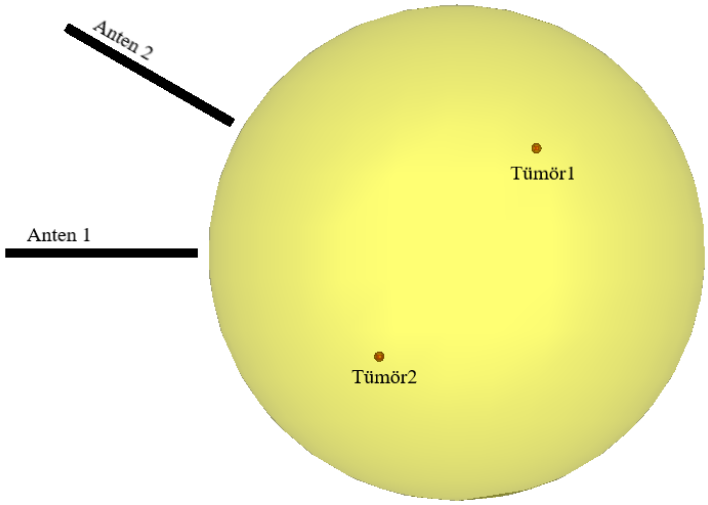
Şekil 3.53. Monostatik ölçüm sistemi



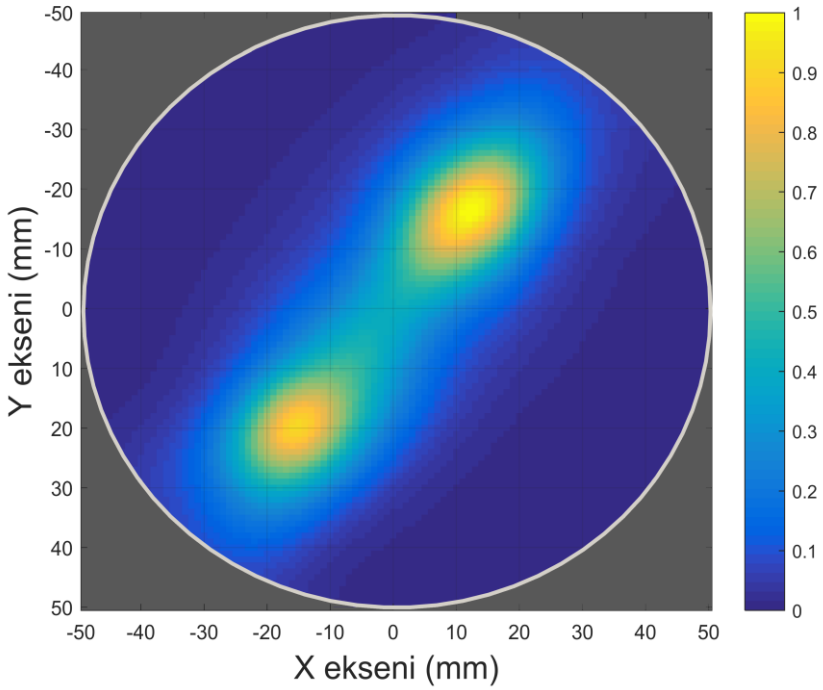
Şekil 3.54. Meme tümörlerinin monostatik konfigürasyon ile görüntülenmesi

Bistatik konfigürasyonda alıcı ve verici antenler farklıdır. İki anten kullanılmaktadır. Anten çiftlerinin konumu beraber değiştirilerek meme çevresinde 30

ayrı noktadan ölçüm alınmıştır. Şekil 3.55'te bistatik ölçüm sistemi, Şekil 3.56'da ise görüntüleme sonucu görülmektedir.



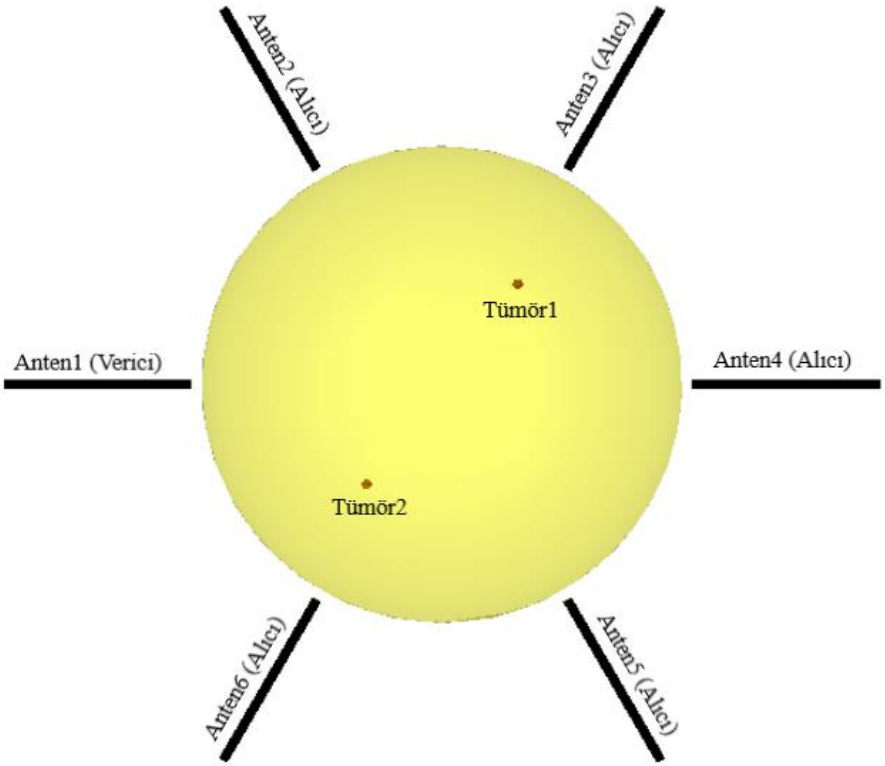
Şekil 3.55. Bistatik ölçüm sistemi



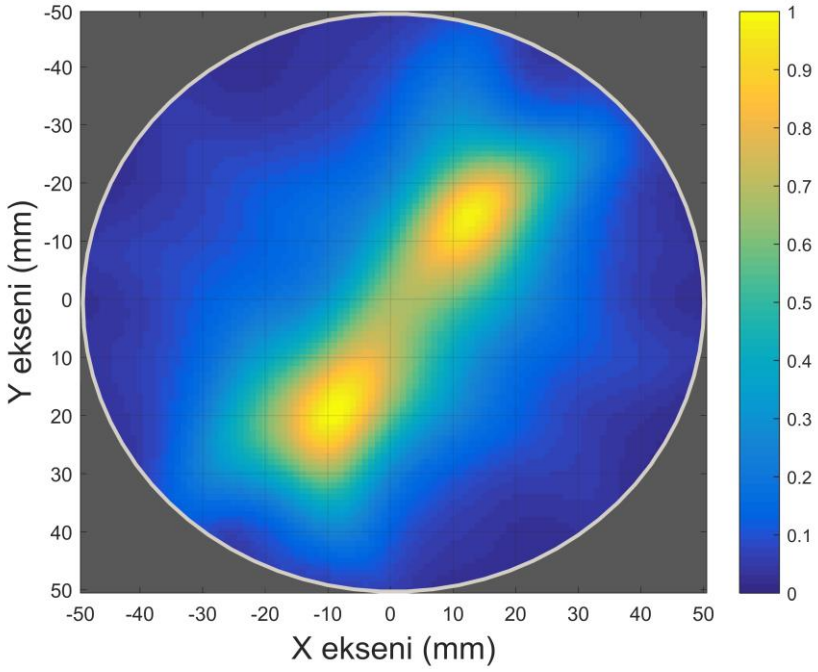
Şekil 3.56. Meme tümörlerinin bistatik konfigürasyon ile görüntülenmesi

Multistatik konfigürasyonda antenler sabit noktalarda konumlandırılır ve bir anten verici görevi görürken diğer sabit antenler alıcı görevi görürler. Bu işlem sırasıyla bütün antenler için tekrarlanır ve N adet anten kullanılan bir ölçüm sisteminde N*(N-1) adet sinyal elde edilir. Bu çalışmada 6 adet anten meme modeli etrafında

konumlandırılmış ve toplamda 30 adet sinyal elde edilmiştir. Şekil 3.57'de multistatik ölçüm sistemi, Şekil 3.58'de ise görüntüleme sonucu görülmektedir.



Şekil 3.57. Multistatik ölçüm sistemi



Şekil 3.58. Meme tümörlerinin multistatik konfigürasyon ile görüntülenmesi

Sonuç olarak, üç farklı radar konfigürasyonuyla toplanan sinyaller görüntüye dönüştürülmüştür. Şekil 3.54, Şekil 3.56 ve Şekil 3.58 karşılaştırıldığında, monostatik ve bistatik ölçüm sistemleri ile elde edilen görüntülerin benzer çözünürlükte ve doğrulukta olduğu görülmüştür. Bunun yanında, multistatik ölçüm sistemi ile elde edilen görüntü çözünürlüğünün daha düşük olduğu ve tümör konumlarında sapma olduğu görülmektedir. En düşük çözünürlüğün multistatik radar konfigürasyonunda oluştuğu tespit edilmiştir. Multistatik radarda, örneğin monostatik radarda 30 ölçüm alınmasına karşılık olarak, hedef nesne etrafında statik olarak konumlandırılmış 6 adet anten, aynı sayıda ölçümün daha hızlı alınmasını sağlayacaktır. Bu avantajı sayesinde literatürde birçok ölçüm sistemi multistatik konfigürasyon ile gerçekleştirilmiştir. Antenlerin hareket ettirilmesine gerek yoktur. Fakat VNA ile antenler arasında RF anahtarlama devresi kullanılması gerekmektedir. Ayrıca bir anten veya anten çiftine karşılık, bu yöntemde birçok antene ihtiyaç duyulmaktadır. Bu durum anten maliyetinin artmasına sebep olmaktadır.

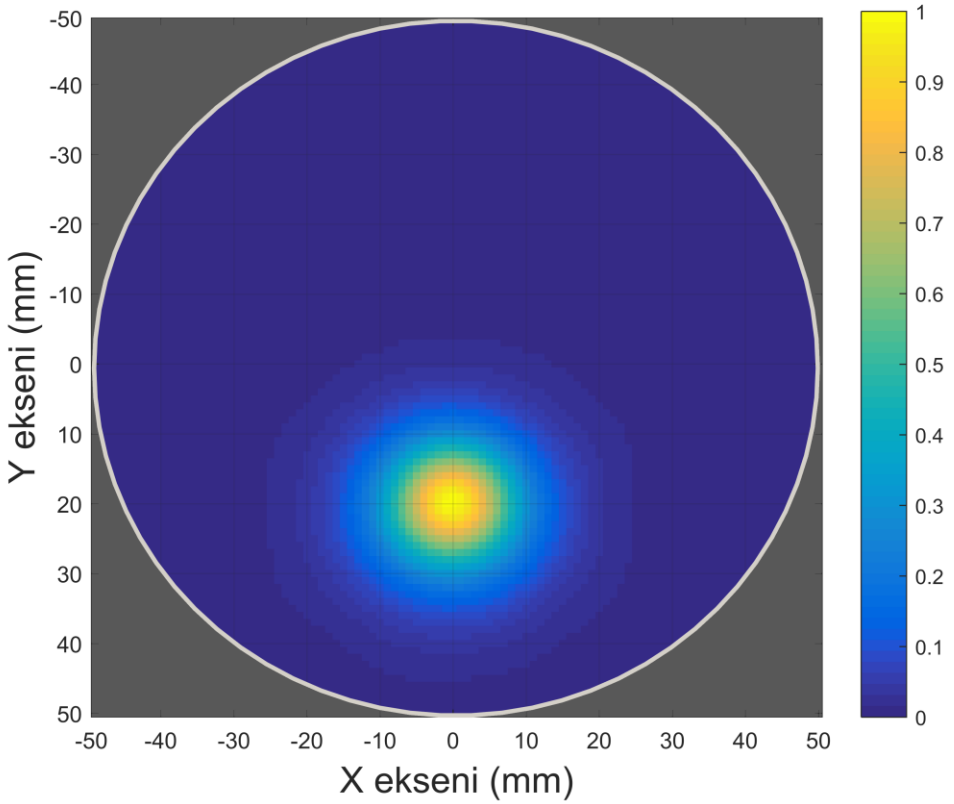
Monostatik ve bistatik radar konfigürasyonu kullanılarak oluşturulan görüntülerin çözünürlüğü iyi seviyede olup birbirine benzer olduğu görülmüştür. Pratik uygulamalar ele alındığında şu sonuçlar çıkmaktadır: monostatik radarda tek bir anten kullanılması anten maliyetini düşürmekte, eğer kullanılıyorsa VNA'nın tek portu meşgul edilmektedir. Fakat ölçümlerin alınması için antenin hedef nesne etrafında farklı konumlara manuel veya otomatik bir mekanizma ile hareket ettirilmesi gerekmektedir.

Bistatik radarda anten sayısı ikiye çıkmaktadır. Dolayısıyla anten maliyeti iki katına çıkmakta ve en az iki portlu bir VNA gerekmektedir. Ölçümlerin alınması için monostatikle aynı şekilde anten çiftinin hedef nesne etrafında manuel veya otomatik bir sistemle hareket ettirilmesi gerekmektedir.

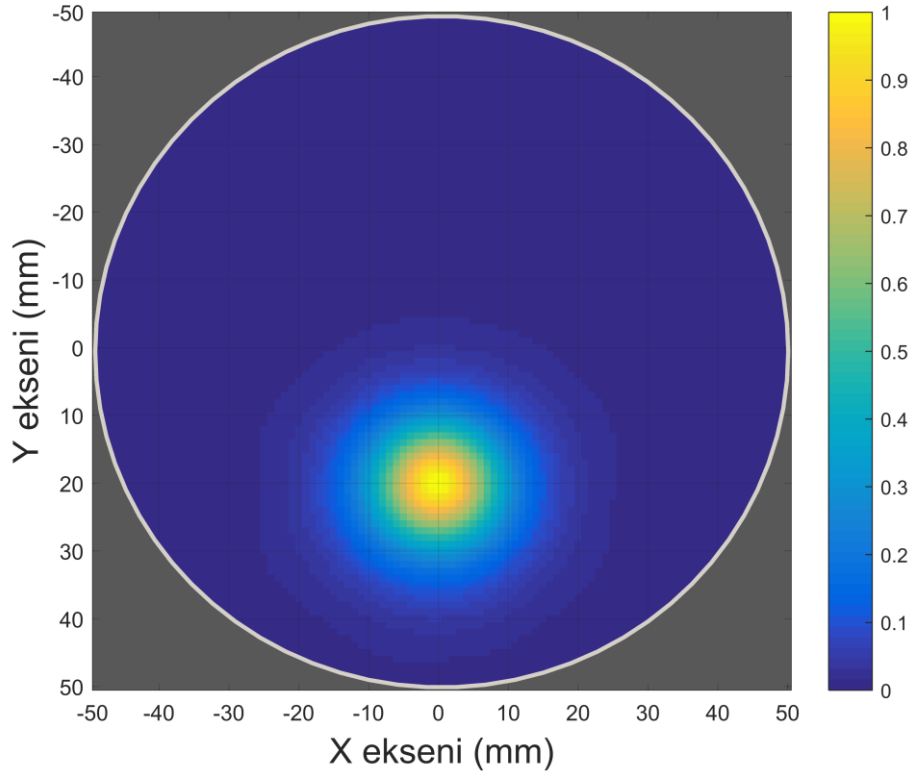
Doğruluk, maliyet ve hız gibi parametreler dikkate alınarak, geliştirilecek görüntüleme sisteminin ihtiyaçlarına göre avantaj ve dezavantajlar irdelenip en uygun radar konfigürasyonu belirlenmelidir. Bu tez çalışması kapsamında geliştirilen görüntüleme sisteminde monostatik radar konfigürasyonu tercih edilmiştir.

3.2.5. Mikrodalga Görüntülemede Tümör Büyüklüğünün Etkisi

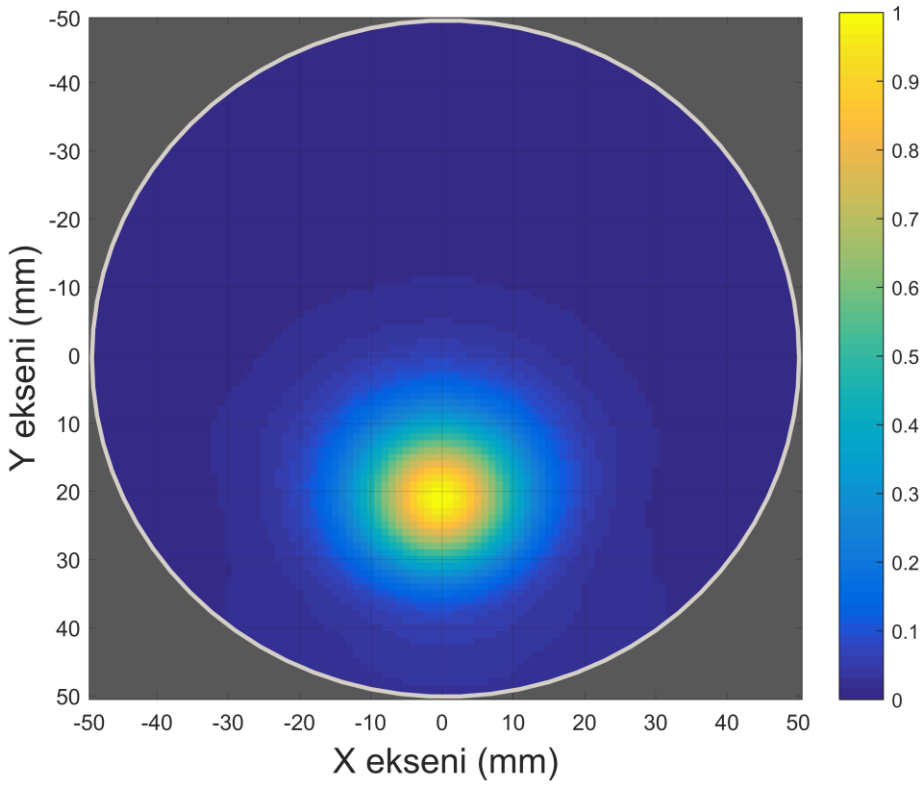
Bu kısımda, RTMDG yöntemi ile farklı boyutlardaki tümörlerin görüntülenmesi incelenmiştir. Homojen meme içerisine yerleştirilmiş 2 mm, 4 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm ve 16 mm çaplı tümörler görüntülenmiş ve Şekil 3.59, Şekil 3.60, Şekil 3.61, Şekil 3.62, Şekil 3.63 ve Şekil 3.64'te sırasıyla gösterilmiştir. Böylece RTMDG tekniğinin tümör boyutunu tespit edip edemediği görülmüştür. Ayrıca tümör yanıtı değerleri hesaplanmıştır. Tümör yanıtı; tümörün büyüklüğü, sensöre uzaklığı, içerisinde bulunduğu dokunun elektriksel özelliklerine göre değişim göstermektedir. Tümör yanıtı, özellikle fantom ve klinik çalışmalar gibi gerçek uygulamalarda büyük önem taşıyan bir parametredir. Çünkü VNA kullanılan uygulamalarda tümörlerin tespitini etkileyen faktörlerden biri VNA cihazının dinamik aralığıdır. Dinamik aralık, VNA'nın maksimum çıkış gücü ile minimum giriş gücü arasındaki farktır. Ölçüm hassasiyetinin yüksek olması için dinamik aralığın geniş olması gerekmektedir. Dolayısıyla tümör yanıtının zayıf olduğu durumlarda düşük dinamik aralığa sahip VNA'nın tümörü tespit etmesi mümkün olmayacaktır.



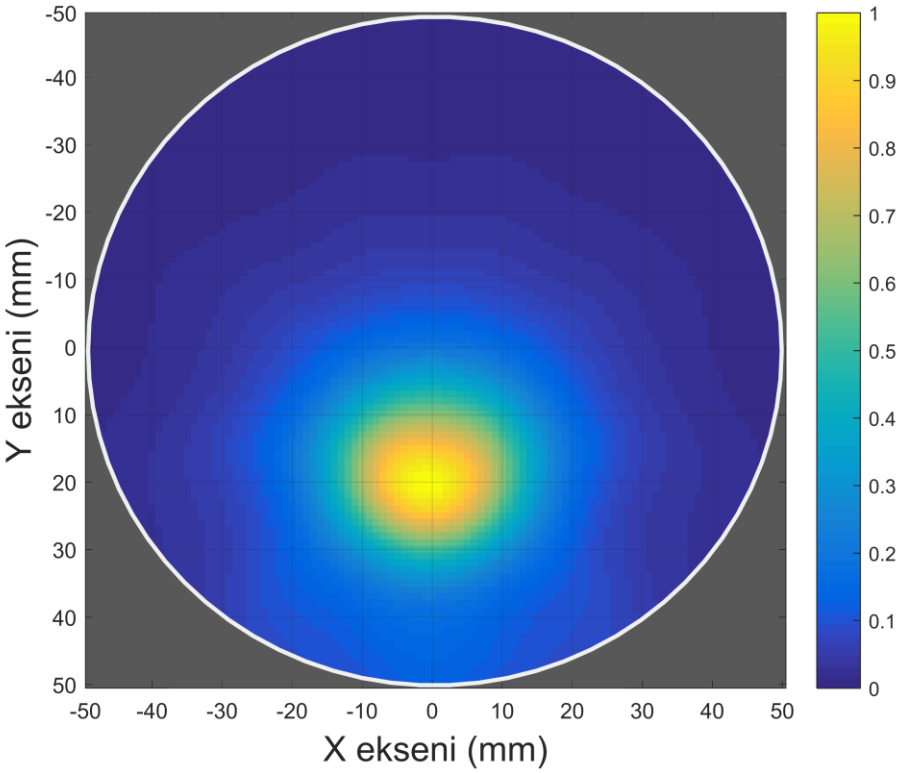
Şekil 3.59. (0, 20) konumundaki 2 mm çaplı tümör görüntüsü



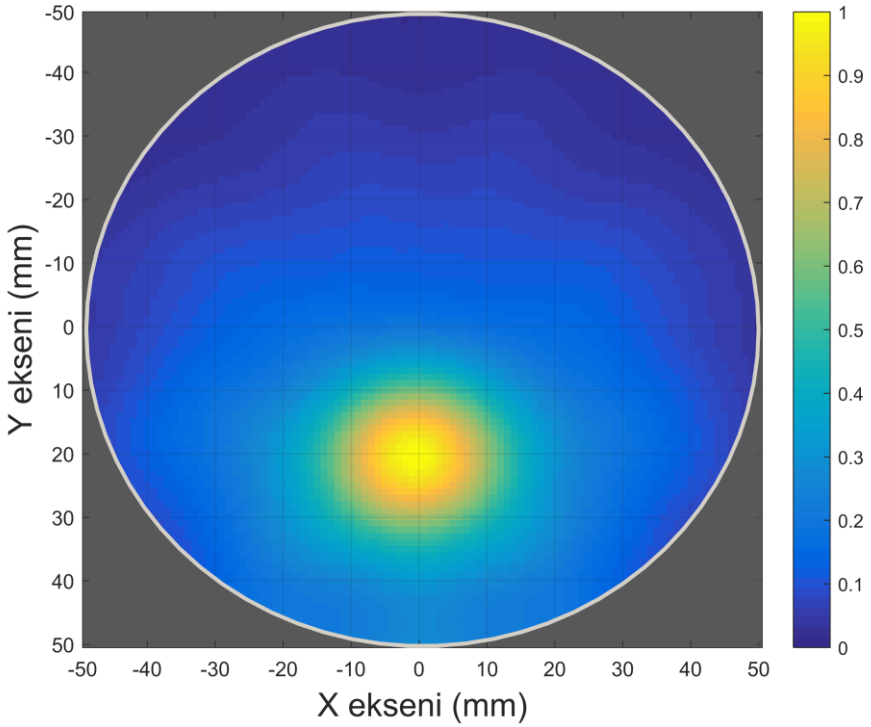
Şekil 3.60. (0, 20) konumundaki 4 mm çaplı tümör görüntüsü



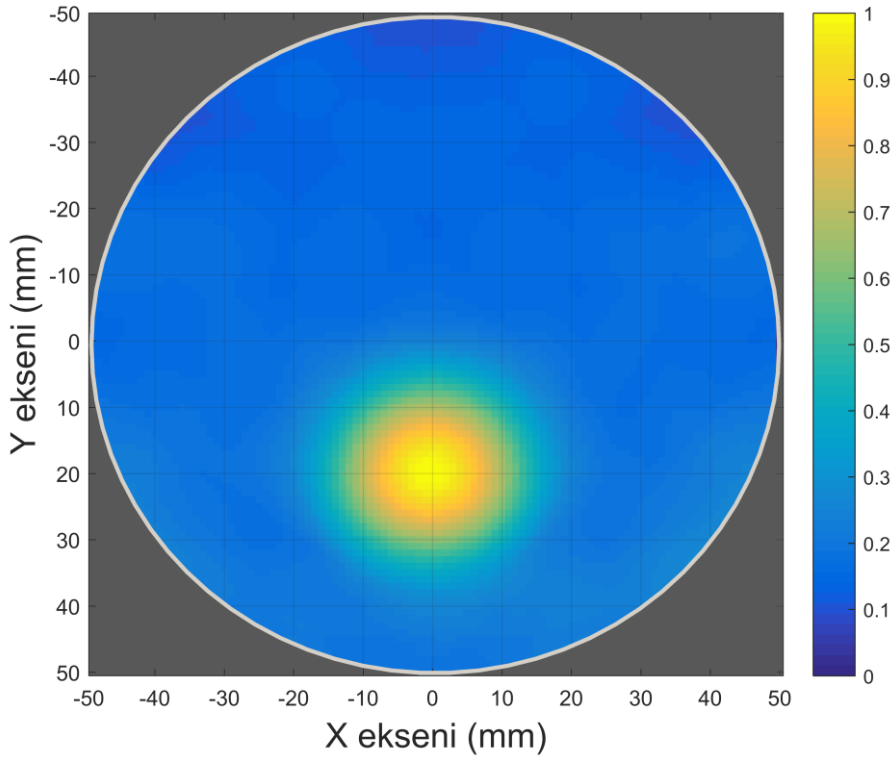
Şekil 3.61. (0, 20) konumundaki 8 mm çaplı tümör görüntüsü



Şekil 3.62. (0, 20) konumundaki 10 mm çaplı tümör görüntüsü

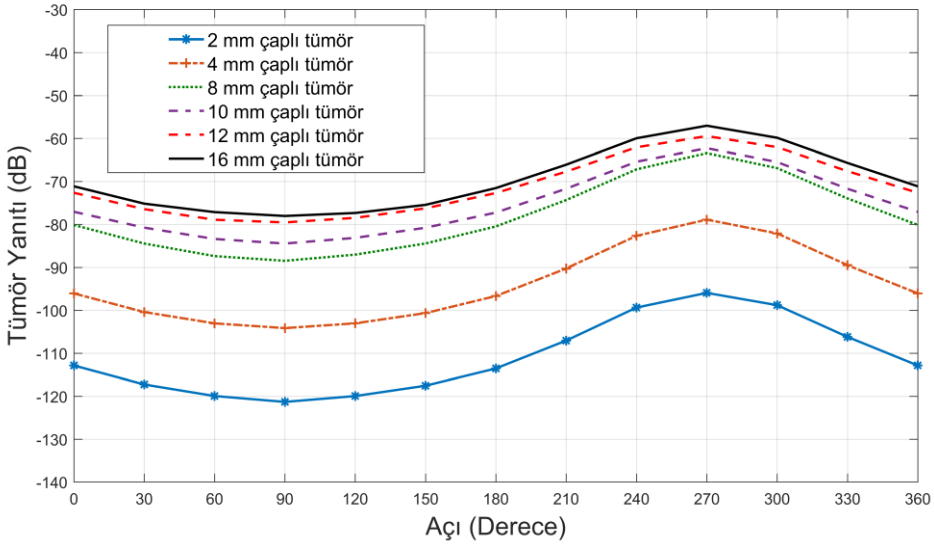


Şekil 3.63. (0, 20) konumundaki 12 mm çaplı tümör görüntüsü



Şekil 3.64. (0, 20) konumundaki 16 mm çaplı tümör görüntüsü

Oluşturulan görüntülerden de görüldüğü gibi tümör boyutu büyüdükçe, enerji profili üzerinde tümörü gösteren sarı alanın büyüklüğü artmaktadır. Tümör boyutuna göre tümör yanıtının değişimi de hesaplanmış ve Şekil 3.65'te gösterilmiştir.



Şekil 3.65. Homojen meme modelinde (x: 0, y: 20) konumundaki 2 mm, 4 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm ve 16 mm çaplı tümörlerin tümör yanıtları

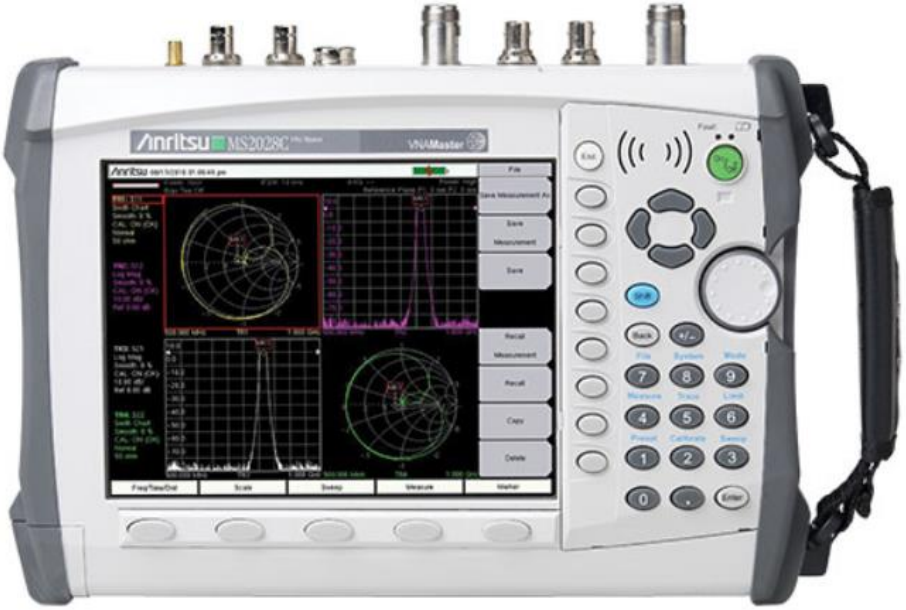
Yukarıdaki şekil, tümör boyutunun küçüldükçe tümör yanıtının da azaldığını göstermektedir.

3.3. Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sisteminin Gerçekleştirilmesi

Tezin önceki kısımlarında sunulan antenler, sinyal işleme teknikleri, radar konfigürasyonu vs. gibi bilgiler ışığında RTMDG sistemi gerçekleştirilmiştir. Monostatik radar olarak çalışan bu sistemde VNA cihazı sinyal üreteci ve sinyal analizörü olarak kullanılmıştır. Sensör olarak, tez kapsamında tasarlanan ve önerilen antenler kullanılmıştır. Sistem bütün olarak gerçekleştirildikten sonra, sistemin performansı çeşitli meme fantomları ile test edilmiştir.

3.3.1. VNA'nın Radar Olarak Kullanımı

Tez kapsamında yapılan deneysel çalışmalarda, radar uygulamalarında gereksinim duyulan darbe sinyalinin üretilmesi, gönderilmesi ve alınması işlemleri Şekil 3.66'da gösterilen Anritsu MS2028C VNA cihazı kullanılarak sağlanmıştır. Cihazın başlangıç frekansı 3 GHz ve bitiş frekansı 10.6 GHz olarak ayarlanmış ve RF adaptör vasıtasıyla VNA'nın portuna bağlanan antenden Gauss darbe sinyali hedef nesneye gönderilmiştir. Hedef nesneden geri yansıyan sinyal aynı anten tarafından alınmış ve VNA'da kaydedilmiştir. Daha sonra bilgisayara aktarılan bu sinyallere gerekli sinyal işleme adımları uygulandıktan sonra tümör görüntüleri elde edilmiştir.



Şekil 3.66. Anritsu MS2028C VNA cihazı

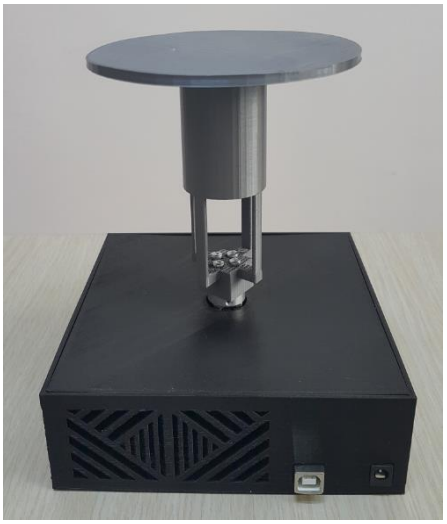
Bu cihazın maksimum dinamik aralığı -83 dB'dir. Tez kapsamında sunulan fantom hazırlama aşamasında tümör boyutu belirlenirken bu değerler dikkate alınmıştır.

3.3.2. Ölçüm Düzeneklerinin 3D Yazıcı ile Gerçekleştirilmesi

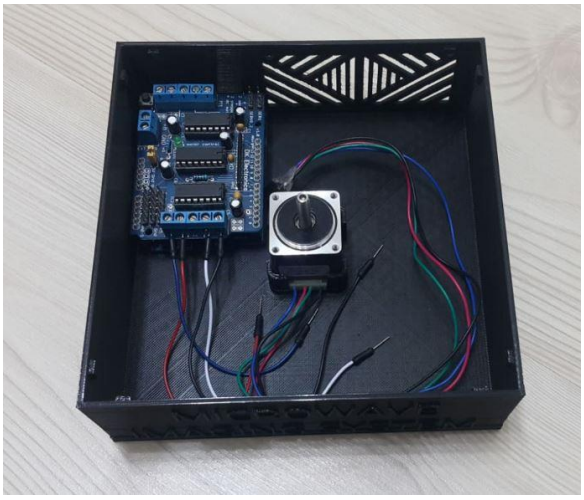
Meme fantomlarının ölçülerek tümörlerin görüntülenmesi amacıyla iki farklı monostatik ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen görüntüleme sistemlerinin amacı, meme fantomunun içindeki tümörü hızlı ve doğru bir şekilde görüntülemektir. Uyartım sinyalini göndermek ve meme fantomundan geri saçılan sinyali otomatik olarak almak için iki farklı ölçüm sistemi tasarlanmıştır. İlk sistemde meme fantomu sabit, anten ise hareketlidir. İkinci sistemde ise anten sabit, meme fantomu kendi ekseni etrafında döndürülmektedir. 3D yazıcı kullanılarak imal edilen bu sistemler Şekil 3.67(a) ve Şekil 3.67(b)'de sırasıyla gösterilmiştir.



a)



b)



c)

Şekil 3.67. Monostatik radar tabanlı ölçüm sistemi: a) birinci model, b) ikinci model, c) kontrol ünitesi

Geliştirilen ölçüm düzenekleri iki üniteden oluşmaktadır: Birinci ünite kontrol ünitesi ve ikincisi ise döner kısımdır. Kontrol ünitesi iki model için de ortaktır. Bu ünite Şekil 3.67(c)'de gösterildiği gibi Arduino Uno R3, L293d motor sürücüsü ve Nema11 step motordan oluşmaktadır.

Birinci düzeneğin döner ünitesi, antenin üzerine monte edildiği L şeklindeki koldur ve antenin meme fantomu etrafında dönmesini sağlar. Kolun uzun tarafı koaksiyel kablo ile VNA'ya bağlanan zıt kutuplu Vivaldi anteni taşırken, kısa tarafı step motorun her adımında anteni meme fantomu etrafında döndürmek için motor şaftına bağlanmıştır. Meme fantomunu yüzüstü pozisyonda taramak için basit bir masa tasarlanmıştır. Masaya 50 mm yarıçapında bir boşluk açılmış ve buraya fantomun içine yerleştirileceği yarım küre şeklinde şeffaf bir plastik kap yapıştırılmıştır. Ölçüm işlemini gerçekleştirmek için meme fantomu bu kabın içerisine yerleştirilmiştir. Basit masa ile beraber ölçüm sistemi Şekil 3.68'de gösterilmiştir.



Şekil 3.68. Zıt zutuplu Vivaldi anten ile gerçekleştirilen ölçüm sistemi

Şekil 67(b)'de gösterilen ölçüm düzeneğinin döner ünitesinin üst kısmı 60 mm yarıçapında bir daire şeklindedir. Bu dairenin üzerine hedef nesne olan meme fantomu yerleştirilmektedir. Döner ünite motor şaftına bağlıdır ve step motorun her adımında, fantomun kendi ekseni etrafında dönmesini sağlamaktadır. Fantom kendi ekseni etrafında 360 derece boyunca döndürülebilmektedir. Bu düzenekte anten sabit olarak durmakta ve fantomun her dönüş adımında yansıyan sinyali almaktadır.

3.3.3. Meme Fantomu Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan meme fantomunun hazırlanma prosedürü Lazebnik ve ark. (2005) tarafından rapor edilmiştir. Bu çalışmada Lazebnik'ten farklı olarak toz sığır jelatini ve yüzey aktif madde olarak "Fairy" bulaşık deterjanı kullanılmıştır. Fantom hazırlama prosedürü aşağıdaki gibidir:

(1) "Küçük bir beher içinde p-toluik asit (toz), n-propanol içine karıştırılır. P-toluik asit çözülene kadar karıştırılarak ısıtılır.

(2) P-toluik asit ve n-propanol solüsyonu bir Pyrex beher içinde oda sıcaklığındaki deiyonize suya karıştırılır.

(3) (2)'de üretilen karışıma 200 blum toz sığır jelatini karıştırılarak eklenir. Karışım hala oda sıcaklığında olmalıdır.

(4) Beher, bir lastik bant yardımıyla plastik bir filmle örtülür ve karışım çift kazan içinde karıştırılarak ısıtılır. (Karışımın lokal olarak aşırı ısınmasını önlemek için sıcak su ceketi beherin yanlarını ve tabanını çevrelemelidir.)

(5) Karışım şeffaf hale geldiğinde (yaklaşık 90 C°'de) ve yüzeyin altında hava kabarcığı kalmadığında, beher çift kazandan çıkarılır.

(6) Karışımın homojen hale gelmesi için karıştırılmaya devam edilir ve ardından yüzeydeki hava kabarcıkları giderilir.

(7) Beher, soğuk su banyosuna (20–25 C°) daldırılır ve karışım 50 C°'ye soğuyana kadar karıştırılır.

(8) Beher su banyosundan çıkarılır ve hâlihazırda 50 C°'de bir miktar yağ içeren başka bir behere dökülür.

(9) Çoğu yağ damlacıklarının çapı yaklaşık 0,2 mm'den küçük olana kadar karışım, kuvvetlice karıştırılır.

(10) Kuvvetli bir şekilde karıştırmaya devam edilerek ve bir şırınga kullanılarak, "Fairy Saf" sıvı yüzey aktif madde çözeltiye eklenir. Emülsiyon tek tip ve neredeyse beyaz olmalıdır.

(11) Beher karıştırılırken soğuk su banyosuna kısmen batırılarak emülsiyon 40 C°'ye kadar soğutulur. (Tekdüzelik sağlamak için kuvvetli karıştırma artık gerekli değildir.)

(12) Bir iğne ve şırınga kullanılarak formaldehit (ağırlıkça %37 formaldehit) çözeltiye eklenir ve karıştırılır.

(13) Karışım su banyosunda yaklaşık 34 ◦C'ye soğutulur. Katılaşması için bir kalıba dökülür. Jelatinin formaldehit çapraz bağlanmasının tamamlanması için en az 3 gün beklenir."

Yukarıdaki adımlar uygulandıktan sonra, yarım küre şekilli kap içerisinde kuruyan ve katılaşan meme fantomu kaptan çıkarılır.

Fantom hazırlanırken kullanılan malzemelerin miktarları fantomun elekriksel özelliklerini belirlemektedir. Bu tez çalışmasında hazırlanan yağ ve tümör fantomlarını oluşturan bileşenlerin miktarı (Porter ve ark. 2010) 'da verilmiştir ve Çizelge 3.7'de sunulmuştur.

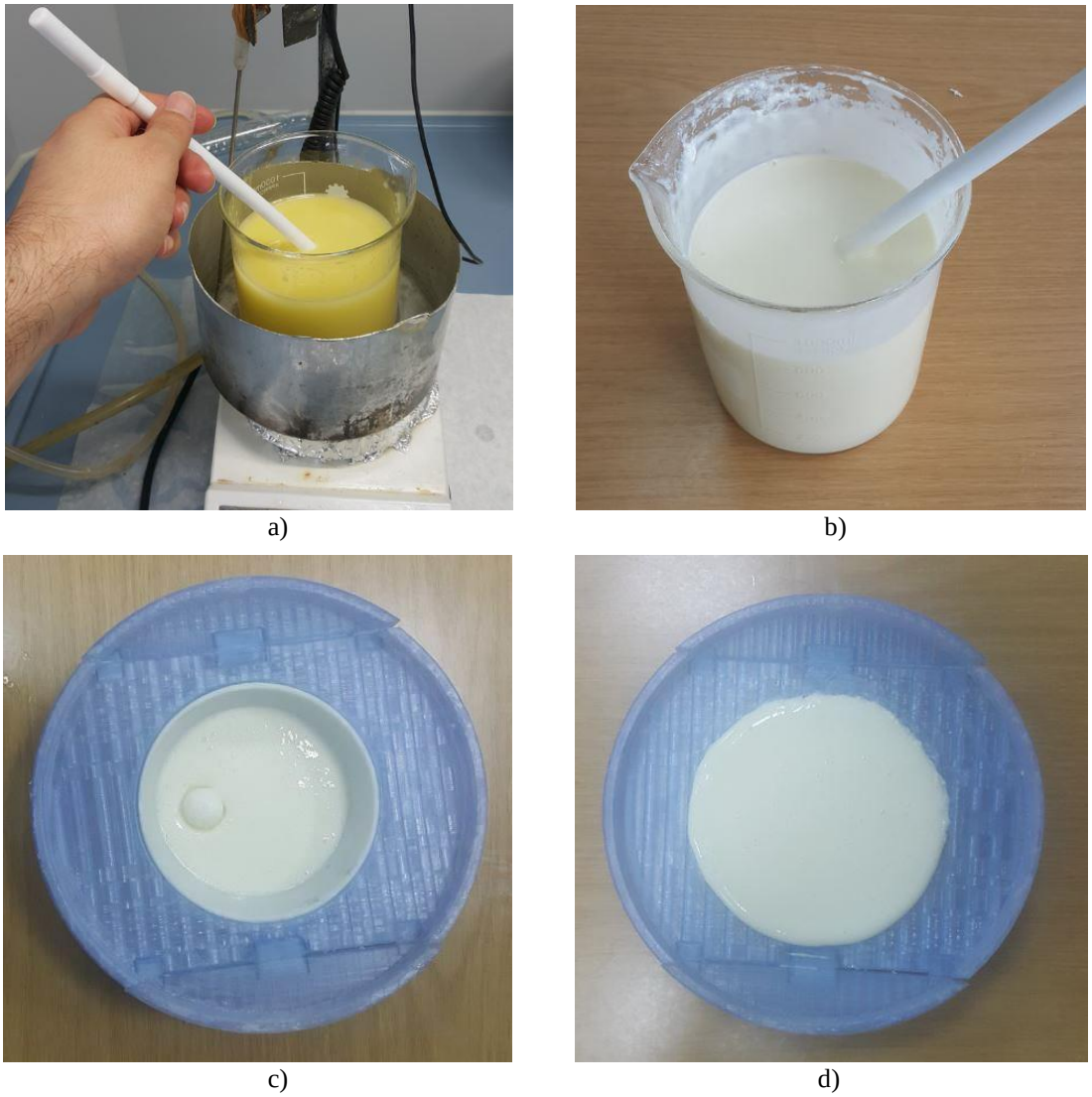
Çizelge 3.7. Farklı doku fantomları için kullanılan bileşenler ve miktarları

Bileşen	**Yağ Dokusu**	**Tümör**
p-toluic asit (g)	0.133	0.346
n-propanol (mL)	6.96	17
Saf su (mL)	132.7	328
200 Bloom jelatin (g)	24.32	58.67
Formaldehit (%37) (g)	1.53	3.72
Yağ (Aspir yağı + Kerosen)(mL)	265.6	38.4
Bulaşık deterjanı (mL)	12	2

Simülasyon uygulamalarının aksine, gerçek sistemlerin tümör algılama kapasitesi, kullanılan VNA'nın dinamik aralığına büyük ölçüde bağlıdır. Bu nedenle, glandüler doku tümör cevabını zayıflatıp ve saptamayı zorlaştıracağı için, bu bölümde sadece homojen fantom (tamamen yağlı) kullanılmıştır.

Yağ fantomu 100 mm çapındadır ve içerisine 19 mm çapında tümör (-30, 0, 20) yerleştirilmiştir. Hazırlanan yağ fantomunun elektriksel geçirgenliği, CST MWS'de modellenen yağ dokusunun elektriksel geçirgenliğinden daha fazladır. Deneysel çalışmada kullanılan VNA'nın dinamik aralığı çok küçük tümörleri tespit etmek için yeterince yüksek olmadığından (maksimum -83 dB), tümör boyutu erken teşhis evresi olarak kabul edilen 1. evre tümör boyutunu geçmeyecek şekilde olabildiğince büyük seçilmiştir (1. evrede tümör boyutu maksimum 20 mm olabilir).

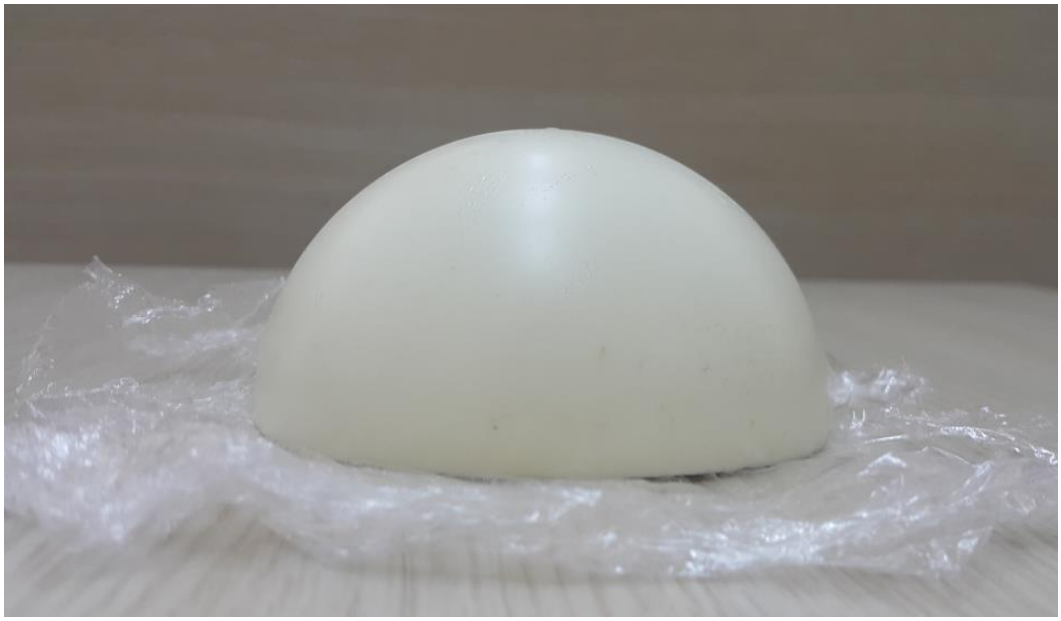
Çözelti, Şekil 3.69(a) ve Şekil 3.69(b)'deki gibi hazırlanmış ve bir kısmı yarım küre şeklindeki kalıba dökülmüştür. Birinci tabaka biraz katılaştıktan sonra, önceden oluşturulan tümör fantomu, Şekil 3.69(c)'de gösterildiği gibi istenen konuma (-30, 0, 20) yerleştirilmiştir. Son olarak, kalan yağ fantomu çözeltisi, Şekil 3.69(d)'deki gibi birinci katmanın üzerine döküldü ve fantom, 3 gün boyunca katılaşmaya bırakıldı. İşlem tamamlandıktan sonra meme fantomu kalıptan çıkarıldı. Bütün doku fantomları için aynı prosedür kullanılmakta, sadece bileşenlerin kullanım miktarları Çizelge 3.7'de de gösterildiği miktarlarda değiştirilmektedir.



a) b) c) d)

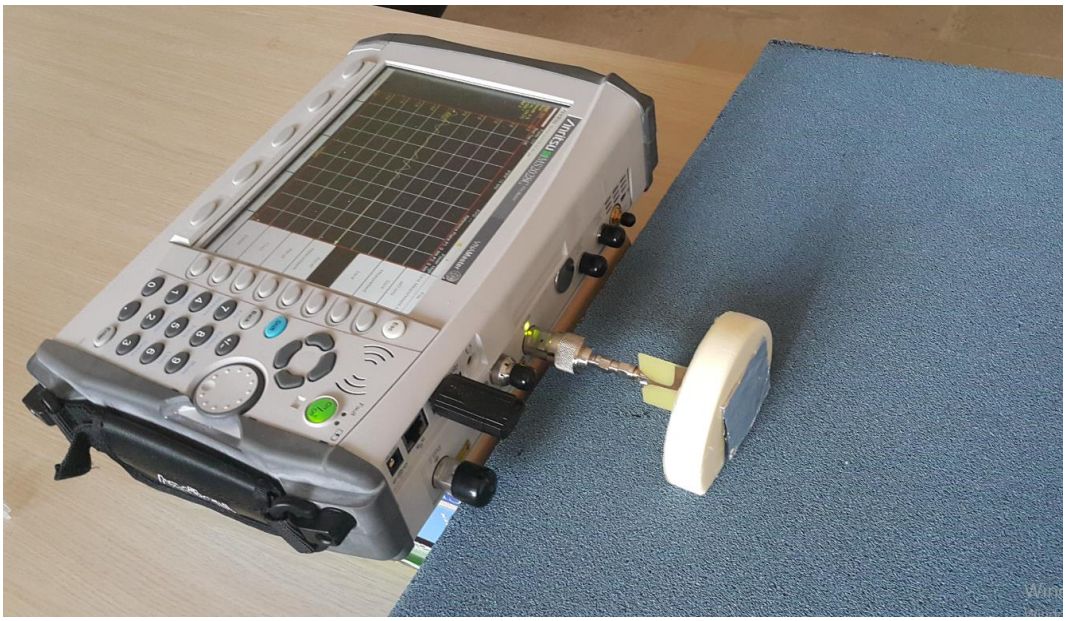
Şekil 3.69. Fantom hazırlama aşamaları: a) yağ-jelatin emülsiyonu, b) kalıba dökülmeye hazır fantom, c) tümörün yağ fantomu içerisine konumlandırılması, d) fantomun kalıba dökülmesi

Kalıp içerisinde kurumaya bırakılan fantom 3 gün sonunda kaptan çıkarılmıştır. Şekil 3.70'te görüldüğü gibi katılaşmış halde yarım küre şekilli bir meme fantomu elde edilmiştir. Bu fantom, yağ ve su içerikli olduğundan dolayı açık havada sıcaktan etkilenmektedir. Fantomun uzun süre kullanılabilmesi için (yaklaşık 6 ay) kapalı ve serin bir ortamda muhafaza edilmesi gerekmektedir.



Şekil 3.70. Kalıptan çıkarılan meme fantomu

Hazırlanan yağ fantomunun elektriksel geçirgenliğini ölçmek için, bir metal plaka ile VNA'ya bağlı Vivaldi antenin arasına Şekil 3.71'de görüldüğü gibi 17,5 mm kalınlığında düzlemsel yağ fantomu yerleştirilmiştir.



Şekil 3.71. Yağ fantomunun dielektrik değerinin ölçülmesi

Gauss darbesi gönderilerek, metalden yansıyan sinyalin gidiş dönüş süresi 0.364 ns olarak bulunmuştur. Eşitlik (3.14) kullanılarak yağ fantomundan geçen dalganın hızı 3,12 m/s olarak bulunmuştur. Bu değer Eşitlik (3.16)'da kullanılmış ve yağ fantomunun bağıl elektriksel geçirgenliği 9.734 olarak hesaplanmıştır. Bu sonucun (Porter ve ark. 2010)'da üretilen ve ölçülen yağ fantomunun bağıl elektriksel geçirgenliği ile hemen hemen uyumlu olduğu gözlenmiştir.

Sonuç olarak, bu bölümde sunulan antenlerin ve bütün olarak mikrodalga görüntüleme sistemlerinin performansını deneysel ortamda test edebilmek amacıyla yarım küre şekilli, anatomik ve elektriksel olarak gerçekçi meme fantomları oluşturulmuştur.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde ilk olarak, önerilen antenlerin RTMDG sisteminde kullanımının uygunluğu simülasyon çalışmalarıyla test edilmiştir. Antenler, simülasyon ortamında oluşturulan görüntüleme sisteminde sensör olarak kullanılmış ve farklı yoğunluktaki meme modelleri içerisindeki 1 mm yarıçaplı tümörler başarıyla görüntülenmiştir. Ayrıca, meme yoğunluğuna göre, gönderilen sinyalin alıcı anten tarafından alınana kadar ne oranda bozulmaya uğradığı, tümör cevabının nasıl azaldığı ve görüntülemenin nasıl etkilendiği sunulmuştur.

Simülasyon çalışmasının ardından, iki sistem de deneysel olarak test edilmiştir. Birinci düzenekte fantom sabit tutulmuş ve zıt kutuplu Vivaldi antenin fantom etrafından dairesel olarak 360 derece boyunca hareket ettirilmesi sağlanmıştır. İkinci düzenekte ise geleneksel Vivaldi anten sensör olarak kullanılmıştır. Sistemde anten sabit tutulmuş, fantomun kendi ekseni etrafında belirli aralıklarla 360 derece boyunca dönmesi sağlanmıştır. Her adımda ölçümler alınmış ve VNA'da kaydedilmiştir. Daha sonra, kaydedilen sinyaller bilgisayara aktarılmış ve 3. bölümde sunulan sinyal işleme teknikleri kullanılarak fantom içerisindeki tümör görüntülenmiştir. İki düzenek de 3D yazıcıyla düşük maliyetli bir şekilde üretilmiştir.

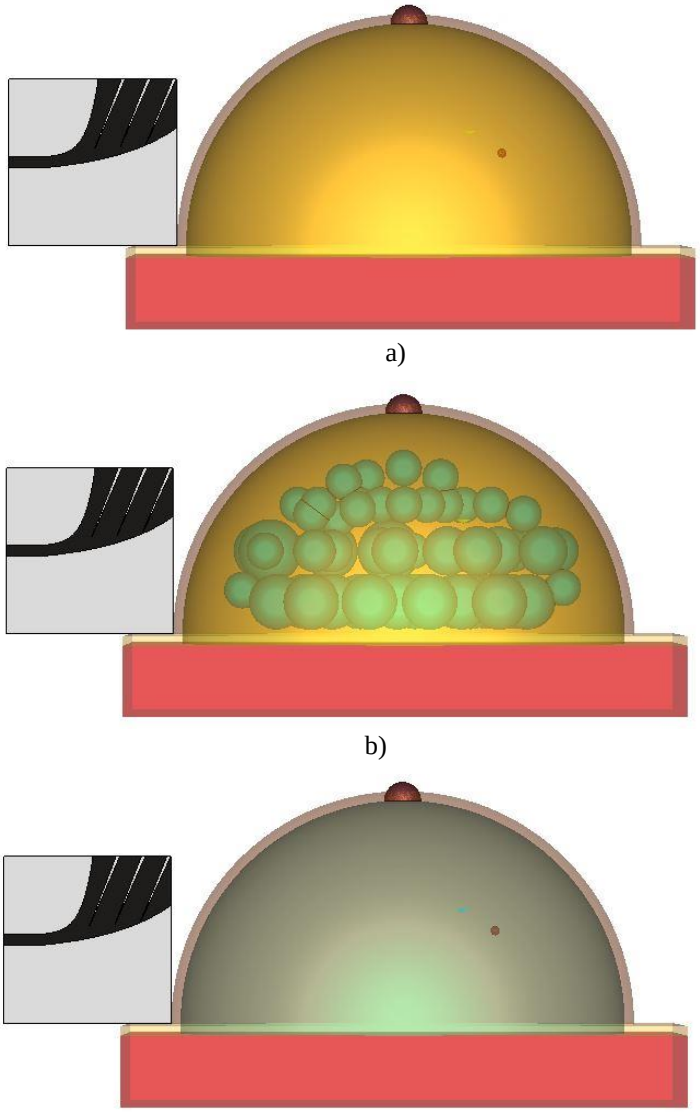
4.1. Mikrodalga Görüntüleme ile Meme Kanseri Tespiti Simülasyonu

Önerilen antenlerin hem simülasyon sonuçları hem de ölçüm sonuçları, bunların RTMDG için gerekli ihtiyaçları karşılayan antenler olduğunu göstermişti. Bu kısımda, önerilen antenler sensör olarak kullanılarak, farklı yoğunluğa sahip meme modelleri içerisindeki çok küçük tümörlerin tespiti amaçlanmıştır. Antenler, sistem içerisinde hem verici hem de alıcı anten olarak kullanılmıştır. Memeye 3.1 – 10.6 frekans aralığında bir Gauss darbe sinyali gönderilmiş ve geri yansıyan sinyaller toplanmıştır. Sonrasında, geleneksel sinyal işleme adımları uygulanarak tümör görüntüleri elde edilmiştir.

4.1.1. Önerilen Zıt Kutuplu Vivaldi Antenin Mikrodalga Görüntülemede Kullanılması

Bu çalışmada, önerilen zıt kutuplu Vivaldi antenin performansının görüntüleme sistemi içerisinde analiz edilebilmesi için CST MWS ortamında farklı yoğunlukta

anatomik ve elektriksel olarak gerçekçi üç meme modeli tasarlanmıştır. Antenin ölçüm pozisyonu ve yarım küre şekilli meme modelleri Şekil 4.1'de gösterilmiştir.

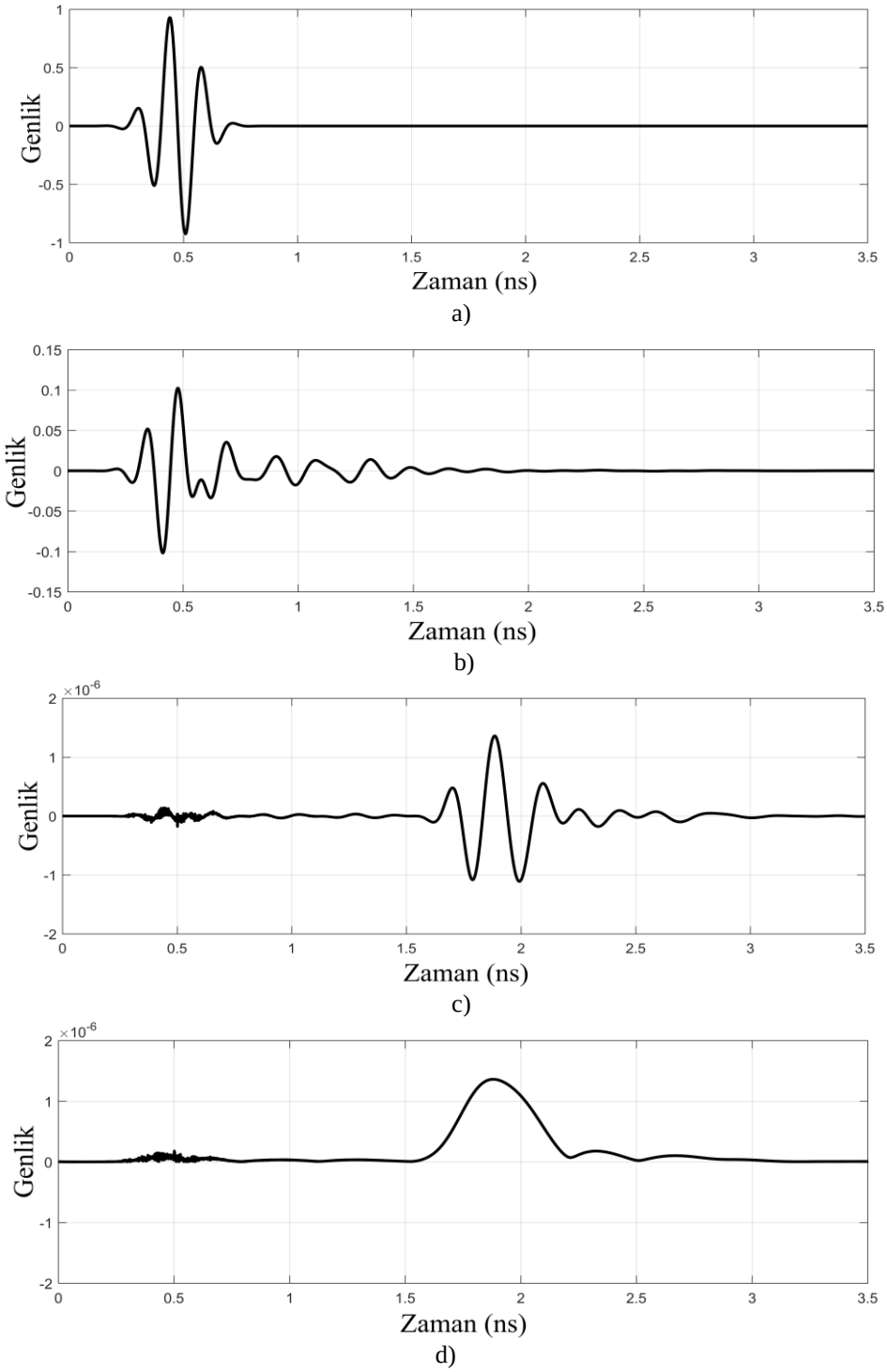


Şekil 4.1. Zıt kutuplu Vivaldi anten ve farklı yoğunluklarda meme modelleri: a) homojen, b) heterojen, c) aşırı yoğun

Meme modelleri 50 mm yarı çaplı küre şeklinde olup, (20, 0, 20) konumuna 1 mm yarıçaplı küresel tümör yerleştirilmiştir.

3. bölümde sunulan sinyal işleme tekniklerinin uygulanmasının adım adım gösterilmesi için, Gauss sinyalinin verici antenden gönderilmesinden, tümör yanıtı zarf sinyalinin elde edilmesine kadar olan aşamalar sunulmuştur. Şekil 4.2(a)'da antenden gönderilen uyartım sinyali görülmektedir. Bu sinyal 3.1-10.6 GHz frekans aralığında bir Gauss darbe sinyalidir. Bu sinyal memeye çarptıktan sonra geri yansımakta ve yansıyan

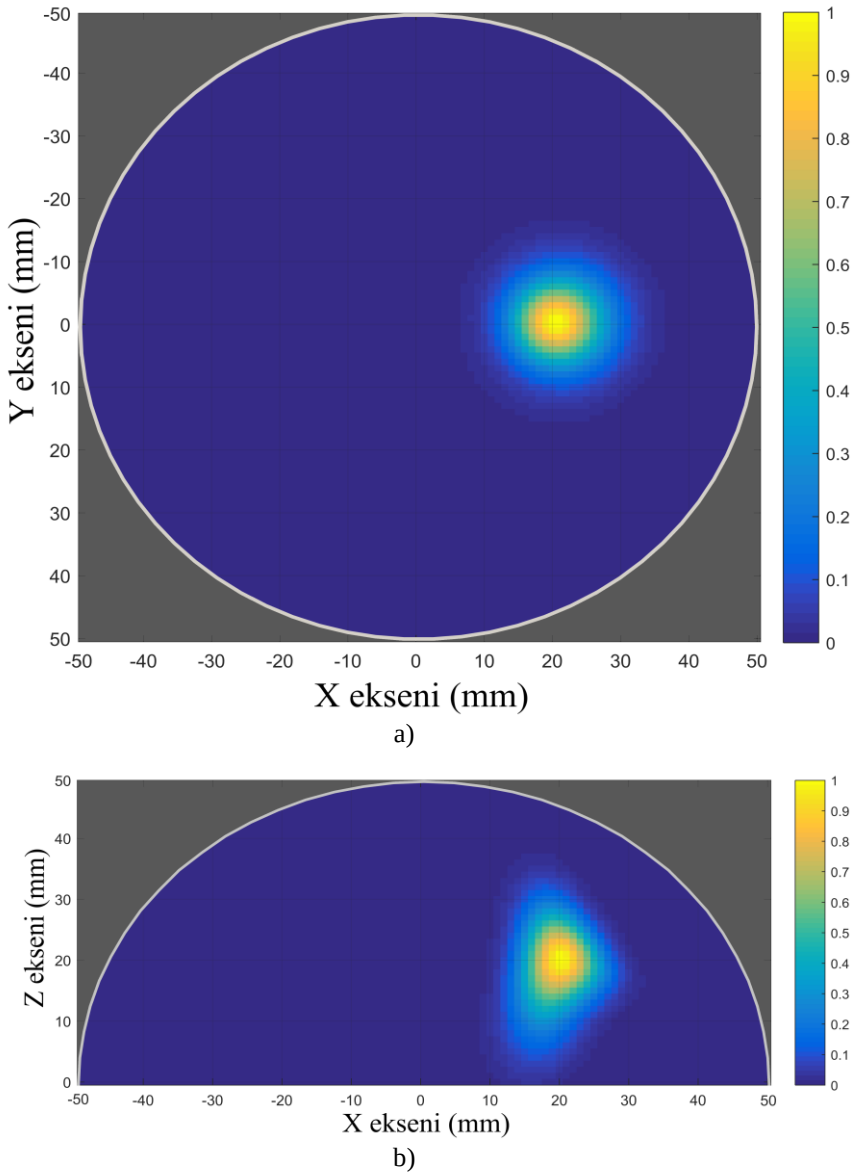
sinyal aynı anten tarafından alınmaktadır. Şekil 4.2(b)'de memeden yansıyan sinyal gösterilmiştir. Alıcı tarafından alınan sinyal memenin farklı dokularından yansıyan sinyallerin toplamıdır ve sadece tümörden yansıyan sinyalin elde edilmesi için kalibrasyon (filtreleme) işlemi uygulanmıştır.



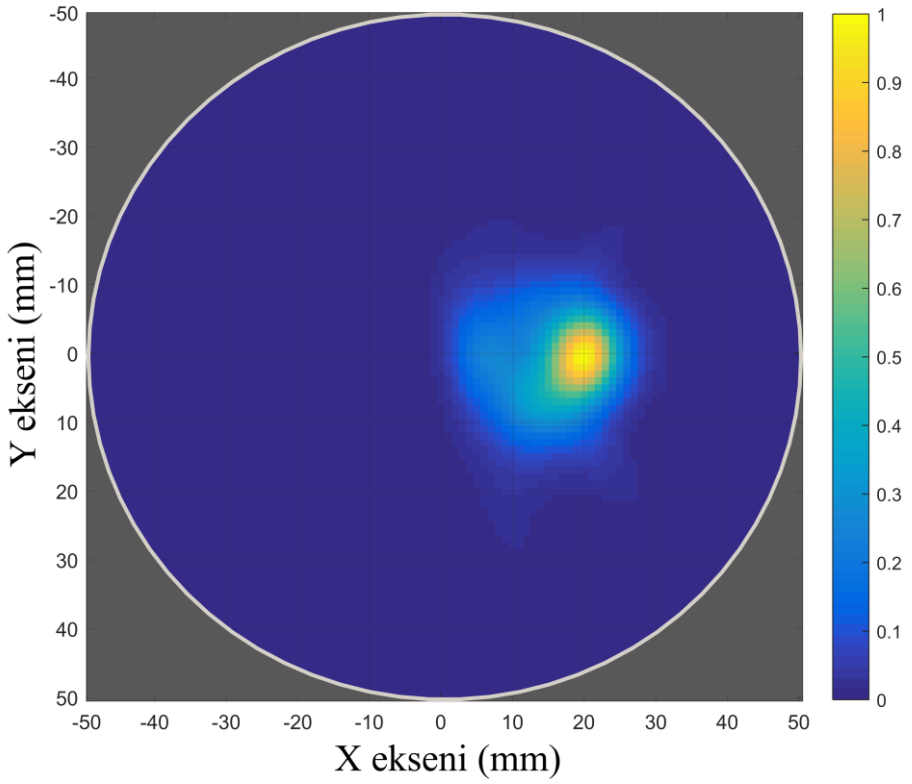
Şekil 4.2. Uyartım sinyali (a), alınan sinyal (b), kalibre edilmiş sinyal (c), kalibre edilmiş sinyalin zarfı (d)

Şekil 4.2(c)'de sadece tümörden yansıyan sinyal görülmektedir. Bu sinyalin genliğinin, alınan toplam sinyalin genliği ile karşılaştırıldığında oldukça düşük olduğu görülmektedir. Kalibrasyon işleminden sonra, Hilbert dönüşümü kullanılarak tümörden yansıyan sinyalin zarfı elde edilmiştir (Şekil 4.2(d)). Bu işlem sayesinde Gauss sinyalindeki sıfır geçişleri ortadan kaldırılmış ve tepe şekilli bir sinyal elde edilmiştir. Tepe sinyalinin en üst noktası tümör konumunu vermektedir.

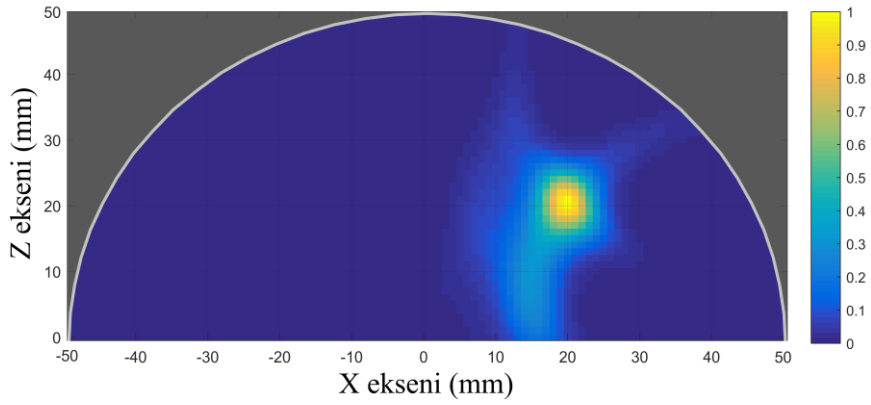
Tüm sinyal işleme adımları uygulandıktan sonra, tamamen yağlı (homojen), heterojen ve aşırı yoğun meme modellerinin X-Y ve X-Z düzleminde 2 boyutlu olarak oluşturulan enerji profilleri Şekil 4.3, Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te sırasıyla gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Homojen memenin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [20, 0,20])

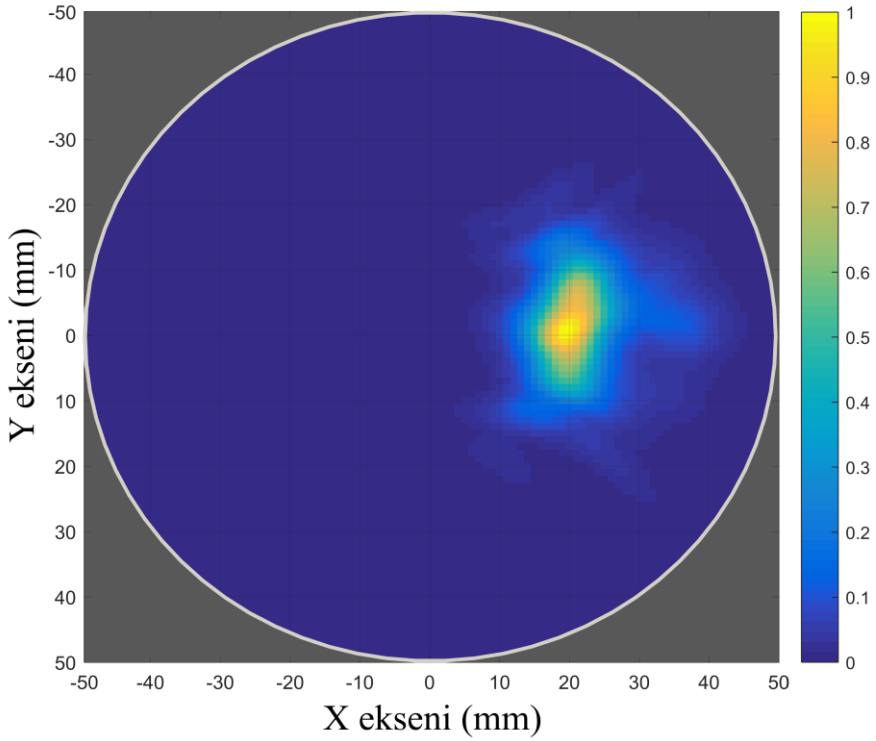


a)

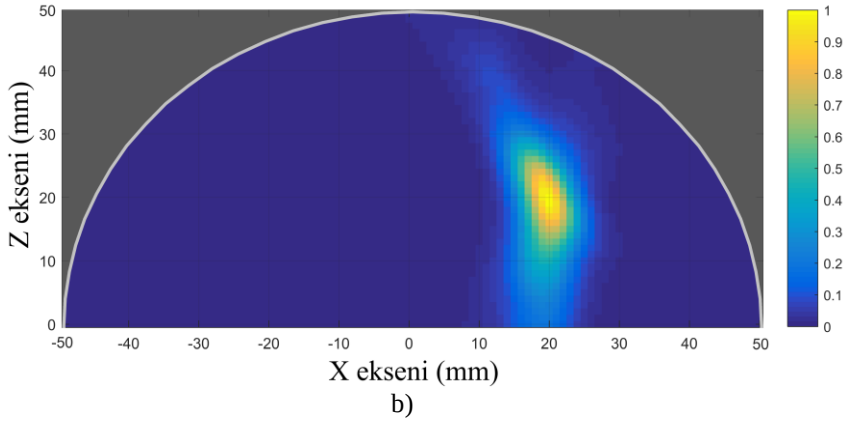


b)

Şekil 4.4. Heterojen memenin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [20, 0,20])



a)



b)

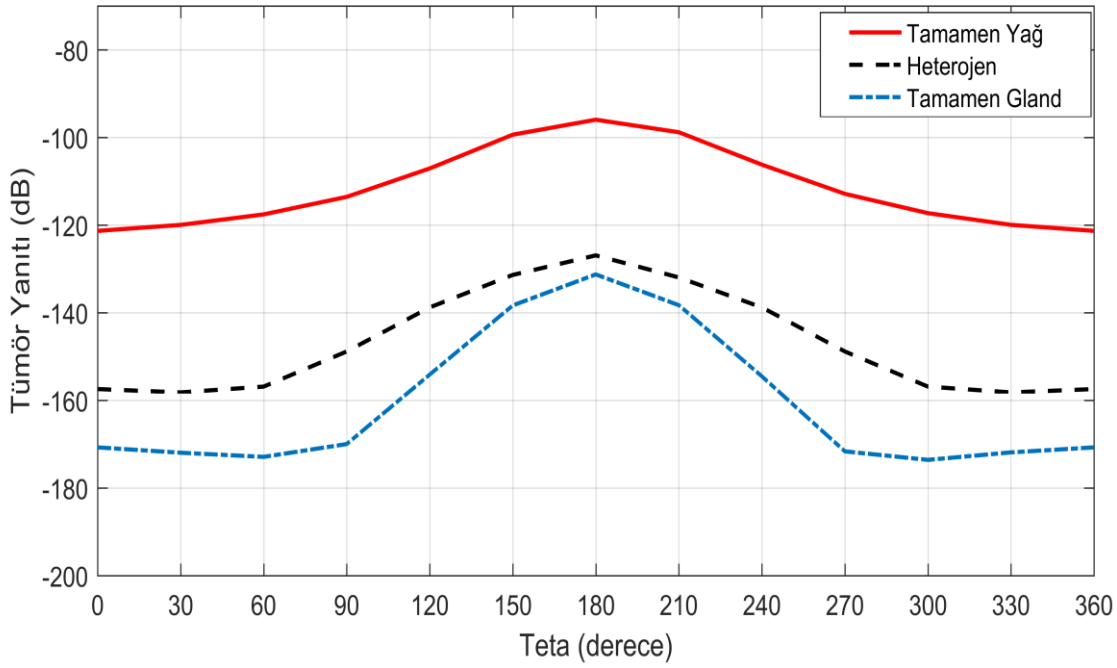
Şekil 4.5. Aşırı yoğun (tamamen glandüler) memenin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [20, 0,20])

Şekil 4.3'te görüldüğü gibi, düşük yoğunluğa sahip tamamen yağlı meme modeli içindeki tümör, X-Y ve X-Z düzlemlerinde tam doğru konumda görüntülenmiştir. Ayrıca, görüntülerdeki gürültü seviyesi oldukça düşüktür. Bununla birlikte, Şekil 4.4 ve Şekil 4.5 incelendiğinde, heterojen ve aşırı yoğun meme modellerinde tümör doğru konumda görüntülenmesine rağmen küçük sapmalar olduğu görülmektedir. Ayrıca, görüntülerde bir miktar gürültü olduğu görülmektedir. Bunun nedeni fibroglandüler dokunun neden olduğu sinyal bozulmasıdır.

Öte yandan meme içinden geçen elektromanyetik dalganın zayıflaması nedeniyle meme yoğunluğu tümör yanıtını etkilemektedir. Deneysel çalışmalar için tümör yanıtı önemli bir parametredir ve küçük bir tümörü saptamak için VNA cihazının dinamik aralığı yüksek olmalıdır. Tümör yanıtı (dB cinsinden) Eşitlik (4.1)'de gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır (Gabriel ve ark. 1996):

$$Tümör\ Yanıtı(dB) = 20 \cdot log\left(\frac{(S_i^T)_{pik-pik}}{S(t)_{pik-pik}}\right) \tag{4.1}$$

Şekil 4.6'da, farklı yoğunluklu üç meme modeli için (20, 0, 20) konumundaki tümörün açıya karşı tümör yanıtları (dB cinsinden) gösterilmektedir.

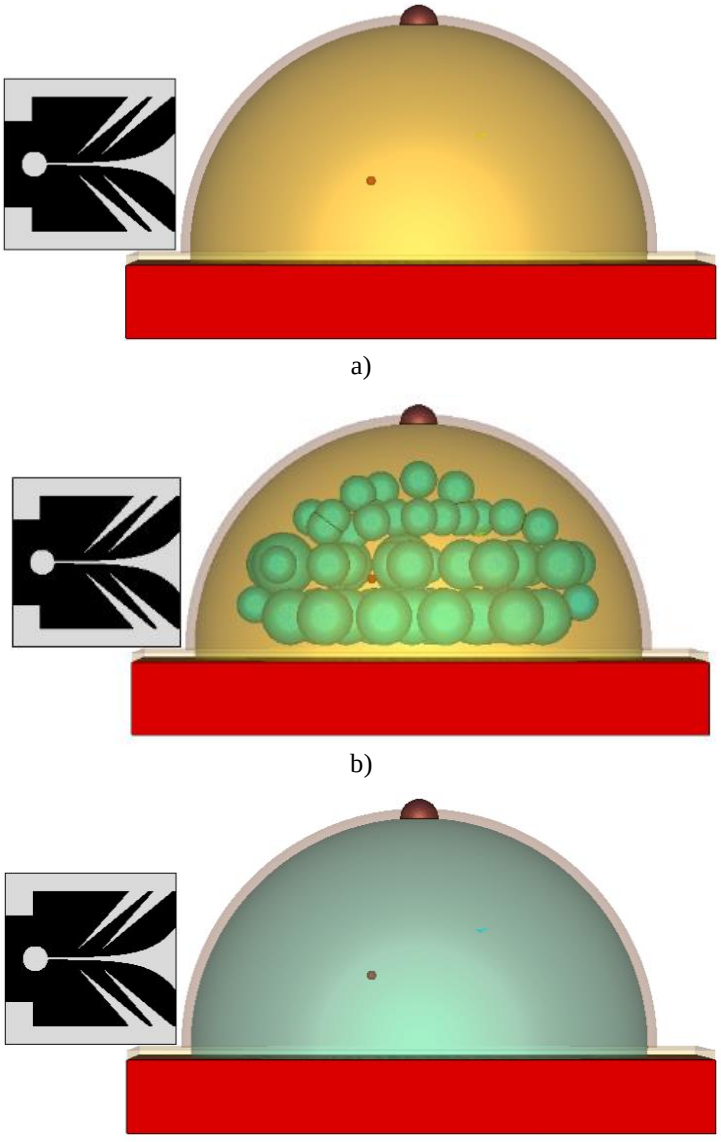


Şekil 4.6. Farklı yoğunluklu meme modellerinde tümör yanıtının anten açısına göre değişimi (Tümör konumu: [20, 0, 20])

Her anten konumunda tümör ile anten arasındaki mesafe değiştikçe, tümör tepkisi de açıya bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca meme yoğunluğu arttıkça tümör yanıtı azalmaktadır. Bu durum, fibroglandüler dokunun tümör yanıtını olumsuz etkilediğini göstermektedir.

4.1.2. Önerilen Vivaldi Antenin Mikrodalga Görüntülemede Kullanılması

Önceki kısımda, tez kapsamında önerilen zıt kutuplu Vivaldi anten kullanılarak elde edilen görüntüleme sonuçları sunulmuştu. Bu kısımda ise yine tez kapsamında önerilen Vivaldi anten kullanılarak oluşturulan tümör görüntüleme sonuçları sunulmuştur. Uygulamada kullanılan meme modelleri, önceki kısımda kullanılan modellerle aynı olmakla beraber, 1 mm yarı çaplı tümör (-10, -10, 15) koordinatlı konuma yerleştirilmiştir. Tümörlerin görüntülenmesi için aynı sinyal işleme adımları uygulanmıştır. Ölçüm sırasında antenin pozisyonu ve meme modelleri Şekil 4.7'de gösterilmiştir.



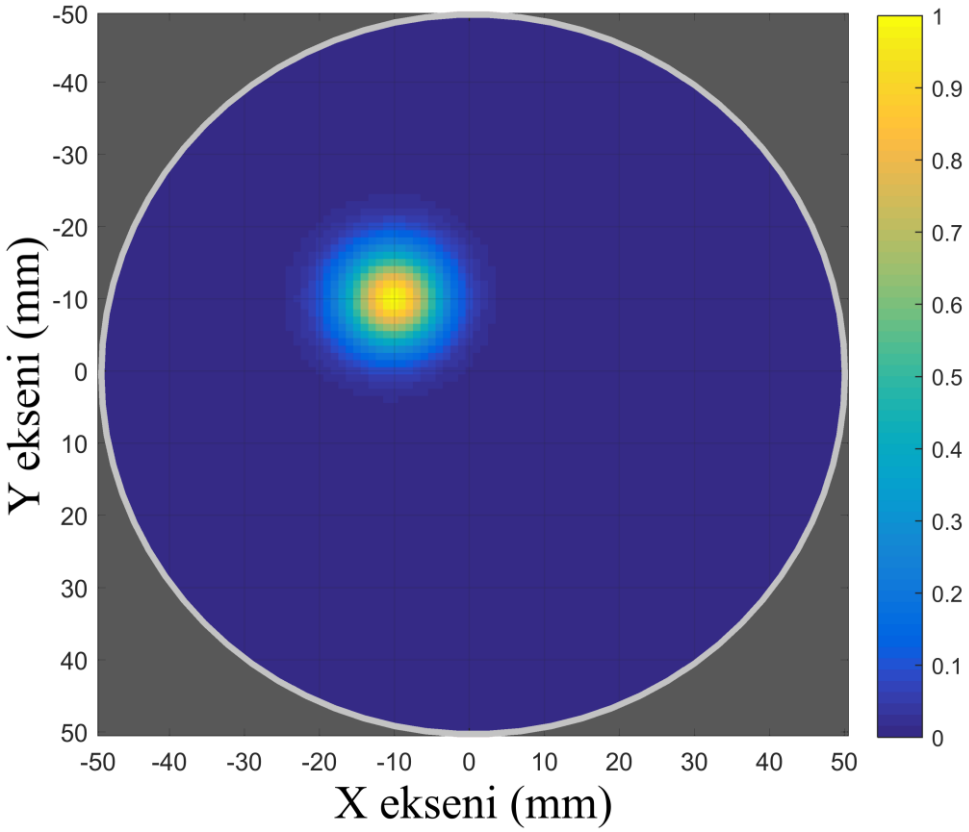
a)

b)

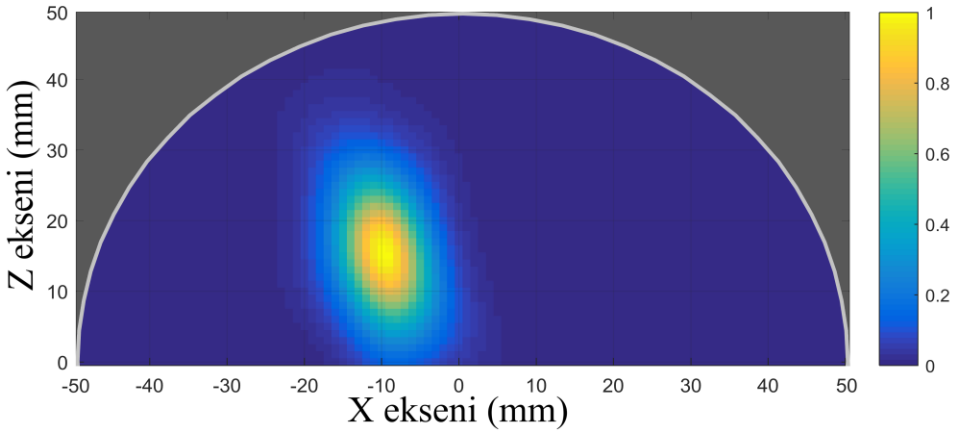
c)

Şekil 4.7. Vivaldi anten ve farklı yoğunluklarda meme modelleri:
a) homojen, b) heterojen, c) aşırı yoğun

Tüm sinyal işleme adımları uygulandıktan sonra, (-10, -10, 15) konumunda tümör bulunan tamamen yağlı (homojen), heterojen ve aşırı yoğun meme modellerinin önerilen Vivaldi anten kullanılarak X-Y ve X-Z düzleminde 2 boyutlu oluşturulmuş enerji profilleri Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da sırasıyla gösterilmiştir.

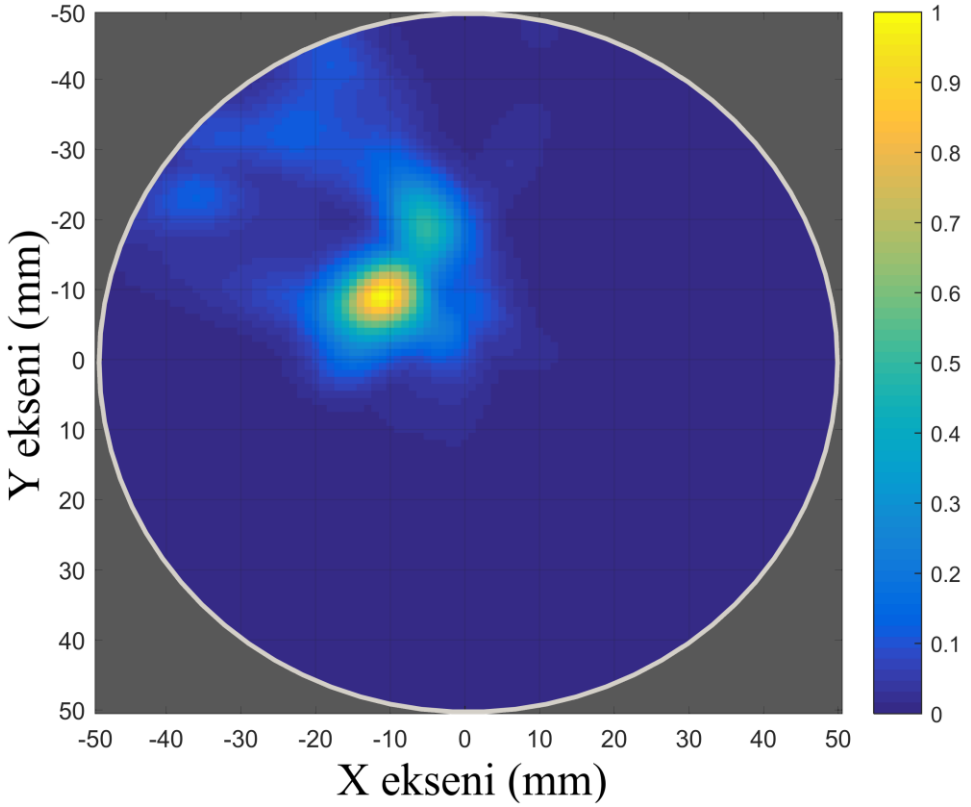


a)

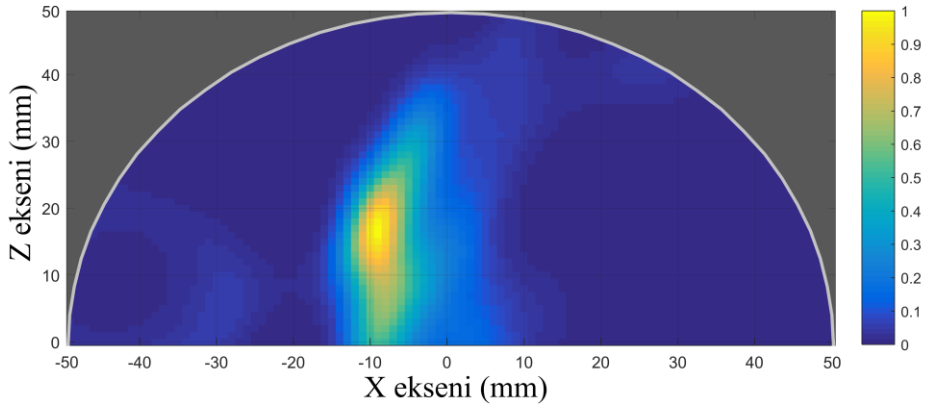


b)

Şekil 4.8. Homojen meme modelinin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [-10, -10, 15])

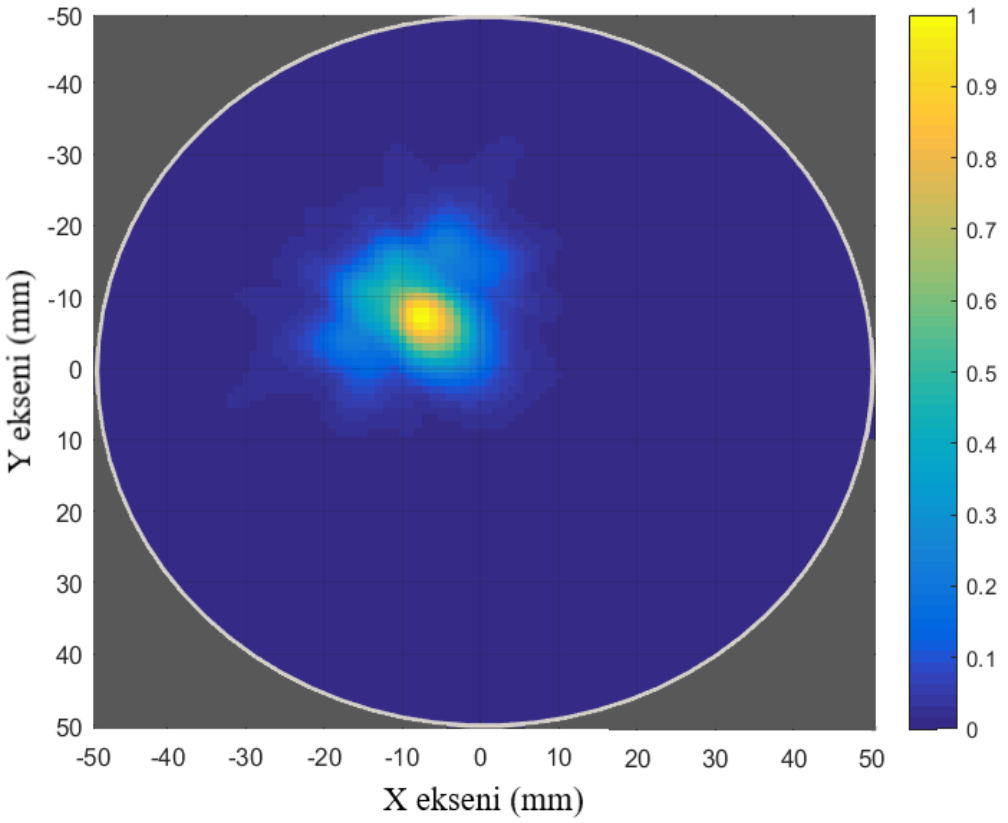


a)

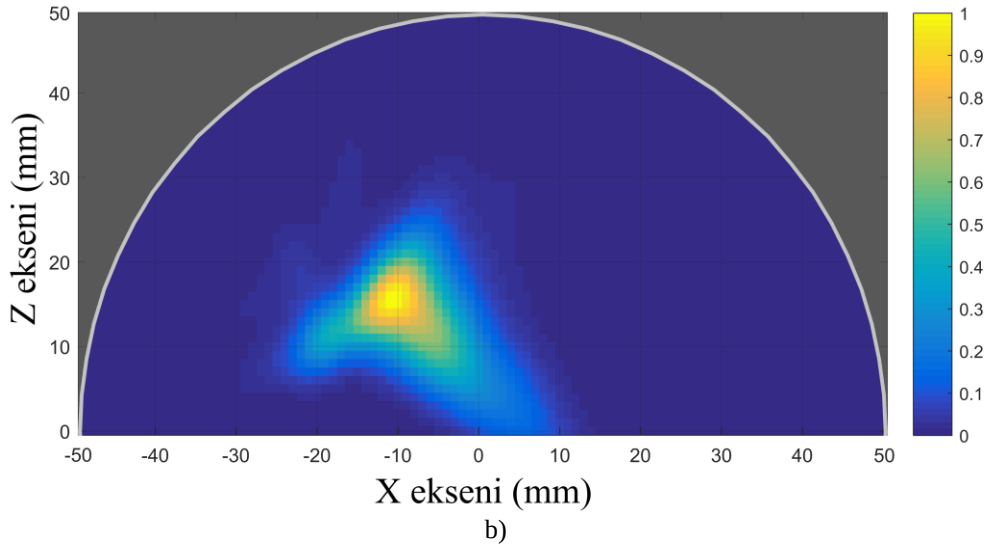


b)

Şekil 4.9. Heterojen meme modelinin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [-10, -10, 15])



a)



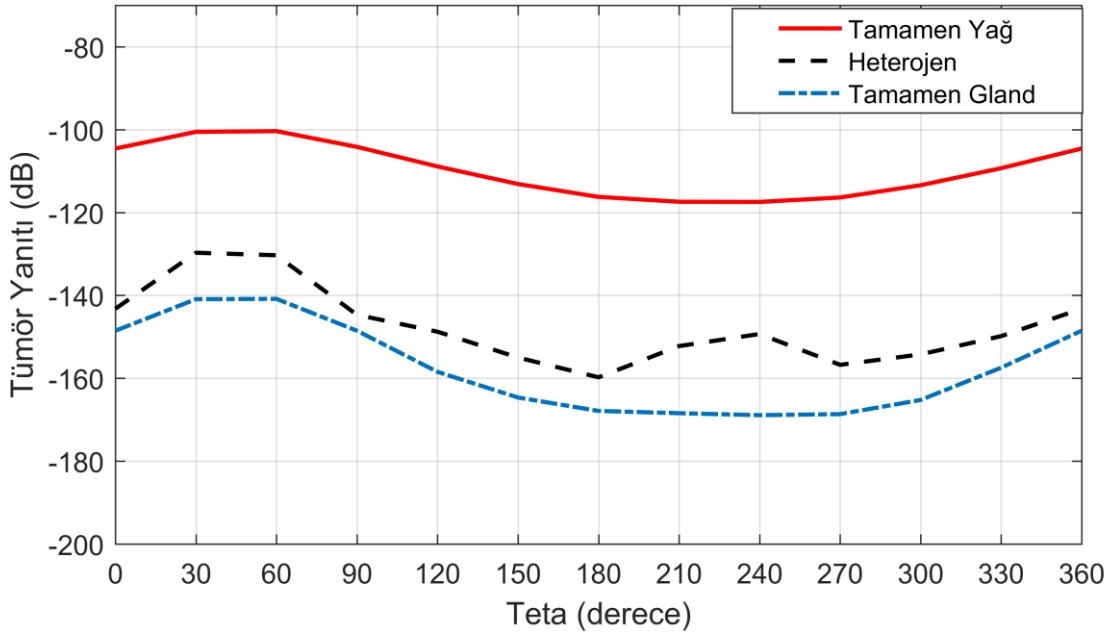
b)

Şekil 4.10. Aşırı yoğun (tamamen glandüler) meme modelinin 2 boyutlu enerji profili: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi (Tümör konumu: [-10, -10, 15])

Şekil 4.8'de tamam yağ dokusundan oluşan düşük yoğunluklu meme modeli içerisindeki 1 mm yarı çaplı tümör çok düşük gürültü ile doğru lokasyonda

görüntülenmiştir. Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'daki yoğun meme modellerinde ise daha fazla gürültülü ama yine de doğru konumda görüntüleme gerçekleştirilmiştir. Bu sonuçlar, önerilen Vivaldi ve zıt kutuplu Vivaldi antenlerin meme kanserinin mikrodalga tekniği ile görüntülenmesi uygulamalarında kullanılmaya uygun olduğunu göstermektedir.

Şekil 4.11'de, her üç meme modeli için (-10, -10, 15) konumundaki tümörün tümör yanıtları (dB cinsinden) gösterilmektedir.



Şekil 4.11. Farklı yoğunluklu meme modellerinde tümör yanıtının anten açısına göre değişimi (Tümör konumu: [-10, -10, 15])

Meme kanserinin gerek mevcut klasik yöntemlerle gerekse mikrodalga tekniği ile görüntülenmesindeki en büyük zorluklardan biri memenin yoğunluğudur. Memenin yoğunluğu, meme içerisindeki yağ-fibroglandular doku miktarına göre değişmektedir. Yağ dokusu arttıkça meme yapısının yoğunluğu azalmaktayken, fibroglandular doku miktarı arttıkça meme yoğunluğu da artmaktadır. Tümör ile fibroglandular dokunun mikrodalga frekanslarında elektriksel özellikleri birbirine yakın olduğundan dolayı, yoğun meme içerisindeki tümörlerin tespiti zorlaşmaktadır. Buna rağmen, yapılan simülasyon çalışmaları, tez kapsamında önerilen antenlerin farklı yoğunluktaki meme modelleri içerisine yerleştirilmiş 1 mm yarıçaplı çok küçük tümörleri tespit edebildiğini göstermiştir.

4.2. Deneysel Çalışma

Önerilen antenlerin ve bütün görüntüleme sisteminin başarısını görmek için deneysel çalışma yapmak çok önemlidir. Bu amaçla, öncelikle meme fantomu yerine kanola yağı kullanılarak bir ön çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu ön çalışma ile antenlerin, görüntüleme algoritmalarının ve görüntüleme sistemlerinin uygunluğu test edilmiştir.

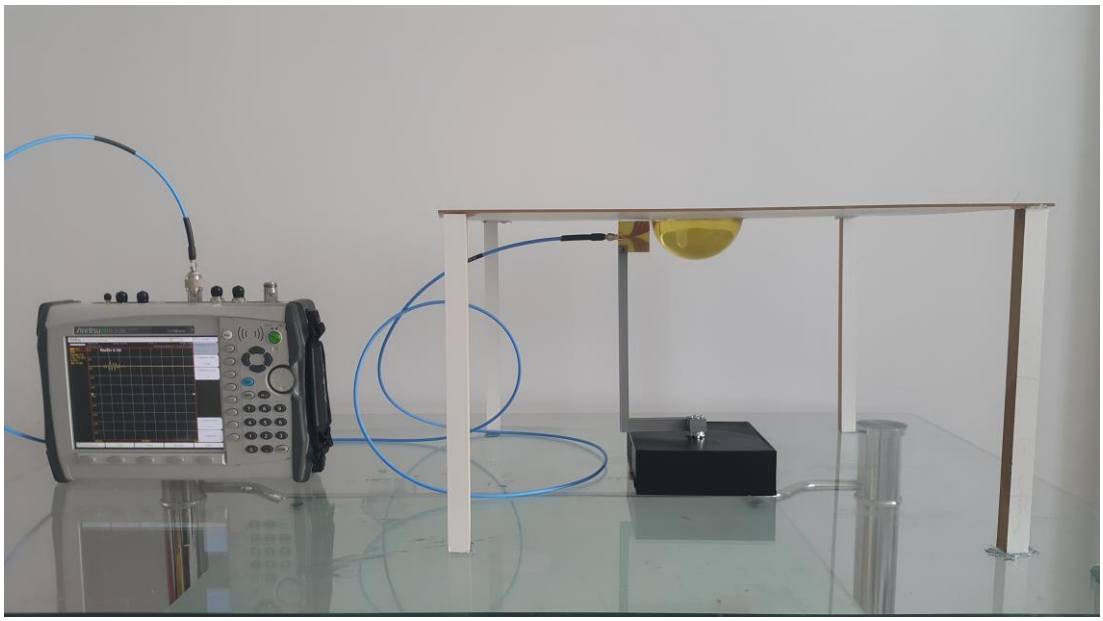
Daha sonra, gerçek uygulamalara yaklaşmak amacıyla meme yapısını taklit eden, elektriksel ve anatomik olarak gerçekçi, yarı-küresel, jelatin-yağ tabanlı meme fantomu hazırlanmıştır. Hazırlama aşamaları 3. bölümde sunulmuştur.

4.2.1. Fantom Olarak Kanola Yağı ile Yapılan Ölçümler

Gerçekçi meme fantomu içerisindeki tümörün görüntülenmesi öncesinde, önerilen Vivaldi ve zıt kutuplu Vivaldi antenin deneysel ortamda performansının test edilmesi için bazı ön çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Böylece antenler haricinde sinyal işleme algoritmalarının ve bütün görüntüleme sisteminin doğru çalışıp çalışmadığı gözlemlenmiştir. Meme fantomu yerine 100 mm çapında şefaf yarım küre şekilli plastik kap içerisine kanola yağı doldurulmuştur. Kanola yağının tercih edilmesinin sebebi elektriksel özelliklerinin düşük yoğunluklu yağ dokusuna yakın olmasıdır (Adnan ve ark. 2012), Garrett ve ark. (2015). Tümörü temsilen 4 cm boyunda ve 1 cm çapında plastik silindirik kap içerisine su doldurulmuştur. Daha sonra bu nesne, yarım küre şekilli kap içerisindeki yağın içine konumlandırılmıştır. Çalışmalar, zıt kutuplu Vivaldi anteni kullanan sistem ile Vivaldi anteni kullanan sistem için ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir.

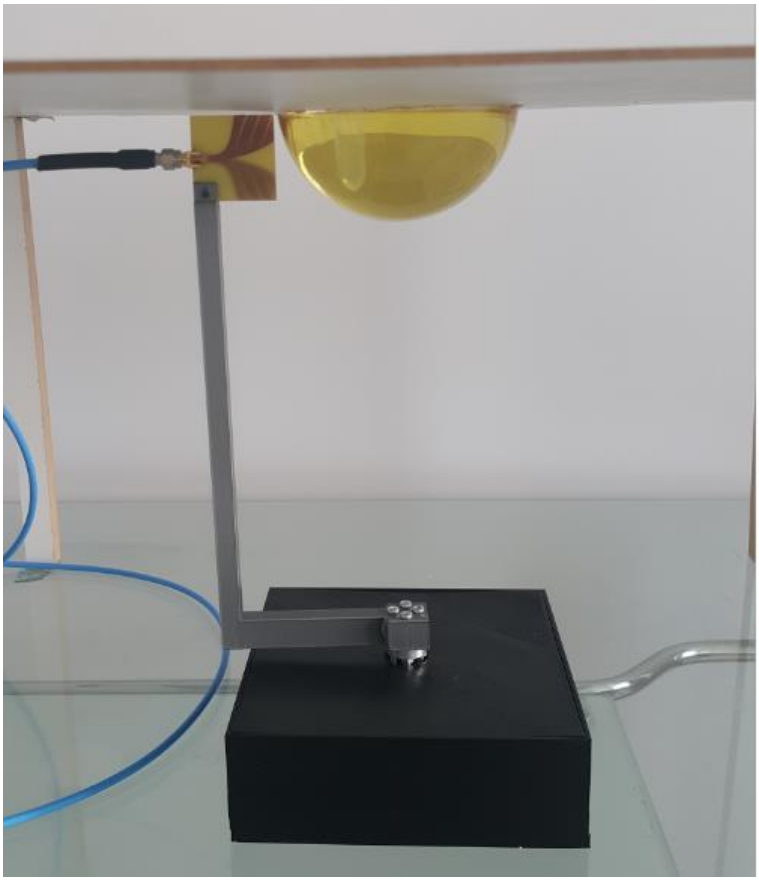
4.2.1.1. Zıt Kutuplu Vivaldi Anten ile Oluşturulan Görüntüleme Sistemi

Su dolu silindir, kanola yağı içerisinde X-Y düzleminde (X: -15, Y: 18) noktasında konumlandırılmıştır. Kanola yağı içerisindeki nesnenin tespiti ve görüntülenmesi için yarım küre şekilli plastiğin çevresinde dairesel olarak 20 farklı konumda monostatik olarak ölçümler gerçekleştirilmiştir. 3.1-10.6 GHz bant genişliğinde Gauss darbe sinyali uyartım sinyali olarak kullanılmıştır. Ölçümler zaman domeninde gerçekleştirilmiştir. Her 18 derecelik açıda sinyal gönderilmiş ve alınan sinyaller VNA'da kaydedilmiştir. Sistem Şekil 4.12'de gösterilmiştir.



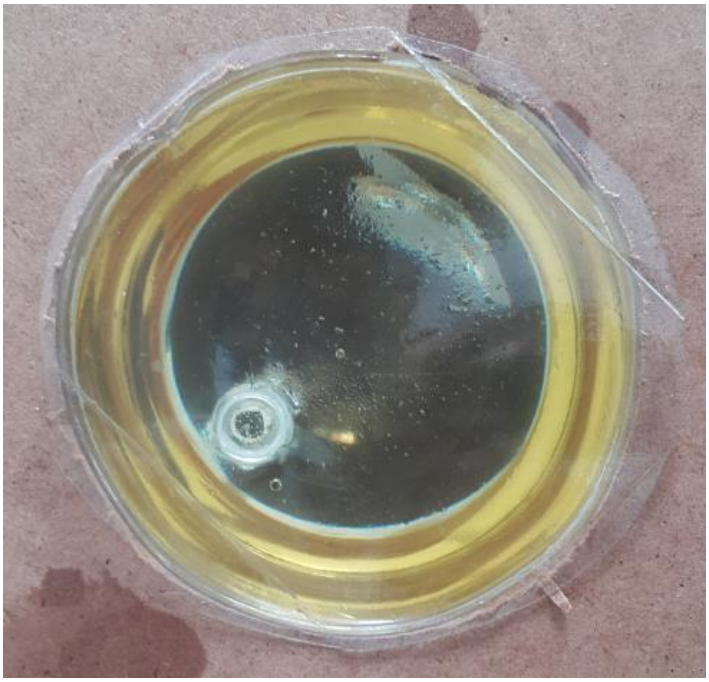
Şekil 4.12. Kanola yağı içerisindeki nesneyi zıt kutuplu Vivaldi anten ile görüntüleyen sistem

Şeffaf yarım küre içerisindeki kanola yağı, yağ içine yerleştirilmiş su dolu plastik silindir ve tarama sisteminin daha detaylı görüntüsü Şekil 4.13'te gösterilmiştir.



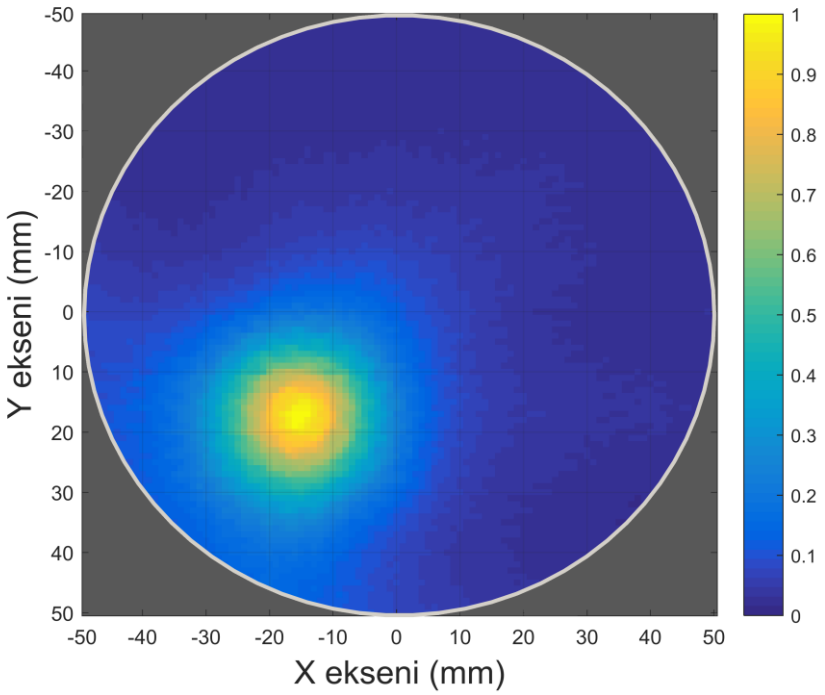
Şekil 4.13. Zıt kutuplu Vivaldi, temsili meme fantomu ve tarama cihazı

Yağ ve su dolu silindirin yukarıdan görüntüsü Şekil 4.14'te gösterilmiştir.



Şekil 4.14. Kanola yağı ve su dolu silindirin yukarıdan görünümü

VNA'da kaydedilen toplam 20 sinyal, görüntüye dönüştürülmek üzere bilgisayara aktarılmıştır. Sinyaller; filtreleme, integrasyon ve odaklama algoritmalarının uygulanması ile görüntüye dönüştürülmüştür. Filtreleme için ortalama metodu kullanılmıştır. Elde edilen görüntü Şekil 4.15'te gösterilmiştir.

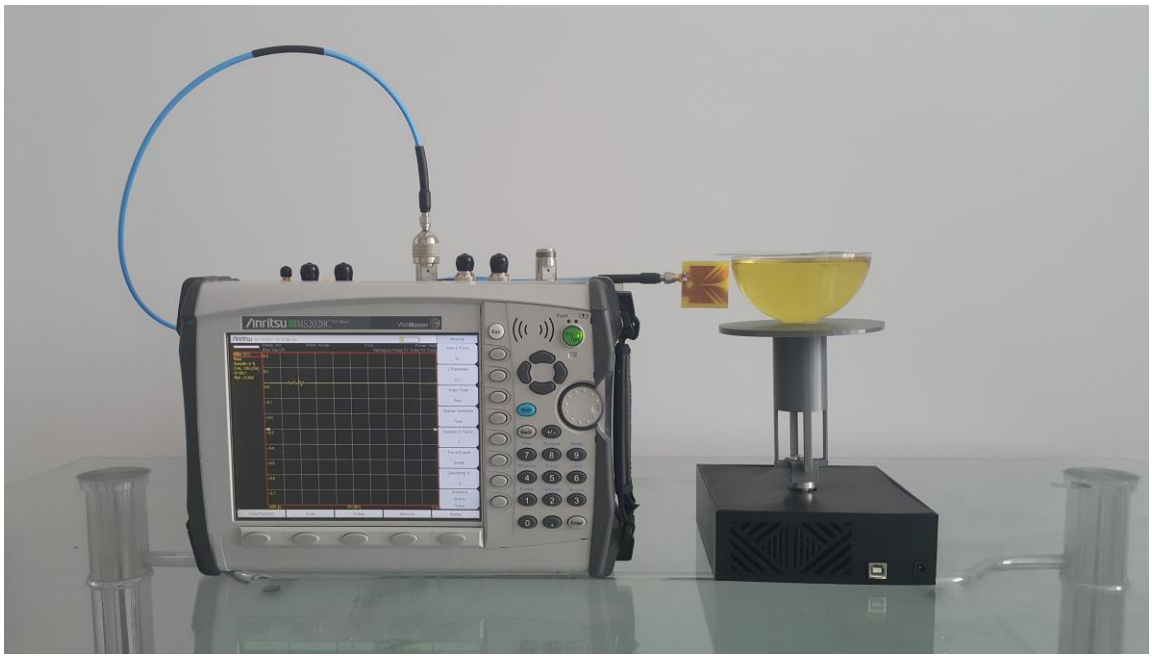


Şekil 4.15. Kanola yağı içerisindeki nesnenin zıt kutuplu Vivaldi ile görüntülenmesi

Şekil 4.14 ve Şekil 4.15 beraber değerlendirildiğinde, kanola yağı içindeki nesnenin doğru konumda başarıyla tespit edilip görüntülendiği görülmektedir. Bu sonuç, zıt kutuplu Vivaldi antenin ve bütün görüntüleme sisteminin RTMDG görüntüleme uygulamaları için uygun olduğunu deneysel olarak da ortaya koymaktadır.

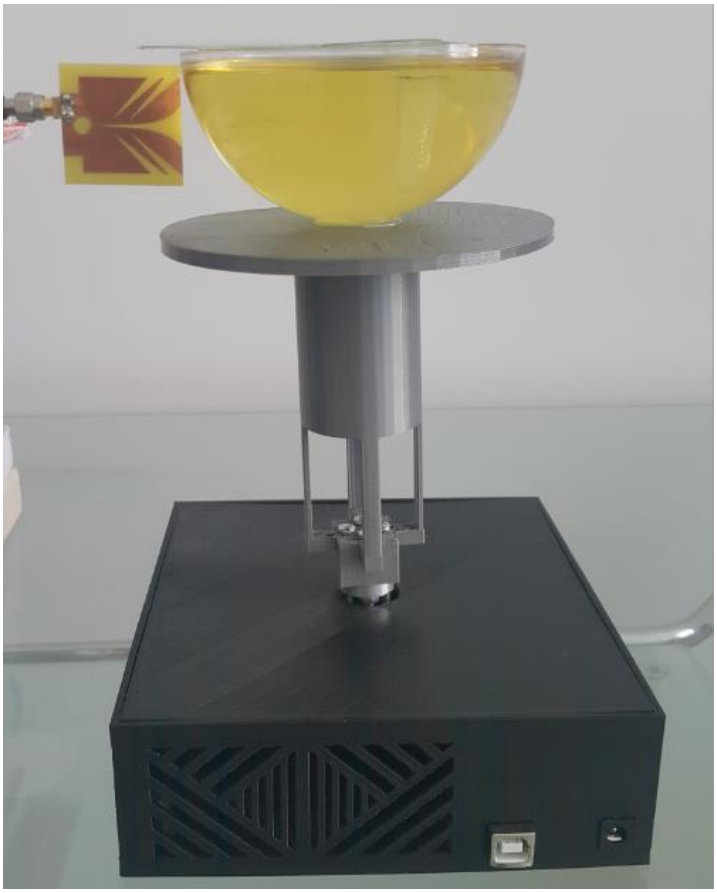
4.2.1.2. Vivaldi Anten ile Oluşturulan Görüntüleme Sistemi

Bu kısımda Vivaldi anten kullanılarak oluşturulan görüntüleme sisteminin performansı test edilmiştir. Bir önceki kısımda olduğu gibi bu uygulamada da meme fantomu yerine şeffaf plastik yarım küre içerisindeki kanola yağı kullanılmıştır. Su dolu silindir (X:15, Y:-18) konumuna yerleştirilmiştir. Zıt kutuplu Vivaldi anten yerine Vivaldi anten kullanılmıştır. Ayrıca, kontrol ünitesi aynı olmakla birlikte, döner aparat farklıdır. Anten sabit dururken döner aparat vasıtasıyla fantom dönmektedir. Diğer prosedürler bir önceki kısımda sunulan uygulama ile aynıdır. Görüntüleme sistemi Şekil 4.16'da gösterilmektedir.



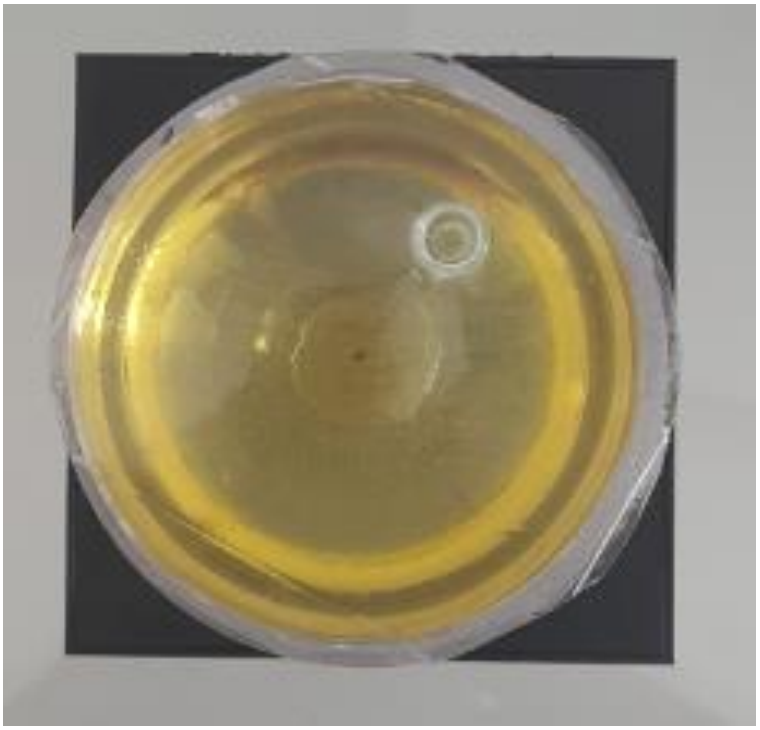
Şekil 4.16. Kanola yağı içerisindeki nesneyi Vivaldi anten ile görüntüleyen sistem

Şeffaf yarım küre içerisindeki kanola yağı, yağ içine yerleştirilmiş su dolu plastik silindir ve tarama sisteminin daha detaylı görüntüsü Şekil 4.17'de gösterilmiştir.



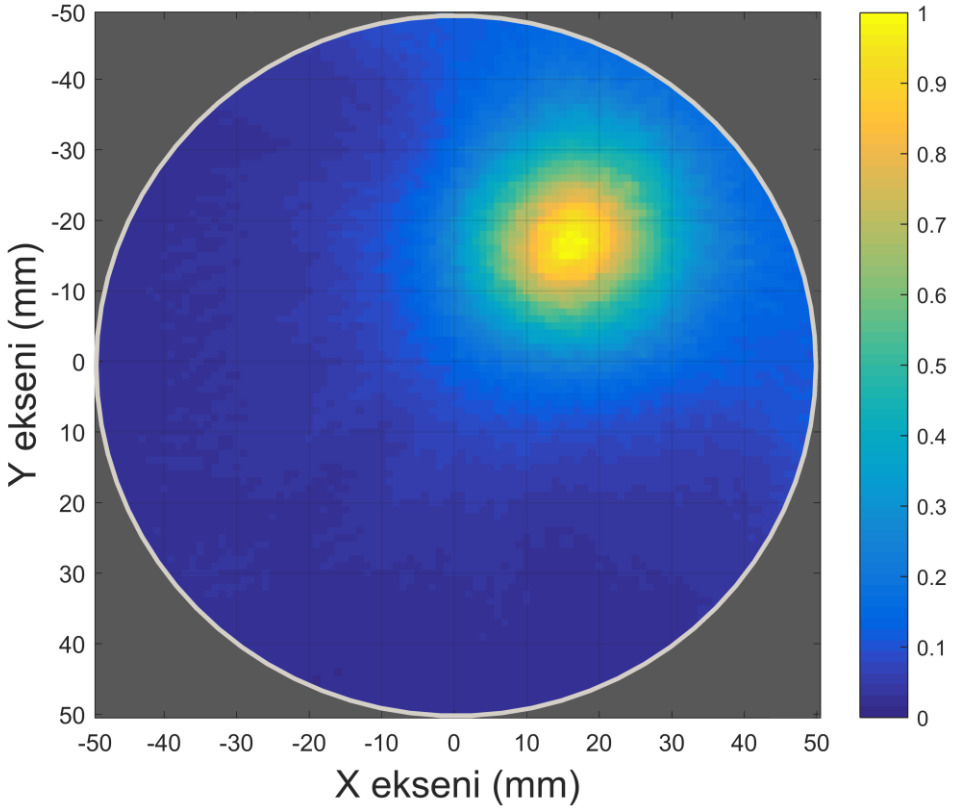
Şekil 4.17. Vivaldi, temsili meme fantomu ve tarama cihazı

Yağ ve su dolu silindirin yukarıdan görüntüsü Şekil 4.18'de gösterilmiştir.



Şekil 4.18. Kanola yağı ve su dolu silindirin yukarıdan görünümü

Gerekli adımların uygulanması neticesinde elde edilen görüntü Şekil 4.19'da gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Kanola yağı içerisindeki nesnenin Vivaldi anten ile görüntülenmesi

Şekil 4.18 ve Şekil 4.19 beraber değerlendirildiğinde, kanola yağı içindeki nesnenin doğru konumda başarıyla tespit edilip görüntülendiği görülmektedir. Bu sonuç, Vivaldi antenin ve görüntüleme sisteminin RTMDG görüntüleme uygulamaları için uygun olduğunu deneysel olarak da göstermiştir.

4.2.2. Meme Fantomu ile Yapılan Ölçümler

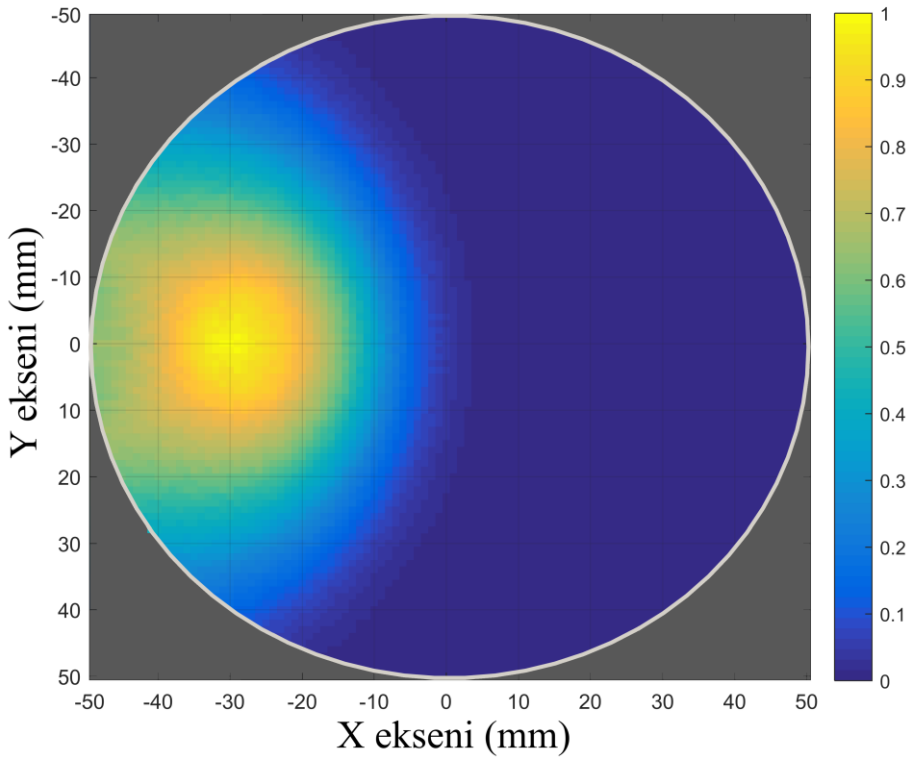
Bu kısımda, önerilen RTMDG ölçüm sistemleri kullanılarak anatomik ve elektriksel olarak gerçekçi, yarım küre şekilli meme fantomu içerisindeki tümörün görüntülenmesi sunulmuştur. Biyokimya laboratuvarında hazırlanan meme fantomunun hedef nesne olarak kullanıldığı birinci ölçüm düzeneği Şekil 4.20'de gösterilmektedir.



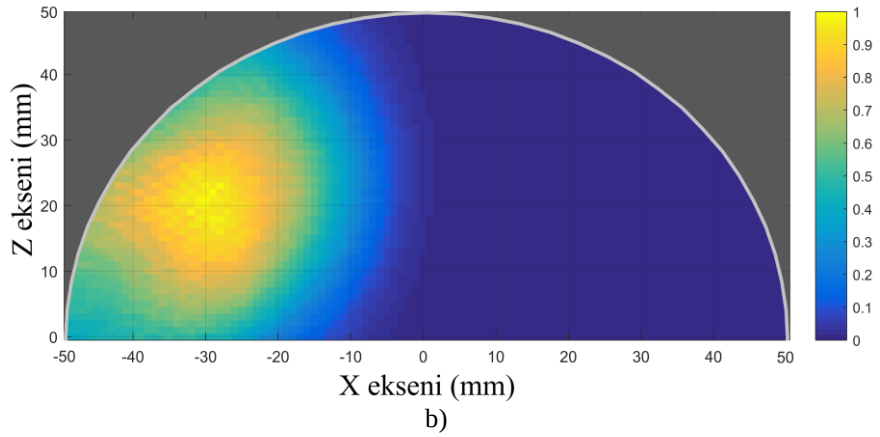
Şekil 4.20. Fantomun önerilen birinci sistemle ölçülmesi

Önerilen zıt kutuplu Vivaldi anten, birinci ölçüm sisteminde hem verici hem de alıcı olarak kullanılmıştır. VNA'nın zaman domeni özelliği kullanılarak, 40 farklı noktadan otomatik olarak meme fantomuna 9 derecelik bir açıyla Gauss darbe sinyali gönderilmiş ve geri saçılan sinyaller VNA'da kaydedilmiştir. Geri saçılan sinyal verilerini içeren dosyalar, USB kablosu aracılığıyla, sinyal işleme aşamaları için VNA'dan bilgisayara aktarılmıştır. Daha sonra filtreleme adımına geçilmiştir. Simülasyon uygulamalarında kullanılan çıkarma filtreleme tekniği gerçek uygulamalara çok uygun olmadığı için sinyalleri kalibre etmek için adaptif bir filtre olan wiener filtresi kullanılmıştır. Bu adım sonrasında sadece tümörden saçılan sinyaller elde edilmiştir. İntegrasyon ve odaklama gibi sinyal işleme tekniklerinin de uygulanması sonucunda meme tümörüne ait görüntüler oluşturulmuştur.

Meme fantomu içinde (-30; 20; 0) konumuna yerleştirilmiş olan 19 mm çaplı tümörün X-Y ve X-Z düzlemlerinde elde edilen görüntüleri sırasıyla Şekil 4.21(a) ve Şekil 4.21(b)'de gösterilmektedir.



a)

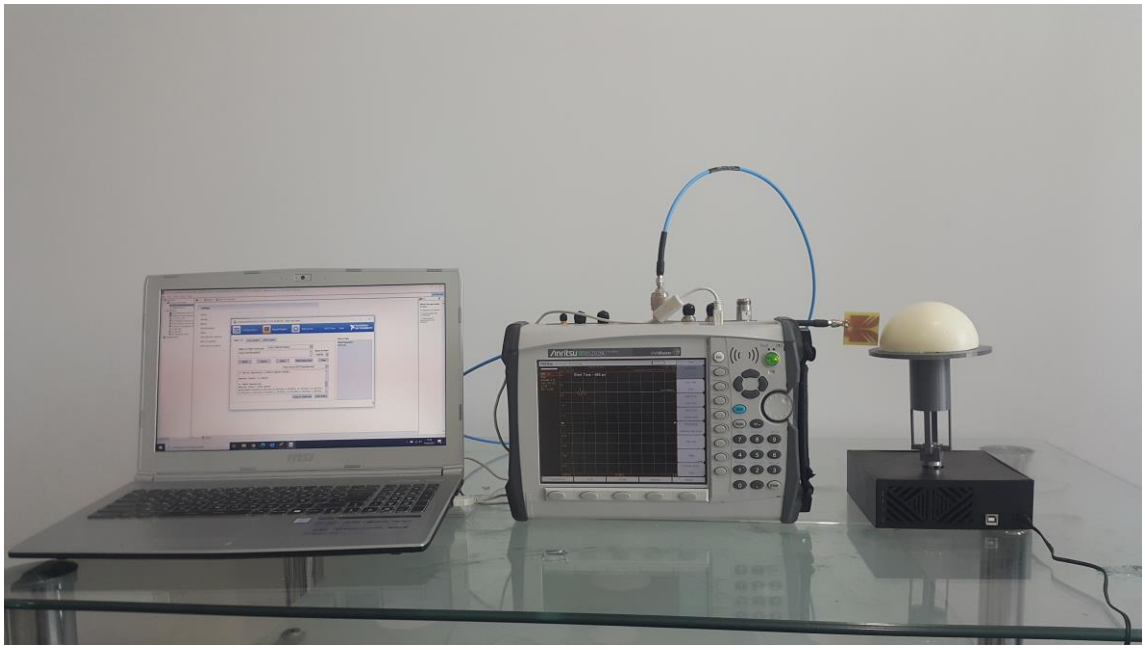


b)

Şekil 4.21. Fantom içerisindeki tümörün önerilen ilk görüntüleme sistemi ile tespit edilmesi: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi

Görüntüleme sonuçları, önerilen zıt kutuplu Vivaldi anteni kullanarak geliştirilen RTMDG sisteminin meme içindeki küçük tümörü doğru konumda tespit edebildiğini göstermektedir.

İkinci ölçüm sisteminde de benzer bir meme fantomu kullanılmıştır. 19 mm çaplı tümör, meme fantomu içerisinde (30; 20; 0) noktasına konumlandırılmıştır. İkinci düzenekte, Şekil 4.22'de görüldüğü gibi fantom döner platformun üzerine yerleştirmiştir.

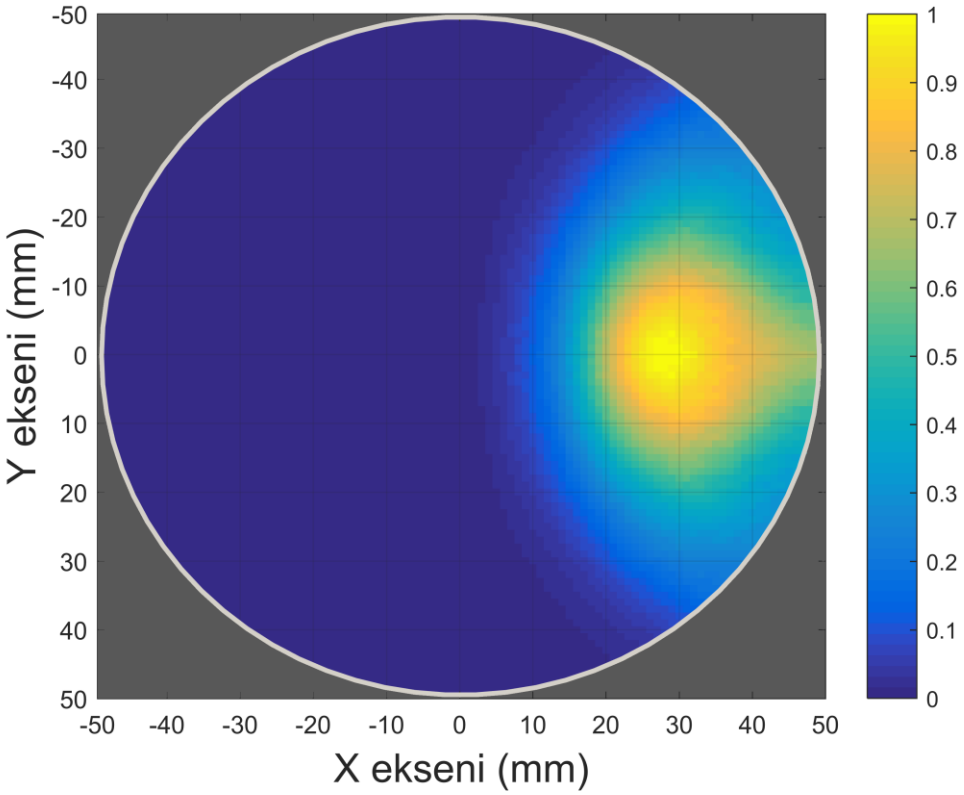


Şekil 4.22. Fantomun önerilen ikinci sistemle ölçülmesi

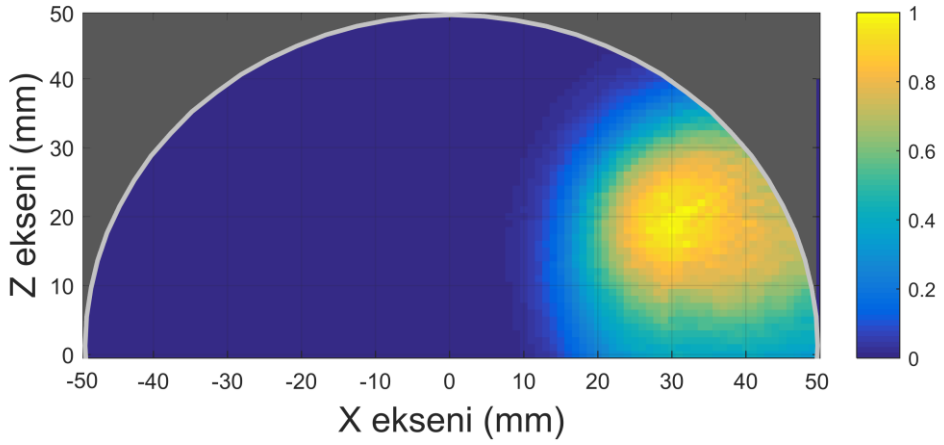
Step motor her 9 derecelik açıda bir dönme adımı gerçekleştirmiştir. Her adımda, VNA'ya bağlı olan Vivaldi anten vasıtasıyla Gauss darbe sinyali gönderilmiş ve geri saçılan sinyaller yine aynı anten tarafından alınmıştır. Geri kalan işlemler bir önceki ölçüm sistemiyle aynı şekilde uygulanmıştır. Meme fantomu içinde (30; 20; 0) konumuna yerleştirilmiş olan 19 mm çaplı tümörün X-Y ve X-Z düzlemlerinde elde edilen görüntüleri sırasıyla Şekil 4.23(a) ve Şekil 4.23(b)'de gösterilmektedir.

Elde edilen görüntüler, önerilen Vivaldi antenin ve ikinci ölçüm düzeneğinin de meme kanseri tümörünü tespit etmede kullanılabileceğini göstermiştir.

Sonuç olarak, tez kapsamında tasarlanıp önerilen zıt kutuplu Vivaldi ve Vivaldi antenler kullanılarak iki adet ölçüm düzeneği geliştirilmiştir. Daha önce simülasyon ortamında tümörleri tespit edebildiği gösterilen bu antenler deneysel ortamda da test edilmiştir. Biyokimya laboratuvarında hazırlanan meme fantomları kullanılarak, iki ölçüm sisteminin deneysel ortamda da başarılı olduğu gösterilmiştir.



a)



b)

Şekil 4.23. Fantom içerisindeki tümörün önerilen ikinci görüntüleme sistemi ile tespit edilmesi: a) X-Y düzlemi, b) X-Z düzlemi

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Meme kanserinin erken evrede tespiti, hastanın yaşama şansını çok büyük oranda etkilemektedir. Bu sebeple, özellikle gelişmiş ülkelerde X-ray mamografi yöntemi kullanılarak düzenli kanser taramaları yapılmaktadır. Bu taramalar sayesinde kanserli doku henüz çevre organlara ve vücudun diğer organlarına sıçramadan tespit edilip temizlenmektedir. Fakat X-ray mamografi yöntemi iyonize edici ışınlar kullandığı için insan sağlığına zarar verebilme potansiyeline sahiptir.

Bu tez çalışmasında, mevcut görüntüleme yöntemlerinin dezavantajlarını ortadan kaldıracak, iyonize edici ışın kullanmayan, güvenli, konforlu, hızlı ve ucuz iki farklı mikrodalga görüntüleme sistemi geliştirilmiştir. İlk olarak, görüntüleme sisteminin en önemli bileşenlerinden biri olan ve kısa zamanlı darbe sinyalinin görüntüleme bölgesine gönderilip alınmasını sağlayan anten tasarımı üzerine araştırma yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda Vivaldi anten ve zıt kutuplu Vivaldi anten olmak üzere iki yeni anten geliştirilmiştir. Antenlerin bant genişliğinin ve kazancının arttırılması için ön ve arka yüzlerinde kenar oyukları kullanılmıştır. Tasarlanan antenler, ÇGB Radar uygulamalarının gereksinimlerini karşılayacak şekilde çok geniş bantlı, yüksek kazançlı, yönlü, doğrusal faz yanıtlı ve sabit grup gecikmesine sahiptirler. Donanımsal uygulamada çok fazla yer kaplamaması için antenlerin kompakt bir yapıda olması sağlanmıştır. Kullanılan oyuklar ve antenlerin geometrik özellikleri CST MWS programında “parametrik tarama” özelliğinden faydalanılarak optimize edilmiştir. Sonuç olarak, ucuz ve kolay bulunabilir bir malzeme olan FR-4 kullanılarak 36 X 36 X 1.6 mm3 boyutlarında kompakt iki yeni anten elde edilmiştir. Zıt kutuplu Vivaldi antenin çalışma frekans aralığı 3.05 – 12.2 GHz arasındadır. En yüksek kazanç değerine 8.2 dB ile 9 GHz frekansında ulaşmaktadır. 1.3 ns civarında, çalışma frekansı boyunca neredeyse sabit grup gecikmesine sahiptir. Diğer Vivaldi anten ise 3 - 10.6 GHz frekans aralığında çalışmaktadır. Maksimum kazancı 8.5 dB’dir. 1.4 ns civarında bir grup gecikmesine sahiptir ve grup gecikmesi çalışma frekansı boyunca hemen hemen sabittir. Elde edilen bu sonuçlar dikkate alındığında, önerilen antenlerin ÇGB Radar uygulamaları için gerekli bütün gereksinimleri sağladığı görülmektedir.

Mikrodalga görüntüleme sisteminin donanımı gerçekleştirilmeden önce meme kanserinin RTMDG tekniği ile görüntülenmesi konusunda bazı simülasyon çalışmaları

gerçekleştirilmiştir. Sistem donanımları, bu simülasyon çalışmalarında elde edilen veriler ışığında geliştirilmiştir. İlk olarak, farklı bant genişliğine sahip Gauss darbe sinyallerinin görüntü çözünürlüğüne etkisi incelenmiştir. Bu amaçla, CST MWS ortamında yarım küre şekilli meme modeline 3-5 GHz, 5-7 GHz, 7-9 GHz, 9-11 GHz, 3-7 GHz, 7-11 GHz ve 3-11 GHz frekans aralığında darbe sinyalleri gönderilmiştir. Bu darbe sinyalleri ile, içerisinde 1 mm yarıçapında 3 farklı noktada konumlandırılmış tümörler bulunan homojen meme etrafında dairesel olarak 30 farklı noktadan ölçümler alınmıştır. Daha sonra bu sinyaller MATLAB ortamına alınmış ve sinyal işleme teknikleri uygulanarak ayrı ayrı görüntüye dönüştürülmüştür. Sonuçlar incelendiğinde 3 farklı tümör de net olarak görüntülenmiştir. Gerçek boyutuna daha yakın şekilde görüntüler 3-11 GHz frekans aralığındaki Gauss darbe sinyali ile elde edilmiştir. Bant genişliğinin artması ve darbe sinyalinin süresinin kısalması görüntü çözünürlüğünü arttırmıştır.

Diğer bir simülasyon çalışmasında üç farklı radar konfigürasyonunun mikrodalga görüntüleme tekniği ile meme tümörlerinin görüntülenmesine etkileri incelenmiştir. Buna göre monostatik, bistatik ve multistatik radar konfigürasyonları ile, CST MWS programında modellenmiş yarım küre şekilli homojen meme modeli içerisindeki 1 mm yarıçaplı iki tümör görüntülenmiştir. Tümör konumları ve görüntü çözünürlükleri incelendiğinde multistatik konfigürasyona nazaran monostatik ve bistatik radar konfigürasyonu ile yapılan ölçümlerde daha yüksek doğruluk oranı ve çözünürlük ile görüntüleme gerçekleştirildiği belirlenmiştir. VNA kullanılarak oluşturulan gerçek görüntüleme sistemlerinde monostatik ölçüm için tek port ve tek anten kullanımının yeterli olması, görüntülemede yüksek doğruluk/çözünürlük sağlaması ve multistatik ölçüm için gerekli anahtarlama sisteminin elimizde olmayışı gibi nedenlerden dolayı, tez kapsamında geliştirilen görüntüleme sistemleri monostatik radar mantığı ile geliştirilmiştir.

Başka bir çalışmada meme içerisindeki tümörün boyutlarının görüntülemeye ve tümör yanıtının büyüklüğüne etkisi araştırılmıştır. CST MWS programında yarım küre şekilli homojen meme modeli içerisine her defasında farklı boyutta bir tümör yerleştirilerek görüntülemeler gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda tümör büyüklüğünün görüntülemeye doğru orantılı olarak yansıdığı görülmüştür. Ayrıca tümör büyüdükçe tümör yanıtının da büyüdüğü görülmüştür. Gerçek ölçümlerde tümör yanıtı

oldukça önemli bir parametredir. VNA'nın tümörü tespit edebilmesi için tümör yanıtının, VNA dinamik aralığında olması gerekmektedir.

Sonuç olarak, simülasyon çalışmalarında elde edilen veriler göz önünde bulundurularak tez çalışmasında önerilen Vivaldi ve zıt kutuplu Vivaldi antenler sensör olarak kullanılmış ve iki farklı RTMDG sistemi geliştirilmiştir. Antenlerin çalışma aralığı lisanssız kullanımına izin verilen 3.1-10.6 GHz bant genişliğine ayarlanmıştır. Sistem zaman domeninde çalışmakta ve hedef nesneye Gauss darbe sinyali gönderip, yansıyan sinyali almaktadır. Sistemin radar konfigürasyonu monostatiktir. Aynı anten hem verici hem de alıcı olarak kullanılmaktadır. Antenin meme etrafında dairesel olarak döndürülerek ölçümler almasını otomatik olarak sağlamak için bir tarama cihazı tasarlanmıştır. Bu cihaz 3D yazıcı kullanılarak düşük maliyetli bir şekilde üretilmiştir. Cihaz iki ana üniteden oluşmaktadır: kontrol ünitesi ve döner parça. Kontrol ünitesinde Arduino UNO mikrodenetleyici kartı, L294 motor sürücü kartı ve Nema11 adım motor bulunmaktadır. Arduino UNO'ya yüklenen program sayesinde Nema11 adım motoru belirlenen hızda ve açıda dönme hareketi sağlamaktadır. İlk ölçüm sisteminde döner parça L şekilli bir koldur. L şekilli kolun kısa kenarı motor miline bağlıyken diğer ucuna zıt kutuplu Vivaldi anten montelenmiştir. Böylece motor milinin her bir dönüşünde L şekilli kol sayesinde anten, hedef nesne etrafında dönecektir. Her bir adımda, koaksiyel kablo ile VNA'ya bağlı olan anten bir darbe sinyali gönderecek ve geri yansıyan sinyali alarak VNA'ya aktaracaktır. 360 derecelik dönüş tamamlandığında, VNA'da toplanan bütün sinyaller bilgisayara aktarılmakta ve sinyal işleme aşamaları sonrasında meme içerisinde tümör görüntüsü elde edilmektedir. Bu çalışmada, sistemin test edilmesi için öncelikle kanola yağı kullanılarak ön çalışma gerçekleştirilmiştir. Yarım küre şekilli plastik kap içerisine kanola yağı doldurulmuş ve suyla dolu silindirik bir nesne yağ içine konumlandırılmıştır. Ölçümler gerçekleştirildikten sonra nesneler başarılı bir şekilde doğru konumlarda görüntülenmiştir. Daha sonra, çalışmanın ilerletilmesi için Biyokimya Laboratuvarında anatomik ve elektriksel olarak gerçekçi yarım küre şekilli homojen bir meme fantomu hazırlanmıştır. Kullanılan VNA çok küçük tümörlerin tespiti için yeterli dinamik aralığa sahip olmadığı için simülasyonlara nazaran deneysel çalışmada daha büyük boyutlu bir tümör modeli kullanılmıştır. Yağ fantomun içerisinde 19 mm çaplı bir tümör fantomu yerleştirilmiştir ki bu değer erken teşhis olarak kabul edilen 1. evredeki tümör

büyüklüğüne uymaktadır. Hazırlanan bu fantom ilk görüntüleme sisteminde, tahta masa ortasına yerleştirilmiş yarım küre şekilli plastik şeffaf kabın içerisine yerleştirilmiştir. Ölçümler alınıp bilgisayara aktarıldıktan sonra fantom içerisindeki tümör X-Y ve X-Z düzleminde 2 boyutlu olarak başarılı bir şekilde görüntülenmiştir. İkinci ölçüm sisteminde döner parça, silindirik yapı üzerinde 60 mm yarı çaplı dairesel platform şeklindedir. Meme fantomu bu platform üzerine yerleştirelerek 360 derece boyunca istenen adım sayısında dönmesi sağlanmaktadır. Sensör olarak tez kapsamında önerilen Vivaldi anten kullanılmıştır. Koaksiyel kablo vasıtasıyla VNA'ya bağlı olan Vivaldi anten sabit bir konumda durmaktadır. Döner parça ise fantomu belirli açılarda kendi ekseni etrafında döndürmekte ve Vivaldi anten sinyal gönderip yansıyan sinyalleri almaktadır. Böylece meme fantomu farklı açılarda taranmış olmaktadır. Sinyaller VNA'da toplandıktan sonra ilk sistemdekiyle aynı adımlar uygulanmış ve meme fantomu içerisindeki tümör başarıyla görüntülenmiştir.

Bu çalışmada önerilen antenler mikrodalga frekans bölgesinde çalışmaktadır ve iyonize edici radyasyon yaymamaktadırlar. Günümüzde hayatın her anında yoğun bir şekilde kullanılan cep telefonlarının çalışma frekansları GSM alt yapısı teknolojisine göre değişmekle birlikte, 900 MHz ile 52.6 GHz aralığındadır. Cep telefonu antenlerinin yaydığı toplam güç ise 0.75 – 1 watt arasında değişmektedir. Bu değerler, FCC tarafından insan sağlığına zarar vermeyecek, 1.6 W/kg özgül emilim oranı (SAR) limitini aşmayacak uygun değerler olarak kabul edilmektedir. Dolayısıyla, cep telefonları frekans aralığı ve yaydıkları toplam güç ile karşılaştırıldığında, tez kapsamında geliştirilen meme kanseri görüntüleme sistemlerinin de insan sağlığı için benzer güvenlik standartlarına sahip olduğu değerlendirilmektedir.

Geliştirilen bu görüntüleme sistemleri, mevcut meme kanseri görüntüleme sistemleri ile kıyaslandığında oldukça düşük maliyetli, konforlu, zararsız ve hızlı sistemlerdir. Özellikle, fantomun sabit konumdayken antenin döndürüldüğü ilk ölçüm sisteminin, yapılacak iyileştirmelerle klinik çalışmalarda kullanılabilme ve ticari ürüne dönüştürülebilme potansiyeli olduğu değerlendirilmektedir. Bu sistemde yapılabilecek bazı iyileştirmeler aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

1. Meme, oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir ve fibrogulandular doku, yağ dokusu, süt kanalları, deri gibi farklı dokulardan oluşmaktadır. Özellikle fibroglandular

doku memenin yoğunluk derecesini belirlemektedir ve miktarı arttıkça meme yoğunluğu da artmaktadır. Meme yoğunluğu diğer görüntüleme sistemlerinde olduğu gibi mikrodalga görüntüleme sistemi için de bir problem teşkil etmektedir. Bu tez çalışmasında önerilen antenler kullanılarak, farklı yoğunlukta meme modelleri içerisindeki çok küçük tümörler simülasyon ortamında görüntülenebilmiştir. Fakat önerilen sistemler deneysel çalışmada VNA dinamik aralığı yeterince yüksek olmadığından dolayı sadece yağ ve tümörden oluşan basit meme fantomları ile test edilmiştir. İleriki çalışmalarda daha yüksek dinamik aralığa sahip VNA kullanılarak daha gerçekçi meme fantomları üzerinde test edilebilir.

2. Büyük boyutlara sahip VNA'lar yerine, RF sinyal üretici ve sinyal alıcı kompakt devre kartı geliştirilerek sistem tamamen portatif ve oldukça küçük boyutlu hale getirilebilir. Bu sayede profesyonel destek gerekmeden son kullanıcı sistemi rahatlıkla kullanabilir.

3. Günümüzde makine öğrenmesi ve yapay zekâ tıp alanında da yerini almaya başlamıştır. Tümörün konumu, büyüklüğü ve şekli geliştirilecek yapay zekâ algoritmaları ile tespit edilebilir. Özellikle tümör şeklinin yorumlanması ile tümörün iyi huylu mu yoksa kötü huylu mu olduğu belirlenebilir.

4. Tezdeki simülasyon çalışmalarında anten ve meme arasında uyumlandırma ortamı oluşturulmuştur. Fakat deneysel çalışmada bu mümkün olmamıştır. Özellikle daha küçük boyuttaki tümörlerin de tespit edilebilmesi için, gerçek ölçüm sisteminde meme fantomu ile anten arasında bir uyumlandırma ortamı oluşturulması büyük fayda sağlayacaktır.

5. Her ne kadar meme kanseri kadınlar arasında yaygın olsa da erkekler de bu hastalığa yakalanabilmektedirler. Sistem, erkeklerde de tümör tespitini sağlayacak bir tasarıma kavuşturulabilir.

5.1. Tez Kapsamında Yapılan Yayınlar

Science Citation Index (SCI) veya Science Citation Index Expanded (SCI-E) Yayınlar

• ÖZMEN, H., & KURT, M. B. (2021). Radar based Microwave Breast Cancer Detection System with a High Performance Ultra wide Band Antipodal Vivaldi

Antenna. TURKISH JOURNAL OF ELECTRICAL ENGINEERING & COMPUTER SCIENCES. DOI: https://dx.doi.org/10.3906/elk-2010-49

Diğer Ulusal ve Uluslararası Yayınlar

• ÖZMEN, H., & KURT, M. B. (2020). Meme Kanseri Tümörlerinin Radar Tabanlı Mikrodalga Tekniği ile Görüntülenmesinde Bant Genişliğinin Çözünürlüğe Etkisinin İncelenmesi. Dicle Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mühendislik Dergisi. Doi: https://doi.org/10.24012/dumf.687422

Konferans / Sempozyum Bildirileri

• H. Özmen and M. B. Kurt, "Radar based Microwave Imaging System Simulation for Early Detection of Breast Cancer," 2020 28th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Gaziantep, Turkey, 2020, pp. 1-4, doi: 10.1109/SIU49456.2020.9302158

6. KAYNAKLAR

American Cancer Society. 2020. Cancer Facts & Figures. ***American Cancer Society,*** Atlanta, USA.

Abbak, M., Çayören, M., Akduman, İ. 2014. Microwave breast phantom measurements with a cavity-backed Vivaldi antenna. ***IET Microwaves, Antennas & Propagation***, 8 (13): 1127-1133.

Adnan, S,. Abd-Alhameed, R.A., Usman, M., See, C.H., Noras, J.M., Child, M.B. 2012. Simulation and experimental measurements for near field imaging. ***Progress In Electromagnetics Research Symposium***, 27-30 Mart 2012, Malezya, 433–437.

Andreuccetti, D., Bini, MG., Ignesti, A., Olmi, R., Rubino Nand Vanni, R. 1988. Use of polyacrylamide as a tissue-equivalent material in the microwave range. ***IEEE Trans. Microw. Theory Tech.,*** 35: 275–7.

Bond, E., Li, X., Hagness, S., Van Veen, B. 2003(a). Microwave imaging via space-time beamforming for early detection of breast cancer. ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation,*** 51(8):1690–1705.

Bridges, J.E., Hagness, S., Taflove, A., Popovic, M. 2002. Microwave discrimination between malignant and benign breast tumors.

Campbell, A., Land, D. 1992. Dielectric properties of female human breast tissue measured in vitro at 3.2 ghz. ***Physics in medicine and biology.,*** 37(1):193.

Chamaani, S., Mirtaheri, S.A., Abrishamian M.S. 2011. Improvement of time and frequency domain performance of antipodal Vivaldi antenna using multi-objective particle swarm optimization***. IEEE Transactions on Antennas and Propagation***, 59 (5): 1738-1742.

Chang, J.T., Fanning, M.W., Meaney, P.M., Paulsen, K.D. 2000. A conductive plastic for simulating biological tissue at microwave frequencies. ***IEEE Trans. Electromagn. Compat***., 42: 76–81

Chaudhary, S., Mishra, R., Swarup A., Thomas J.M. 1984. Dielectric properties of normal & malignant human breast tissues at radiowave & microwave frequencies. ***Indian journal of biochemistry & biophysics,*** 21(1):76.

Choi, J.W., Cho, J., Lee, Y., Yim, J., Kang, B., Oh, KK., Jung, W.H., Kim, H.J., Cheon, C., Lee, H.D. ve ark. 2004. Microwave detection of metastasized breast cancer cells in the lymph node; potential application for sentinel lymphadenectomy. ***Breast cancer research and treatment,*** 86(2): 107–115.

6. KAYNAKLAR

Chou, C.K., Chen, G.W., Guy A.W., Luk K.H. 1984. Formulas for preparing phantom muscle tissue at various radio frequencies. ***Bioelectromagnetics,*** 5: 435–41.

Conceição R.C. et al. 2016. An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection. ***Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering***, Springer, Switzerland.

Davis, S.K., Tandradinata, H., Hagness, S.C., Van Veen, B.D. 2005. Ultrawideband microwave breast cancer detection: a detection-theoretic approach using the generalized likelihood ratio test. ***IEEE Trans. Biomed. Eng***., 52: 1237–50.

Davis, S.K., Bond, E.J., Hagness, S., Van Veen, B. 2003. Microwave imaging via space-time beamforming for early detection of breast cancer: Beamformer design in the frequency domain. ***Journal of Electromagnetic Waves and Applications,*** 17(2): 357–381.

Dixon, J. M. 2006. ***ABC of breast diseases***, vol 69. John Wiley & Sons, USA.

Enk, J.O., Dubiel, G.T., Bridges, J.E. 1992. Millimeter-wave FM radar weapons detection system. ***Final Report, FAA Contract DTFA03-87- C-00056.***

Fear, E. C., Li, X., Hagness, S. C., Stuchly, M. A. 2002. Confocal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 49(8): 812-822.

Fear, E.C. et al. 2013. Microwave breast imaging with a monostatic radarbased system: A study of application to patients, ***IEEE Trans. Microw. Theory Techn***., 61(5): 2119–2128.

Fear E.C. 2005. Microwave imaging of the breast. ***Tech. Cancer Res. Treatment***, 4(1): 69–82.

Fei, P., Jiao, Y., Hu, W., Zhang, F. 2011. A miniaturized antipodal Vivaldi antenna with improved radiation characteristics. ***IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters,*** 10: 127-130.

Furat, A., Pascal, F. 2016. A customized reduced size antipodal Vivaldi antenna used in wireless baseband transmission for short-range communication. ***AEU- International Journal of Electronics and Communications,*** 70(12): 1684-1691.

Gabriel, C., Gabriel, S., Corthout, E. 1996. The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey. ***Physics in Medicine and Biology***, 41(11): 2231–2249.

Garrett, J.D., Fear, E.C. 2015. Average dielectric property anlaysis of complex breast tissue with microwave transmission measurements. ***Sensors***, 15, 1199–1216.

Guliato D., Rangayyan R.M., Carvalho J.D., Santiago, S., et al. 2008. Polygonal modeling of contours of breast tumors with the preservation of spicules. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 55(1):14–20.

Guy, A.W. 1971. Analysis of electromagnetic fields induced in biological tissue by thermographic studies on equivalent phantom models. ***IEEE Trans. Microw. Theory Tech***., 19: 189–217.

Hagness, S.C., Taflove, A., Bridges, J.E. 1997. Wideband ultralow reverberation antenna for biological sensing. ***Electronics Letters***, 33(19): 1594-1595.

Hagness, S.C, Taflove, A., Bridges, J.E. 1998. Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors. ***IEEE Trans. Biomed. Eng***., 45: 1470–1479.

Hood, A.Z., Karacolak, T., Topsakal, E. 2008. A small antipodal Vivaldi antenna for ultrawide-band applications. ***IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters***, 7: 656-660.

Horner, M., Ries, L., Krapcho, M., Neyman, N., Aminou, R., Howlader, N., Altekruse, S., Feuer, E., Huang, L., Mariotto, A. et al. 2009. Seer Cancer Statistics Review. ***National Cancer Institute. Bethesda, MD***. 1975–2006.

Huo, Y., Bansal, R., Zhu, Q. 2004. Modeling of noninvasive microwave characterization of breast tumors. ***IEEE Trans. Biomed. Eng.*** 51: 1089–94.

Islam, M.T., Mahmud, M.Z., Misran, N., Takada, J., Cho, M. 2017. Microwave breast phantom measurement system with compact side slotted directional antenna. ***IEEE Access,*** 5:5321-5330.

Islam, M.T., Mahmud, M.Z., Islam, M.T., Kibria, S., Samsuzzaman, M. 2019. A low cost and portable microwave imaging system for breast tumor detection using UWB directional antenna array. ***Scientific Reports,*** 9: 15491.

Iudicello, S., Bardati, F. 2009. Functional imaging of compressed breast by microwave radiometry. ***The Applied Computational Electromagnetics Society***, 24: 20.

Janjic, A., Cayoren, M., Akduman, I., Yilmaz, T., Onemli, E., Bugdayci, O., Aribal, M.E. 2021. SAFE: A Novel Microwave Imaging System Design for Breast Cancer Screening and Early Detection—Clinical Evaluation. ***Diagnostics***, 11(3): 533.

Joines W.T., Zhang Y., Li C., Jirtle R.L. 1994a. The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 mhz. ***Medical physics***, 21(4):547–550.

6. KAYNAKLAR

Klemm, M., Craddock, I.J., Leendertz, J.A., Preece, A.W., Gibbins, D.R., Shere, M., Benjamin, R. 2010. Clinical trials of a UWB imaging radar for breast cancer. ***in Proc. 4th Eur. Conf. Antennas Propag., Barcelona, Spain,*** Apr. 12-14, 1–4.

Kuwahara, Y. et al. 2013. Clinical test of microwave mammography. ***in Proc. Antennas Propag. Soc. Int. Symp.***, Jul. 7–13, 2028–2029.

Kuwahara, Y. 2017. Microwave imaging for early breast cancer detection. ***In New Perspectives in Breast Imaging***, Intechopen: London, UK; p. 45

Kwon S., Lee S. 2016. Recent advances in microwave imaging for breast cancer detection. ***International Journal Biomedical Imaging***, 2016: 5054912.

Lagendijk, J.J.W., Nilsson, P. 1985. Hyperthermia dough: a fat and bone equivalent phantom to test microwave/radiofrequency hyperthermia heating systems. ***Phys. Med. Biol.***, 30: 709–12.

Lazebnik, M., McCartney, L., Popovic, D., Watkins, C.B., Lindstrom, M.J., Harter, J., Sewall, S., Magliocco, A., Booske, J.H., Okoniewski, M. et al. 2007(a). A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries. ***Physics in medicine and biology,*** 52(10): 2637.

Lazebnik, M., Popovic, D., McCartney, L., Watkins, C.B., Lindstrom, M.J., Harter, J., Sewall, S., Ogilvie, T., Magliocco, A., Breslin, T.M., et al. 2007(b). A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. ***Physics in Medicine and Biology,*** 52(20): 6093.

Lazebnik, M., Madsen, E.L, Frank, G.R., Hagness, S.C. 2005. Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ulrawideband microwave applications. ***Phys. Med. Biol.***, 50: 4245–4258.

Li, X., Davis, S., Hagness, S., Van Der Weide, D., Van Veen, B. 2004. Microwave imaging via space-time beamforming: experimental investigation of tumor detection in multilayer breast phantoms. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques,*** 52(8):1856–1865.

Li, X., Hagness, S.C. 2001. A confocal microwave imaging algorithm for breast cancer detection. ***IEEE Microwave and Wireless Components Letters,*** 11 (3): 130-132.

Lim, H.B., Nhung, N.T.T., Li, E.P., Thang, N.D. 2008. Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Delay-multiply-and-sum image reconstruction algorithm. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 55(6): 1697–1704.

Marchal, C., Nadi, M., Tosser, A.J., Roussey, C., Gaulard, M.L. 1989. Dielectric properties of gelatin phantoms used for simulations of biological tissues between 10 and 50 MHz. ***Int. J. Hyperthermia,*** 5: 725–32

McCann, C., Kumaradas, J.C., Gertner, M.R., Davidson, S.R.H., Dolan, A.M., Sherar, M.D. 2003. Feasibility of salvage interstitial microwave thermal therapy for prostate carcinoma following failed brachytherapy: studies in a tissue equivalent phantom. ***Phys. Med. Biol***., 48: 1041–52.

Meaney, P.M., Fanning, M.W., Li, D., Poplack, S.P., Paulsen, K.D. 2000. A clinical prototype for active microwave imaging of the breast. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques***, 48(11): 1841–1853.

Mohammed, B.J, Abbosh, A.M., Mustafa, S., Ireland, D. 2014. Microwave system for head imaging. ***IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement,*** 63(1): 117-123.

Natarajan, R., George, J.V., Kanagasabai, M., Lawrance, L., Moorthy, B. et al. 2016. Modified antipodal Vivaldi antenna for ultra-wideband communications. ***IET Microwaves, Antennas & Propagation,*** 10(4): 401-405.

Nilavalan, R., Gbedemah, A., Craddock, I.J., Li, X., Hagness, S.C. 2003. Numerical investigation of breast tumor detection using multi-static radar. ***Electron. Lett***., 39: 1787–8.

O'Halloran, M., Glavin, M., Jones, E. 2009. Effects of fibroglandular tissue distribution on data-independent beamforming algorithms. ***Progress In Electromagnetics Research,*** 97: 141-158.

Pandey, G.K., Meshram, M.K. 2015. A printed high gain UWB vivaldi antenna design using tapered corrugation and grating elements. ***International Journal of RF and Microwave Computer-aided Engineering***, 25(7): 610-618.

Pandey, G., Verma, H., Meshram, M. 2015. Compact antipodal Vivaldi antenna for UWB applications. ***Electronics Letters***, 51(4): 308–310.

Porter, E. et al. 2016. Investigation of time-domain microwave radar with breast clinic patients. ***in Proc. 10th Eur. Conf. Antennas Propag.,*** Apr. 10–15, 1–3.

Porter, E., Fakhoury, J., Oprisor, R., Coates, M., Popovic, M. 2010. Improved tissue phantoms for experimental validation of microwave breast cancer detection. ***In: 2010 Proceedings of the Fourth European Conference on Antennas and Propagation;*** Barcelona, Spain, 1-5.

Pourvoyeur, K., Stelzer, A., Ossberger, G., Buchegger, T., Pichler, M. 2003. Wavelet-based impulse reconstruction in UWB radar. ***In: IEEE 2003 MTT-S International Microwave Symposium Digest Conference***; Philadelphia, PA, USA; 39: 603-606.

Robinson, M.J., Richardson, M.J., Green, J.L., Preece, A.W. 1991. New materials for dielectric simulation of tissues. ***Phys. Med. Biol***., 36: 1565–71.

Samsuzzaman, M., Islam, M.T., Islam, Md.T., Shovon, A.A.S., Faruque, R.I. et al. 2019. A 16-modified antipodal Vivaldi antenna array for microwave-based breast tumor imaging applications. ***Microwave and Optical Technology Letters***, 61 (9): 2110–2118.

Semenov, S. 2009. Microwave tomography: Review of the progress towards clinical applications. ***Philosophical Transactions Series A, Mathematical, Physical, and Engineering Sciences***, 367 (1900): 3021–3042.

Sill, J.M., Fear, E.C. 2005. Tissue sensing adaptive radar for breast cancer detection - experimental investigation of simple tumor models. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques***, 53(11): 3312–3319.

Stutzman L.W., Thiele G.A. 2012. Antenna Theory and Design. Wiley, USA.

Surowiec, A., Stuchly, S., Barr, J.R., Swarup, A. 1988. Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 35(4): 257–263.

Surowiec, A., Shrivastava, N., Astrahan, M., Petrovich, Z. 1992. Utilization of a multilayer polyacrylamide phantom for evaluation of hyperthermia applicators. ***Int. J. Hyperthermia,*** 8(6): 795–807.

Yang, F. et al. 2017. A large-scale clinical trial of radar-based microwave breast imaging for Asian women: Phase I. ***in Proc. Int. Symp. Antennas Propag***., Jul. 9–14, 781–783.

Yngvesson, K.S., Korzeniowski, T.L., Kim, Y., Kollberg, E.L., Johansson, J.F. 1989. The tapered slot antenna-a new integrated element for millimeter-wave applications. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques,*** 37(2): 365-374.

Zhang, P., Zhang, W.X., Tang, S.J. 2009. Improved tapered slot-line antennas loaded by grating. ***Journal of Electromagnetic Waves and Applications,*** 23(8-9): 1039-1048.

Zhang, H., Arslan, T., Flynn, B. 2013. A single antenna based microwave system for breast cancer detection: Experimental results. ***In: 2013 Antennas & Propagation Conference (LAPC); Loughborough, England***, 477-481.

Zhi, W., Chin, F. 2006. Entropy-based time window for artifact removal in UWB imaging of breast cancer detection. ***IEEE Signal Processing Letters***, 13(10): 585–588.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Hüseyin ÖZMEN

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise: Diyarbakır Çınar Lisesi / Diyarbakır, Çınar, 2004

Lisans: Dicle Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği / Diyarbakır, 2009

Yüksek Lisans: Dicle Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği / Diyarbakır, 2015

Çalıştığı Kurum / Kurumlar ve Yıl:

Şırnak Üniversitesi (2010-2011),

Batman Üniversitesi (2011-2014),

Dicle Üniversitesi (2014- Devam ediyor)

Yayınlar

Science Citation Index (SCI) veya Science Citation Index Expanded (SCI-E)

Özmen, H., Kurt, M. B. (2021). Radar based Microwave Breast Cancer Detection System with a High Performance Ultra wide Band Antipodal Vivaldi Antenna. *Turkısh Journal Of Electrıcal Engıneerıng & Computer Scıences*. Doi: https://dx.doi.org/10.3906/elk-2010-49

Diğer Ulusal ve Uluslararası Yayınlar

Özmen, H., Kurt, M. B. (2020). Meme Kanseri Tümörlerinin Radar Tabanlı Mikrodalga Tekniği ile Görüntülenmesinde Bant Genişliğinin Çözünürlüğe Etkisinin İncelenmesi. *Dicle Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mühendislik Dergisi*. 11 (1) , 151-160

Konferans / Sempozyum Bildirileri

Özmen, H., Kurt, M.B. 2020. Radar based Microwave Imaging System Simulation for Early Detection of Breast Cancer. *28th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, Gaziantep, Turkey, 2020, pp. 1-4