

**MEME TÜMÖRLERİNİN MİKRODALGALAR İLE
GÖRÜNTÜLENMESİNE YÖNELİK DENEYSEL BAZLI YENİ
YAKLAŞIMLAR**

DOKTORA TEZİ

MUSTAFA BERKAN BİÇER

**MERSİN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

**MERSİN
NİSAN - 2018**

**MEME TÜMÖRLERİNİN MİKRODALGALAR İLE
GÖRÜNTÜLENMESİNE YÖNELİK DENEYSEL BAZLI YENİ
YAKLAŞIMLAR**

DOKTORA TEZİ

MUSTAFA BERKAN BİÇER

**MERSİN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

**Danışman
Prof. Dr. Ali AKDAĞLI**

**MERSİN
NİSAN - 2018**

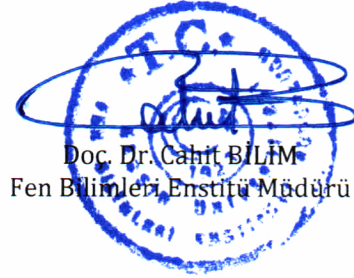
ONAY

Mustafa Berkan BİÇER tarafından Prof. Dr. Ali AKDAĞLI danışmanlığında hazırlanan "Meme Tümörlerinin Mikrodalgalar ile Görüntülenmesine Yönelik Deneysel Bazlı Yeni Yaklaşımlar" başlıklı çalışma aşağıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından 13 Nisan 2018 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavı sonucunda oy birliği/çokluğu ile Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Görevi	Ünvanı, Adı ve Soyadı	İmza
Başkan	Prof.Dr. Ali AKDAĞLI	
Üye	Prof.Dr. Caner ÖZDEMİR	
Üye	Prof.Dr. İbrahim DEVELİ	
Üye	Prof.Dr. Ali KARA	
Üye	Dr.Öğr.Ü. Deniz ÜSTÜN	

Yukarıdaki Jüri kararı Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 11.05.2018 tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

2018.20/623



Bu tezde kullanılan özgün bilgiler, şekil, tablo ve fotoğraflardan kaynak göstermeden alıntı yapmak 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunu hükümlerine tabidir.

ETİK BEYAN

Mersin Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğinde belirtilen kurallara uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
 - Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlâk kurallarına uygun olarak sunduğumu,
 - Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
 - Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak kullandığımı,
 - Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
 - Bu tezin herhangi bir bölümünü Mersin Üniversitesi veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı,
 - Tezin tüm telif haklarını Mersin Üniversitesi'ne devrettiğimi
- beyan ederim.

ETHICAL DECLARATION

This thesis is prepared in accordance with the rules specified in Mersin University Graduate Education Regulation and I declare to comply with the following conditions:

- I have obtained all the information and the documents of the thesis in accordance with the academic rules.
- I presented all the visual, auditory and written informations and results in accordance with scientific ethics.
- I refer in accordance with the norms of scientific works about the case of exploitation of others' works.
- I used all of the referred works as the references.
- I did not do any tampering in the used data.
- I did not present any part of this thesis as an another thesis at Mersin University or another university.
- I transfer all copyrights of this thesis to the Mersin University.

13 Nisan 2018 / 13 April 2018



Mustafa Berkan BİÇER

ÖZET

MEME TÜMÖRLERİNİN MİKRODALGALAR İLE GÖRÜNTÜLENMESİNE YÖNELİK DENEYSSEL BAZLI YENİ YAKLAŞIMLAR

Bu tez çalışmasında, biyolojik dokularda oluşan iyi ve/veya kötü huylu kitlelerin, cerrahi müdahale olmadan, iyonize edici olmayan elektromanyetik dalgaları temel alan mikrodalga görüntüleme (MDG) yöntemleri ile görüntülenmesini sağlayan üç farklı algoritma önerilmiştir. Bu amaçla algoritmalar, görüntüleme problemine ilişkin çözüm uzaylarını temsil eden modeller ve önerilen algoritmaların formülasyonları ile detaylandırılmıştır. Önerilen algoritmalar, öncelikle sayısal olarak oluşturulan verilerle geliştirilmiş ve daha gerçekçi benzetimler yapılarak algoritmaların uygulanabilirliği gözlemlenmiştir. Ardından, çeşitli senaryolara göre daha gerçekçi veriler elde etmek için deneysel çalışmalar yapılmış ve algoritmalar, bu verilere uygulanmıştır. Benzetim verilerinde başarıyla uygulanan algoritmalar, deneysel verilerin kullanılması ile de benzeri başarıyı göstermiştir. Tezin esas amacını oluşturan özgün algoritma tasarımı ve deneysel çalışmaların yanında, meme kanserinin görüntülenmesinde kullanılacak mikroşerit anten tasarımları ve optimizasyonları yapılmıştır. Elde edilen özgün mikroşerit antenler, hedeflenen performans kriterlerini büyük oranda sağlamaktadır. Anten tasarımının ardından ise küçük boyutlu nesnelerin görüntülenmesinde, özellikle meme kanseri görüntülenmesinde, kullanılacak olan yapay açıklıklı radar ve ters yapay açıklıklı radar prensiplerini temel alan monostatik ve/veya multistatik ölçümler yapmaya imkân tanıyan bir deney düzeneği tasarlanmıştır. Deney düzeneğinin bilgisayardan kontrolünü sağlamak üzere mikrodenetleyici devre kartı programlanmış ve ara işlemleri sağlayacak elektronik devre kartı tasarlanmıştır. Oluşturulan deney prototipi ve tasarlanan mikroşerit antenler, bu tez çalışması kapsamında önerilen deneysel çalışmaların yapılmasına kullanılacak niteliktedir.

Anahtar Kelimeler: Mikroşerit Anten Tasarımları, Görüntüleme Algoritmaları, Meme Kanseri, Mikrodalga Görüntüleme, Tümör.

Danışman: Prof. Dr. Ali AKDAĞLI, Mersin Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Mersin.

ABSTRACT

NOVEL APPROACHES BASED ON EXPERIMENTS FOR IMAGING THE BREAST CANCER BY MICROWAVES

In this thesis, three different imaging algorithms have been proposed that allow imaging of benign and malignant tumors in biological tissues by microwave imaging (MWI) methods using non-ionizing electromagnetic waves, without surgical intervention. For this purpose, the algorithms are explained with the models representing the solution spaces of the imaging problem and the formulations of the proposed algorithms. The proposed algorithms in this study are developed primarily by numerically generated data, and more feasible simulations have been done to verify the feasibility of the algorithms. Experimental studies were then done to obtain more realistic data according to the various scenarios, and the algorithms were applied to the acquired data. Successfully implemented algorithms to the simulated data show similar success with the use of experimental data. In addition to the original algorithm design and empirical studies that constitute the primary objective of the thesis, microstrip antenna designs and optimizations that can be used in the imaging of breast cancer have been made. The proposed novel microstrip antenna designs provide the targeted performance criteria. Following the antenna design, a unique experimental measurement prototype was designed that allows monostatic and multistatic measurements based on synthetic aperture radar and inverse synthetic aperture radar principles that can be used in the imaging of small size objects, especially in breast cancer screening. A microcontroller circuit board has been programmed to provide control of the proposed measurement system via a computer, and an electronic circuit board has been designed to provide middle tier operations. The experimental prototype and the designed microstrip antennas can be utilized for the experimental studies proposed in this dissertation.

Keywords: Breast Cancer, Imaging Algorithms, Microstrip Antenna Designs, Microwave Imaging, Tumor.

Advisor: Prof. Ali AKDAĞLI, Department of Electrical and Electronics Engineering, University of Mersin, Mersin.

TEŞEKKÜR

Hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen anneme, babama ve kardeőime, doktora eğitimim süresince çalıőmalarımın her aşamasında bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan danıőmanım sayın Prof. Dr. Ali AKDAğLI'ya, çalıőmalarım sırasında yardım ve önerilerini aldığım sayın Prof. Dr. Caner ÖZDEMİR'e, Prof. Dr. İbrahim DEVELİ'ye, Dr. Öğr. Üyesi Evren DEğİRMENCİ'ye, Dr. Öğr. Üyesi Şevket DEMİRCİ'ye, Dr. Öğr. Üyesi Alkan ALKAYA'ya, Öğr. Gör. Dr. Betül YILMAZ'a ve Arő. Gör. Fatma Aslıhan SARI'ya teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK	ii
ONAY	iii
ETİK BEYAN	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER	viii
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR ve SİMGELER	xiv
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMALARI	6
2.1. Meme Kanserinin Mikrodalga Görüntülenmesi	6
2.2. Biyolojik Dokuların Dielektrik Özellikleri Üzerine Çalışmalar	8
3. MATERYAL VE YÖNTEM	12
3.1. Antenler	12
3.1.1. Mikroşerit Antenler	14
3.1.1.1. Mikroşerit antenlerin parametreleri	15
3.1.1.1.1. Geri dönüş kaybı	15
3.1.1.2. Mikroşerit antenlerin analiz yöntemleri	17
3.1.1.2.1. İletim hattı modeli	17
3.1.1.2.2. Boşluk modeli	21
3.1.2. Kompakt Mikroşerit Antenler	27
3.2. Radar Sistemleri	27
3.2.1. Adım Frekanslı Sürekli Dalga Radar Sistemleri	27
3.3. Görüntüleme Algoritmalarının Meme Kanseri Görüntülenmesine Uygulanması	29
3.3.1. Eşleştirme-Kovalama Temelli Algoritma	29
3.3.2. Paralel Radon Dönüşümü Temelli Algoritma	34
3.3.3. Dairesel Radon Dönüşümü Temelli Algoritma	39
3.3.4. Sıfır Doldurma	44
3.3.5. Filtreleme	46
3.3.5.1. Ram-Lak Filtresi	47
3.3.5.2. Shepp-Logan Filtresi	47
3.3.5.3. Kosinüs Filtresi	48
3.3.5.4. Hamming Filtresi	49
3.3.5.5. Hann Filtresi	50
3.3.5.6. Binom Filtre	50
3.3.6. Deney Düzenegi Tasarımı	51
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	54
4.1. Meme Kanseri Görüntülenmesine Yönelik Kompakt Mikroşerit Anten Tasarımları	54
4.1.1. Asimetrik Kompakt Mikroşerit Antenler	54
4.1.2. Yığın Mikroşerit Antenler	64
4.2. Meme Kanserin Görüntülenmesine Yönelik Benzetim Çalışmaları	70
4.2.1. Eşleştirme-Kovalama Temelli Algoritmanın Benzetim Verilerine Uygulanması	70
4.2.2. Ters Paralel Radon Dönüşümü Temelli Algoritmanın Benzetim Verilerine Uygulanması	83
4.2.3. Ters Dairesel Radon Dönüşümü Temelli Algoritmanın Benzetim Verilerine Uygulanması	88
4.3. Meme Kanserinin Görüntülenmesine Yönelik Deneysel Çalışmalar	92
4.3.1. Fantom Yapımı ve Ölçümü	92
4.3.2. Deneysel Verilerin Elde Edilmesi	95

	Sayfa
4.3.3. Ters Paralel Radon Dönüşümü temelli Algoritmanın Deneysel Verilere Uygulanması	99
4.3.4. Ters Dairesel Radon Dönüşümü Temelli Algoritmanın Deneysel Verilere Uygulanması	102
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	106
KAYNAKLAR	109
ÖZGEÇMİŞ	118



TABLolar DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 1.1. Meme kanserinin evrelere göre bağıl iyileşme oranları [6]	2
Tablo 1.2. Yaygın kullanılan yöntemlerin performansları [2]	3
Tablo 2.1. 1 GHz frekansı için çeşitli dokuların yaklaşık olarak hesaplanmış elektriksel özellikleri	10
Tablo 2.2. Meme ve tümör dokusuna ait klinik ölçüm sonuçları	11
Tablo 4.1. Toprak elemanı modifiye edilmiş AKMA tasarımına ilişkin parametreler ve değerleri	55
Tablo 4.2. Ağaç-şekilli KMA tasarımına ilişkin parametreler ve başlangıç değerleri (x, y) (mm)	58
Tablo 4.3. Asimetrik ağaç-şekilli KMA tasarımına ilişkin parametreler ve optimizasyon sonrası değerleri (x, y) (mm)	62
Tablo 4.4. Ele alınan YMA için fiziksel parametreler ve değerleri (mm)	65
Tablo 4.5. EK temelli algoritma için benzetimde kullanılan parametreler ve değerleri	70
Tablo 4.6. Önerilen EK temelli algoritmada kullanılacak benzetime ilişkin senaryo bilgileri	71
Tablo 4.7. CST MWS benzetiminde kullanılan parametreler ve değerleri	81
Tablo 4.8. TPRD temelli algoritmada kullanılacak verilerin oluşturulmasında kullanılan parametreler ve değerleri	84
Tablo 4.9. TPRD temelli algoritma için benzetimde kullanılan senaryolara ilişkin bilgiler	85
Tablo 4.10. TDRD temelli algoritmada kullanılacak verilerin oluşturulmasında kullanılan parametreler ve değerleri	88
Tablo 4.11. TDRD temelli algoritmada kullanmak için yapılan benzetimde kullanılan senaryolara ilişkin bilgiler	89
Tablo 4.12. Deneysel çalışmalarda ele alınan senaryolar	96

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 3.1. Elektromanyetik dalganın havada yayılımı [89]	13
Şekil 3.2. Bir antenin iletim hattının Thévenin eşdeğer modeli [89]	13
Şekil 3.3. Dikdörtgen şekilli mikroşerit antenin genel yapısı	15
Şekil 3.4. Bir sistemde giriş gücünün geri yansması ve çıkışa iletilmesi	15
Şekil 3.5. Geri dönüş kaybına karşılık antenden geriye yansıyan gücün oranı	16
Şekil 3.6. Mikroşerit hat beslemeli dikdörtgen mikroşerit antenin ışımaya mekanizması	17
Şekil 3.7. (a) Mikroşerit hat beslemesi, (b) mikroşerit hattın saçaklanmaları ve (c) etkin dielektrik sabiti geometrisi	18
Şekil 3.8. Dikdörtgen mikroşerit anten için iletim hattı modeli eşdeğer devresi	20
Şekil 3.9. Mikroşerit yamadaki yük ve akım dağılımı	22
Şekil 3.10. Dikdörtgen mikroşerit yama	23
Şekil 3.11. AFSD sinyali oluşumunun zaman düzleminde gösterimi	28
Şekil 3.12. Meme kanserinin önerilen algoritmayla görüntülenmesinde ele alınan model	31
Şekil 3.13. EK temelli algoritmada kullanılan üçgen geometri ile ızgaralama	33
Şekil 3.14. 11 farklı θ açısı ve t değeri için $\ell_{t,\theta}$ çizgileri (açı artış miktarı $\pi/10$) [99]	34
Şekil 3.15. TPRD’nde kullanılacak geometri	38
Şekil 3.16. Ele alınan modele TPRD’nde ele alınan çizgilerin uygulanması	38
Şekil 3.17. DRD ve TDRD’lerinin hesaplanmasında kullanılan çemberler	39
Şekil 3.18. TDRD temelli algoritmanın meme kanseri görüntülenmesine uygulanması	41
Şekil 3.19. Tek bir anten tarafından görülen saçıcının menzili	42
Şekil 3.20. TDRD temelli algoritmaya ait akış şeması	43
Şekil 3.21. Dikdörtgensel sinyal	44
Şekil 3.22. Dikdörtgensel sinyalin zaman düzlemi karşılığı	44
Şekil 3.23. Ayrık sistemde dikdörtgensel sinyal	45
Şekil 3.24. Ayrık sistemde dikdörtgensel sinyalin frekans düzlemi karşılığı	45
Şekil 3.25. Sıfır doldurulmuş sinyal	46
Şekil 3.26. Sıfır doldurulmuş sinyalin frekans düzlemi karşılığı	46
Şekil 3.27. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Ram-Lak filtresi katsayıları	47
Şekil 3.28. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Shepp-Logan filtresi katsayıları	48
Şekil 3.29. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Kosinüs filtresi katsayıları	49
Şekil 3.30. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Hamming filtresi katsayıları	49
Şekil 3.31. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Hann filtresi katsayıları	50
Şekil 3.32. 540 birim uzunluğu için örnek Binom filtresi katsayıları	51
Şekil 3.33. Deneysel çalışmalarda kullanılacak deney düzeneğinin (a) yandan ve (b) perspektif görünüşü	51
Şekil 3.34. Deney düzeneğinin kontrol şeması	52
Şekil 4.1. Toprak elemanı modifiye edilmiş mikroşerit hat beslemeli monopol AKMA tasarımı	54
Şekil 4.2. Tasarlanan AKMA için geri dönüş kaybı grafiği	55
Şekil 4.3. (a) 2 GHz, (b) 6.5 GHz ve (c) 11 GHz frekansları için $\theta = 90^\circ$ açısındaki ışımaya diyagramı	56
Şekil 4.4. (a) 2 GHz, (b) 6.5 GHz ve (c) 11 GHz frekansları için $\phi = 0^\circ$ (düz) ve $\phi = 90^\circ$ (kesikli) açılardaki ışımaya diyagramları	57
Şekil 4.5. Ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopol KMA tasarımı	58

	Sayfa
Şekil 4.6. Ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopoll KMA tasarımına ait geri dönüş kaybı benzetim sonucu	59
Şekil 4.7. Tasarlanan antenin YAK algoritması ile optimizasyonuna ilişkin akış şeması	60
Şekil 4.8. Optimize edilmiş asimetrik ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopoll KMA tasarımı	61
Şekil 4.9. Optimizasyon öncesi ve optimizasyon sonrası asimetrik ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopoll KMA tasarımına ait geri dönüş kaybı benzetim sonucu	62
Şekil 4.10. Optimize edilmiş anten için 3 GHz, 6.61 GHz ve 10.3 GHz frekanslarındaki (a) $\theta=90^\circ$, (b) $\phi=0^\circ$ ve (c) $\phi=90^\circ$ açılarındaki ışımaya diyagramları	63
Şekil 4.11. YMA için ana ışımaya elemanı ve toprak düzlemi	64
Şekil 4.12. YMA katmanlarında kullanılacak parazitik eleman tasarımı	65
Şekil 4.13. YMA katmanlarının yerleştirilmesi	66
Şekil 4.14. Bir ve iki katman içeren YMA benzetim sonuçları	66
Şekil 4.15. Üç ve dört katman içeren YMA benzetim sonuçları	67
Şekil 4.16. Bir ve üç katman içeren YMA ölçüm sonuçları	68
Şekil 4.17. (a) 3.1 GHz, (b) 6.85 GHz ve (c) 10.6 GHz frekansları için $\theta = 90^\circ$ açısındaki ışımaya diyagramları	69
Şekil 4.18. (a) 3.1 GHz, (b) 6.85 GHz ve (c) 10.6 GHz frekansları için $\phi = 0^\circ$ (düz) ve $\phi = 90^\circ$ (noktalı) açılarındaki ışımaya diyagramları	69
Şekil 4.19. Görüntüleme alanının ızgaralanmış hali	72
Şekil 4.20. Senaryo #1 için EK temelli algoritma ile tespit edilen tümör konumu	73
Şekil 4.21. Senaryo #1 için EK temelli algoritma kullanılarak oluşturulan görüntü	74
Şekil 4.22. Senaryo #2 ve #3 için EK temelli algoritma ile tespit edilen tümör konumu	75
Şekil 4.23. Senaryo (a) #2 ve (b) #3 için EK temelli algoritma kullanılarak oluşturulan görüntüler	76
Şekil 4.24. Düzlemdeki nokta sayısına bağlı görüntü oluşturma süresinin değişimi	76
Şekil 4.25. Nokta sayıları (a) 362, (b) 447, (c) 562, (d) 737, (e) 1008, (f) 1452, (g) 2267, (h) 4027, (i) 9062 ve (j) 16114 için tespit edilen tümör konumları	78
Şekil 4.26. Nokta sayıları (a) 362, (b) 447, (c) 562, (d) 737, (e) 1008, (f) 1452, (g) 2267, (h) 4027, (i) 9062 ve (j) 16114 için genliklerin görüntüsü	80
Şekil 4.27. CST MWS ortamında oluşturulan meme ve tümör modeli	81
Şekil 4.28. CST MWS ortamında oluşturulan meme ve tümör modeli kullanılarak (a) senaryo #4 ve (b) senaryo #5 için elde edilen görüntüler	82
Şekil 4.29. TPRD temelli algoritma için benzetim verisinin oluşturulacağı model	83
Şekil 4.30. Bir tümör içeren modele ilişkin menzil profili	85
Şekil 4.31. Bir tümör içeren senaryo için TPRD temelli algoritma kullanılarak elde edilen görüntü	86
Şekil 4.32. Saçılan elektrik alan verisinin oluşturulmasında kullanılan (a) 2 ve (b) 3 tümör içeren geometriler	86
Şekil 4.33. (a) 2 ve (b) 3 tümör içeren modellerin elde edilen menzil profilleri	87
Şekil 4.34. (a) 2 ve (b) 3 tümör içeren modellere TPRD temelli algoritmanın uygulanmasıyla elde edilen görüntüler	87
Şekil 4.35. TDRD temelli algoritma için senaryo (a) #1, (b) #2, (c) #3, (d) #4, (e) #5 ve (f) #6 kullanılarak hazırlanan E_s verilerinin menzil profilleri	90
Şekil 4.36. TDRD temelli algoritmanın senaryo (a) #1, (b) #2, (c) #3, (d) #4, (e) #5 ve (f) #6 kullanılarak oluşturulan benzetim verilerine uygulanması sonucu elde edilen görüntüler	92
Şekil 4.37. Sağlıklı doku fantomu	93
Şekil 4.38. Tümör fantomu	94
Şekil 4.39. İnce kum, sağlıklı fantom ve tümör fantomunun ölçülen dielektrik sabitleri	94
Şekil 4.40. Örnek bir deney düzeneği kurulumu	95
Şekil 4.41. Köpük kap içerisinde ince kum	96

	Sayfa
Şekil 4.42. Kum içerisinde vida deneyleri	97
Şekil 4.43. Kum içerisinde vida deneylerinde kullanılan metal vida	97
Şekil 4.44. Verilerin filtrelenmesinde kullanılan binomial katsayılar	98
Şekil 4.45. Merkezden uzaklığı 4 cm olan vidanın ölçüm sonucunun 1. derecesine ait verilerin filtrelenmiş ve filtrelenmemiş eğrileri	99
Şekil 4.46. (a) Senaryo #1, (b) senaryo #2, (c) senaryo #3 ve (d) senaryo 4 için elde edilen görüntüler	100
Şekil 4.47. (a) Senaryo #5, (b) senaryo #6 ve (c) senaryo #7 için elde edilen görüntüler	101
Şekil 4.48. (a) Senaryo #1, (b) senaryo #2, (c) senaryo #3 ve (d) senaryo #4 için elde edilen görüntüler	103
Şekil 4.49. (a) Senaryo #5, (b) senaryo #6 ve (c) senaryo #7 için elde edilen görüntüler	104
Şekil 4.50. (a) Senaryo #8, (b) senaryo #9, (c) senaryo #10 ve (d) senaryo #11 için elde edilen görüntüler	105



KISALTMALAR ve SİMGELER

Kısaltma/Simgesi	Tanım
TNM	Kanser evreleme sistemi
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
USG	Ultrason görüntüleme
YAR	Yapay açıklıklı radar
TYAR	Ters yapay açıklıklı radar
PRD	Paralel radon dönüşümü
TPRD	Ters paralel radon dönüşümü
DRD	Dairesel radon dönüşümü
TDRD	Ters dairesel radon dönüşümü
EK	Eşleştirme-kovalama
MDG	Mikrodalga görüntüleme
TMDG	Tomografik mikrodalga görüntüleme
RTMDG	Radar temelli mikrodalga görüntüleme
ÇGB	Çok geniş-band
Hz	Hertz
KHz	Kilohertz
MHz	Megahertz
GHz	Gigahertz
cm	Santimetre
m	Metre
S/m	Siemens/metre
V/m	Volt/metre
F/m	Farad/metre
GVT	Geciktir-ve-topla
DAUR	Doku algılamalı uyarlanabilir radar
VUDŞ	Veri uyumlu demet şekillendirme
ϵ	Kompleks dielektrik sabiti
ϵ'	Yüklü parçacıkların polarizasyon etkilerini içeren bağlı dielektrik sabiti
ϵ''	Deplasman akımlarından kaynaklanan faz dışı kayıpları temsil eden dielektrik sabiti
ϵ_0	Serbest uzay geçirgenliği
ϵ_{etkin}	Etkin komplekt dielektrik sabiti
σ	İletkenlik
f	Frekans
τ	Dokunun gevşeme mekanizmasının zaman sabiti
δ_d	Kayıp tanjant
Γ	Yansıma katsayısı
RL	Geri dönüş kaybı
ΔL	L uzunluğunun elektriksel uzama miktarı
TM	Transverse Mode, Enine Mod
c	Işık hızı
v_p	Faz hızı
Y	Admitans
G	İletkenlik
B	Süseptans
λ	Dalga boyu
AFSD	Adım frekanslı sürekli dalga
FD	Fourier dönüşümü
TFD	Ters fourier dönüşümü
k	Dalga numarası
E_s	Saçılan elektrik alan

Kısaltma/Simge	Tanım
BT	Bilgisayarlı tomografi
MA	Mikroşerit anten
KMA	Kompakt mikroşerit anten
AKMA	Asimetrik kompakt mikroşerit anten
YMA	Yığın mikroşerit anten
MoM	Moment metodu
YAK	Yapay arı kolonisi
MF	Maliyet fonksiyonu
S_{11}	1 numaralı porttan 1 numaralı porta geri dönüş kaybı parametresi



1. GİRİŞ

Kardiyovasküler hastalıklardan sonra kanser, dünyada ölüm oranının en yüksek olduğu ikinci; meme kanseri ise kanser olan kadınlar arasında birinci sırada gelmektedir [1-3]. Hücrelerin gelişmesini ve bölünmesini kontrol eden genlerde meydana gelen anormal değişiklikler ve mutasyonlar, bu genlerin görevlerini yapamamasına ve hücrelerin kontrolsüz bir şekilde çoğalmasına neden olmaktadır [1, 2]. Gelişimini tamamlayan ve yıkıma uğraması gereken hücrelerin genler tarafından kontrol edilemeyerek kontrolsüz çoğaldığı bu durum, kanser olarak tanımlanmakta ve vücudun hangi organında oluşuyorsa o organa göre adlandırılmaktadır. Ölüm nedenlerinde kanser olan erkekler arasında akciğer, prostat ve mesane kanserleri ilk üç sırada yer alırken kadınlarda ise meme, tiroid ve kolorektal kanserler ilk sıraları paylaşmaktadır. Bahsedilen kanser türleri arasında meme kanserine bağlı ölümlerin oranı, diğer kanser türleri ile kıyaslandığında, meme kanserinin teşhisi ve tedavisinin büyük önem arzettiği görülmektedir [1-4].

Araştırmalara göre memede yer alan bir tümör, ortalama olarak 5 ile 7 yıl aralığında bir santimetre boyuta ulaşabilmektedir [5]. Yavaş gelişmesine rağmen meme kanserini ölümcül kılan, kanserli hücrelerin, lenf kanalları ile koltuk altı lenf bezlerine ve oradan da kan yoluyla diğer organlara yayılım (metastaz) yapabilmesidir. Hastalığın tedavisine karar verebilmek için tümörün yayılımının evreleme yoluyla tespit edilmesine ihtiyaç duyulmaktadır [5]. Tümör yayılımının evrelemesi, *TNM* adı verilen bir evreleme sistemi vasıtasıyla yapılmaktadır. Evreleme sisteminde *T*, tümörün büyüklüğünü ve yayılımını; *N*, hastalıklı koltuk altı lenf bezi sayısını ve *M* ise metastaz durumunu temsil etmektedir. Meme kanserinde 5 ana evre olmak üzere toplam 7 evreden bahsedilebilmektedir. Bunlar:

- Evre 0: kanser hücrelerinin yayılma potansiyeli kazanmadığı, oluşumun sadece meme dokusu ile sınırlı kaldığı evredir.
- Evre I: kanser hücrelerinin yayılma potansiyeli kazandığı, tümör boyutunun 2 cm'den küçük oluşu ve sadece meme dokusu ile sınırlı kaldığı ve tümör dokusunun ameliyat ile alınabildiği evredir.
- Evre II: tümör boyutunun 2 - 5 cm aralığında olduğu, kanserin lenf bezlerine sıçramadığı (A) ve sıçradığı (B) evredir.
- Evre III: tümörün koltuk altı lenf bezlerine ve diğer dokulara sıçradığı (A) ve tümörün boyutuna bakılmaksızın, tümörün göğüs duvarına bağlandığı ve lenf bezlerine sıçradığı evredir.
- Evre IV: hastalıklı hücrelerin meme dokusu dışında (kemik, akciğer, karaciğer veya beyin) diğer dokulara sıçradığı evredir.

Evreler incelendiğinde, ilk evrelerde meme kanserinin teşhisinin önemli olabileceği anlaşılmaktadır. Ayrıca evrelere göre bağıl iyileşme oranlarını gösteren Tablo 1.1, erken evrede teşhisin önemini göstermektedir [6].

Tablo 1.1. Meme kanserinin evrelere göre bağıl iyileşme oranları [6]

Evre	5 Yıllık Bağıl İyileşme Oranı
0	100%
I	100%
IIA	92%
IIB	81%
IIIA	67%
IIIB	54%
IV	20%

Daha önce de bahsedildiği gibi, kötü huylu tümörlerin erken evrelerde tespit edilmesini sağlayacak yöntemlerin geliştirilmesi gerekmektedir [7]. Bütün hastalıklarda olduğu gibi, tedavi edilebilir süreler dâhilinde, özellikle hastalığın erken evrelerinde yapılabilecek teşhis, hastalığın ilerlemesini engelleyici ve hatta tamamen iyileştirici tedavilerin uygulanmasını sağlayabilmektedir. Meme kanserinin tarama ve teşhisinde ana yöntem olarak X-ışınları kullanan mamografi yer almaktadır [2, 3, 8–11]. Düşük enerjili de olsa yüksek frekanslı X-ışınlarının kullanıldığı mamografi, elektromanyetik spektrumun iyonize edici dalgalar sınıfında yer aldığından dolayı uzun vadede zarar verebileceği düşünülmektedir [2, 3, 8–11]. Mamografide görüntüleme yüzeyinin artırılabilmesi için meme, mamografi cihazında baskıya maruz bırakılmakta, böylece konforsuz ve ağırlı bir görüntülemeye neden olmaktadır. Mamografiye alternatif olarak kullanılan bir diğer yöntem, manyetik rezonans görüntülemedir (MRG). MRG, mamografiye göre daha yüksek oranda duyarlılık ve doğruluk sağlasa da özgüllük ve pozitif tahmini oldukça düşüktür. [2] Ayrıca maliyetinin oldukça yüksek olması, görüntüleme işlemi sırasında daha iyi sonuç elde edebilmek için ilaç kullanımına gerek duyulması ve görüntüleme işleminin uzun sürmesi, bu yöntemin dezavantajları arasında sayılabilmektedir [2]. Bundan dolayı MRG, genellikle yüksek risk durumlarında kullanılan bir yöntemdir. Mamografi ve MRG'ye bir diğer alternatif ise ultrason görüntüleme (USG) yöntemidir [2]. Bu yöntem, insan kulağının duyamayacağı frekanslardaki ses dalgalarını kullanmaktadır. Farklı dokular, bu ses dalgalarına farklı tepkiler vermektedir. Tepkiler arasındaki bu farklar, USG'nin temelini oluşturmaktadır. Yüksek mobiliteye ve duyarlılığa sahip olsa da özgüllük, pozitif tahmin ve doğruluk oranları düşüktür. Bundan dolayı tek başına bir yöntem olarak değil, mamografinin yanına yardımcı bir yöntem olarak kullanılmakta ve biyopsiye ihtiyaç duymaktadır. Ayrıca USG ile görüntüleme

yapılabilmesi için, ses dalgalarının vücuda nüfuz edebilmesini ve deriden yansımalarını azaltmak için kuplaj jeli kullanmaya ve derinlerdeki tümörlerin daha iyi görüntülenebilmesi için baskı yapmaya ihtiyaç duymaktadır. Bunlar da yine hastalarda konforsuzluk yaratmaktadır.

Hassan ve arkadaşları [2] tarafından 177'si kötü huylu ve 81'i iyi huylu tümöre sahip olmak üzere toplam 258 hastada yapılan çalışmada, görüntüleme yöntemlerinin test edilmesinde performans değişkenleri olarak duyarlılık, özgüllük, pozitif tahmin değeri ve doğruluk değişkenleri ele alınmış ve çalışmaya ilişkin sonuçlar Tablo 1.2'de verilmiştir.

Tablo 1.2. Yaygın kullanılan yöntemlerin performansları [2]

Yöntem	Duyarlılık	Özgüllük	Pozitif Tahmin Değeri	Doğruluk
Mamografi	%67.8	%75	%85.7	%70.2
Mamografi ve klinik muayene	%77.4	%72	%58.6	%75.6
Klinik muayene	%50.3	%92	%94.0	%63.6
Ultrason	%83.0	%34	%73.5	%67.8
Mamografi ve ultrason	%91.5	%23	%72.3	%70.2
Mamografi, klinik muayene ve ultrason	%93.2	%22	%72.4	%70.9
Manyetik rezonans görüntüleme	%94.4	%26	%73.6	%72.9
Mamografi, klinik muayene ve manyetik rezonans görüntüleme	%99.4	%7	%70.1	%70.5

Bu çalışmada [2] ele alınan değişkenlerden duyarlılık (sensitivity), tespit edilen kötü huylu tümöre sahip hasta sayısının, toplam kötü huylu tümöre sahip hasta sayısına oranını; özgüllük (specificity), doğru sınıflandırılan iyi huylu tümöre sahip hastaların sayısının, toplam iyi huylu tümöre sahip hasta sayısına oranını; pozitif tahmin değeri, doğru sınıflandırılan kötü huylu tümöre sahip hastaların sayısının toplam pozitif teşhis sayısına oranını ve doğruluk, doğru teşhis yapılan hasta sayısının (tümörün iyi veya kötü huylu olması önemsenmeden) toplam hasta sayısına oranını temsil etmektedir. Toplam pozitif teşhis sayısı, pozitif olarak teşhis edilen kötü huylu tümöre sahip hasta sayısına ek olarak pozitif olarak yanlış teşhis edilen iyi huylu tümöre sahip hastaları da içermektedir.

Yukarıda bahsedilen yöntemlerin sahip oldukları dezavantajların üstesinden gelmek için yer altı görüntüleme [12, 13], duvar arkası görüntüleme [14–16] ve yer altı su miktarı ve sızıntısı tespiti [17–22] gibi alanlarda da kullanılan iyonize edici olmayan elektromanyetik dalgalar, insan vücudundaki kanserli hücrelerin tespiti gibi birçok biyomedikal uygulamada kullanılmaya başlanmıştır [3, 11, 31–35, 23–30]. Meme içerisinde yer alan iyi ve kötü huylu tümörlerin dielektrik özelliklerinin, içerisinde bulunduğu sağlıklı dokuların dielektrik özelliklerinden farklı olduğu çeşitli çalışmalarda vurgulanmaktadır [5, 36, 45, 37–44]. Mikrodalga görüntüleme

kullanılan frekans aralığında kötü huylu tümörler ile sağlıklı hücreler arasında belirgin bir dielektrik karşıtlığı bulunmaktadır. Bu frekans bandında meme dokusunun, vücudun diğer dokularına oranla daha geçirgen olması [46], bu frekanslardaki elektromanyetik dalgaların, kötü huylu tümörlerin tespitinde ve görüntülenmesinde kullanılması fikrini desteklemektedir. Bu tez çalışmasında, biyolojik dokulardaki tümörlerin mikrodalga ile görüntülenmesi için kullanılabilir algoritmalarının uygulanması ve geliştirilmesi hedeflenmiştir.

Literatürde yer alan çalışmaların bir kısmı, silindirik veya dairesel anten dizileri kullanılarak yapılmaktadır [7, 47, 48]. Anten dizileri kullanılan çalışmalarda, genellikle, basit yapılarından dolayı dipol antenler [49] veya küçük boyutlarından dolayı kompakt mikroşerit antenler [33, 48, 50–52] tercih edilmektedir. Sabit sayıda anten içeren dizilerin kullanıldığı düzeneklerde antenler arası mesafenin değiştirilememesi ve anten boyutlarının, bu mesafeleri kısıtlayarak alınabilecek veri sayısını azaltması birer dezavantaj olarak ortaya çıkmaktadır. Sabit anten dizisi kullanmak yerine bir veya birden fazla antenin belirli açılarla görüntülenmek istenen nesne etrafında döndürülmesiyle daha hassas ölçümler yapılabilmektedir. Böylece az sayıda anten kullanarak çok sayıda antenin yaptığı iş yapılabilmektedir. Basit anlamda bu yapı, yapay açıklıklı radar (YAR) prensibi olarak adlandırılmaktadır [53]. Tek bir alıcı/verici anten kullanılarak (monostatik) veya birden fazla alıcı/verici anten kullanılarak (multistatik) yapılabilen YAR prensibini temel alan görüntüleme işleminde antenlerin hassas açılarla nesne etrafında döndürülmesi gerekmektedir. Böylece anten boyutlarına ilişkin dezavantaj ortadan kalkmakta ve açılarının ayarlanmasıyla görüntüleme işleminin hassasiyeti de ayarlanabilmektedir. Aynı temelde, antenlerin sabit tutulup nesnenin döndürüldüğü görüntüleme yapısı ise ters yapay açıklıklı radar (TYAR) olarak adlandırılmaktadır [53]. Bu çalışmada YAR ve TYAR prensiplerine göre görüntüleme yapmaya imkân sağlayabilecek bir deney düzeneği tasarlanmış ve üretilmiştir. Düzenek, Teflon malzemeden üretilen ve bilgisayar tarafından kodlarla kontrol edilebilen adım motorlar aracılığı ile döndürülebilen, içte döner bir tabla ve dış kısmında döner bir halkadan oluşturmuştur. Böylece YAR ve TYAR temelli deneysel çalışmalar, üretilen düzenek vasıtasıyla yapılabilmektedir.

Mikrodalga temelli görüntüleme için yapılacak deneysel çalışmalarda elektromanyetik dalgaların görüntülenmek istenen dokuya gönderilmesi ve dokunun bu dalgalarda meydana getirdiği değişikliklerin ölçülmesi için antenlerin kullanılması gerekmektedir. Antenler, yüksek frekanslı sinyaller üreten cihazdan iletim hattı yoluyla kendisine gelen sinyalleri, havada yayılabilecek elektromanyetik dalgalar haline; havada yayılmakta ve kendisine gelmekte olan elektromanyetik dalgaları ise elektriksel sinyallere dönüştürmektedir. Bu tez çalışmasında, mikrodalga görüntüleme için kullanılabilir mikroşerit anten tasarımları yapılmıştır.

Görüntüleme algoritmalarını kullanabilmek için öncelikle simülasyon çalışmaları yapılmıştır. İlk aşamada deri ve tümör dokuları mükemmel saçıcı olarak kabul edilmiş ve elektrik

alan verileri hesaplanmıştır. Bir sonraki aşamada, daha gerçekçi benzetimler yapmaya imkân tanıyan tam dalga elektromanyetik simülasyon programları kullanılarak çeşitli durumlar için simülasyonlar yapılmıştır. Elde edilen simülasyon verileri, görüntüleme algoritmalarının uyarlanması ve geliştirilmesinde kullanılmıştır. Daha sonra ise kum, vida, sağlıklı doku fantomu ve tümör fantomu kullanarak gerçekçi deneysel çalışmalar yapılmıştır.

Tez çalışması kapsamında elde edilen benzetim sonuçlarına ve deneysel sonuçlara, Paralel Ters Radon Dönüşümü (TPRD) temelli algoritma uygulanmıştır. Daha sonra ise Eşleştirme-Kovalama (EK) ve Ters Dairesel Radon Dönüşümünü (TDRD) temel alan yaklaşımlar önerilmiştir. Elde edilen sonuçlar ise çalışmanın sonunda tartışılmıştır.



2. KAYNAK ARAŞTIRMALARI

2.1. Meme Kanserinin Mikrodalga Görüntülenmesi

Meme kanserinin mikrodalgalar kullanılarak görüntülenmesi, 1970'li yılların sonlarında Larsen ve arkadaşları tarafından suya daldırılmış bir anten tasarımının yapılması ile başlamıştır [54]. Su ile biyolojik doku arasındaki dalga empedansının uyumlanmasının sağlanması ve dönen iki anten arasındaki iletim katsayılarının kullanılmasıyla köpek böbreğinin iç yapısının görüntülenmesi sağlanmıştır [55]. Bu sonuçlar, biyolojik dokuların mikrodalgalar kullanılarak görüntülenmesine olan ilginin artmasını sağlamıştır.

Biyolojik dokuların dielektrik özellikleri, sıcaklık ile büyük oranda bağlantılıdır. Bu durum, hipertermi tedavisinin etkilerini kontrol edebilen mikrodalga görüntülemenin gelecek vaadeden bir yöntem olduğunu göstermektedir [56–59]. Mikrodalga görüntüleme (MDG), meme kanserinin görüntülenmesi çalışmalarında da kendisine geniş bir yer edinmiştir. Günümüze kadar çeşitli araştırmacılar tarafından, meme kanserinin mikrodalga görüntülenmesi ile ilgili olarak literatür çeşitli katkılar yapılmıştır [3, 11, 63–67, 23, 25, 31, 35, 47, 60–62].

Mikrodalga görüntüleme, dokunun dielektrik özelliklerinin bir kesit olarak oluşturulduğu tomografik mikrodalga görüntüleme (TMDG) ve radar teknikleri kullanılarak doku içerisindeki güçlü saçıcıların görüntülerinin oluşturulduğu radar temelli mikrodalga görüntüleme (RTMDG) olmak üzere iki ana yaklaşımdan oluşmaktadır. TMDG metodları, ters saçılım problemini temel almaktadır ve ikiye başlıkta değerlendirilmektedir. Bunlardan ilki, küçük boyutlarda olan ve civarındaki doku ile arasındaki dielektrik karşıtlık oranı düşük olan nesnelerin görüntülenmesinde Born veya Rytov yöntemlerini kullanan doğrusal bir yaklaşım olan kırınım tomografisidir [58, 60, 68–70]. Bu yöntem, boyutları büyük olan ve dielektrik karşıtlık oranı yüksek olan nesnelerin görüntülenmesinde verimsiz sonuçlar üretmektedir. Diğeri ise doğrusal olmayan deterministik yaklaşımdır ve literatürde bu konuda çeşitli çalışmalar mevcuttur [62, 67, 79–82, 71–78]. Bu yöntem, amaç fonksiyonunun Newton veya benzeri temelli iteratif yöntemlerle optimize edilmesine dayanmaktadır. Bu yöntemlerde algoritma, yoğun hesaplamalar içermektedir ve genellikle iki boyutlu görüntülemelerde tercih edilmektedir. RTMDG ise saçıcılara ve saçıcıların bulunduğu ortama ilişkin bilgi içeren radar sinyallerinin içerisindeki bilginin alınarak işlenmesine dayanmaktadır. Bu tez çalışmasında RTMDG yöntemleri ele alınmıştır.

Literatürde, kanser hücrelerinin görüntülenmesine yönelik RTMDG yönteminin kullanıldığı benzetim ve deneysel çalışmalar mevcuttur [3, 11, 63, 83–86, 23, 26, 29, 31–33, 35, 48]. Her ne kadar benzetim ve fantomlar kullanılarak yapılan deneysel çalışmalar 1970'li yıllarda başlamış olsa da MDG'nin gerçek meme dokusu üzerindeki klinik uygulaması 2000'li yıllarda yapılabilmektedir [47]. Mariya Lazebnik ve arkadaşları, cerrahi müdahalelerle elde edilen sağlıklı

dokular ile iyi ve kötü huylu tümörlerin dielektrik özellikleri üzerine çok geniş-band (ÇGB) frekanslarında bir çalışma sunmuşlardır [46]. Sunulan çalışmaya göre, meme kanserinin tespiti ve görüntülenmesinde, ele alınan dokular arasında dikkate değer farklar olduğu ortaya konmuştur [46]. Açık sonlandırılmış hassas koaksiyel prob kullanılan çalışmada sağlıklı meme dokusu ile iyi ve kötü huylu tümörler için 0.5 GHz ile 20 GHz frekans aralığında ölçümler gerçekleştirilmiştir [46]. Böylece sağlıklı doku ile iyi ve kötü huylu tümör dokularının dielektrik özellikleri, yapılan deneysel çalışmalarla belirlenmiştir ve oluşturulan Cole-Cole modeli kullanılarak elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Ameliyattan elde edilen dokular kullanılarak yapılan bu çalışma, dokular arasındaki dielektrik karşılıkları ortaya koyarak bu konuda yapılacak deneysel çalışmaların önünü açmıştır [46].

Meme kanserinin MDG ile görüntülenmesi üzerine İlhami Ünal tarafından, bow-tie antenleri kullanılarak voxel-temelli bir benzetim çalışması yapılmıştır [33]. Çalışmada 1 GHz ile 8 GHz frekansları arasında çalışan bir küresel yüzey uyumlu bow-tie anten tasarımı yapılmış ve ardından voxel-tabanlı meme fantomunun 40 mm derinliğine, 2 mm boyutlarında oluşturulan tümör modeli konumlandırılmıştır. Empedans uyumunun sağlanması için anten ile fantom, kuplaj ortamına yerleştirilmiştir. Küresel meme modelinin görüntülenmesi için geciktir-ve-topla (GVT) algoritması kullanılmış ve tümör modeline ilişkin görüntü elde edilmiştir. İlhami Ünal ve arkadaşları, bir diğer çalışmada katmanlı fantom modeli kullanarak meme tümörünün tespit edilmesine yönelik deneysel bir çalışma gerçekleştirmiştir [87]. Deneysel çalışmada 19 cm x 19 cm boyutlarında düzlemsel bir fantom oluşturulmuştur. Yüksekliği 2 mm olacak şekilde deri ve 48 mm olacak şekilde meme dokusu fantomundan oluşturulan yapı içerisine tümör fantomu yerleştirilmiştir. Ölçümler için yığın yama anten tasarımı kullanılmıştır. Anten, yapı üzerinde 1 cm artışla 361 nokta için konumlandırılmış ve geri dönüş kaybı değeri, 4.6 GHz ile 5 GHz frekans aralığında 631 frekans noktası için ölçülmüştür. Toplanan verilere göre hesaplanan sinyal enerjilerinin görüntü düzlemine yerleştirilmesiyle RTMDG görüntüsü oluşturulmuştur [87].

Sill ve arkadaşları, meme kanserinin görüntülenmesi için doku algılamalı uyarlanabilir radar (DAUR) odaklama algoritması önermiştir [88]. Bu çalışmada yansıyan sinyaller işlenerek derinin etkisi veriden ayrıştırılmıştır. RTMDG temelinde yapılan çalışmada, meme fantomu, tümör fantomu ve rezistif yüklü Wu-King monopoli anteni, uyumlandırma sıvısı ile dolu bir tank içerisine yerleştirilmiş ve 1 GHz ile 10 GHz arasındaki frekans tepkileri ölçülmüştür. 20 cm yarıçapındaki tankın ortasına 5 cm yarıçapında meme dokusu fantomu yerleştirilmiştir. Meme dokusunun deri tabakası 2 mm kalınlığında oluşturulmuştur. Anten ise meme fantomundan 2 cm uzaklığa yerleştirilmiştir. Fantom, düzenek içerisinde 22.5° ve 45° derece açı aralıklarıyla döndürülmüş ve 1 GHz ile 10 GHz arasında toplam 1601 frekans noktası için ölçüm gerçekleştirilmiştir. Elde edilen verilere, çalışmada önerilen DAUR odaklama algoritması uygulanmış ve senaryoya uygun görüntüler elde edilmiştir [88].

Klemm ve arkadaşları, yarı küresel anten dizisi kullanarak RTMDG yöntemiyle deneysel çalışmalar gerçekleştirmişlerdir [48]. Açıklık kuplalı 16 ÇGB boşluk destekli yığın mikroşerit anten kullanılarak oluşturulan anten dizisi, klinik çalışmalarda kullanılmak ve üç boyutlu görüntüleme yapmak üzere tasarlanmıştır. 78 mm yarıçapa sahip yarı küre şeklinde yerleştirilen antenler, sağlıklı meme fantomundan 20 mm mesafede bulunmaktadır. Antenler ile eş merkezli yerleştirilen fantom içerisinde konumlanmış olan 4 mm ve 6 mm çapındaki küresel tümör fantomlarının elektromanyetik tepkileri ölçülerek, öncelikle ön işlemden geçirilmiş, ardından ise GVT algoritması ve veri-uyumlu demet şekillendirme (VUDŞ) algoritmasının kullanımıyla üç boyutlu olarak görüntülenmiştir.

Klinik çalışmalarda kullanılan ilk yakın alan MDG sistemi, Meaney ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir [47]. Geliştirilen bu sistem, 300 MHz ile 1 GHz frekans aralığında çalışan ve silindirik olarak yerleştirilmiş 32 monopol antenden oluşan anten dizisi içermektedir. Mekanik olarak 1 cm aralıklarla yukarı ve aşağı yönlere hareket edebilen anten dizisi, meme dokusu ile arasındaki empedans uyumunun sağlanması için tuzlu su dolu tank içerisinde konumlandırılmıştır. Anahtarlama sistemi kullanılan bu dizide yer alan antenlerden her seferinde bir tanesi verici, diğerleri ise alıcı olarak görev yapmakta ve bu işlem, bütün antenler için tekrarlanmaktadır.

2.2. Biyolojik Dokuların Dielektrik Özellikleri Üzerine Çalışmalar

MDG, dokuların elektromanyetik dalgalara karşı verdiği tepkileri temel olarak görüntüleme yapılmasını sağlayan bir yöntemdir. Dokuların mikrodalgalar kullanılarak görüntülenebilmesine olanak sağlayan en önemli iki parametre, dokunun dielektrik sabiti ve iletkenliği olarak kabul edilebilir. Dokuların dielektrik özelliklerinin görüntülenmesinde, Eşitlik (2.1) ile verilen, dokuya ait kompleks dielektrik sabitlerinin değişimi dikkate alınmaktadır [60].

$$\varepsilon = \varepsilon' - j\varepsilon'' = \varepsilon' - j\frac{\sigma}{2\pi f} \quad (F/m) \quad (2.1)$$

Eşitlikte yer alan ε' , doku içerisindeki yüklü parçacıkların polarizasyon etkilerini içeren bağıl dielektrik sabitini; ε'' , uygulanan elektromanyetik alan tarafından üretilen deplasman akımlarından kaynaklanan faz dışı kayıpları; σ , malzemenin iletkenliğini ve f , dielektrik sabitinin hesaplanacağı frekansı temsil etmektedir. Dielektrik olarak ele alınan biyolojik dokuların iletkenliği ise,

$$\sigma = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon'' \quad (2.2)$$

ile verilmektedir. Eşitlikte yer alan ε_0 , serbest uzayın dielektrik geçirgenliğidir ve değeri $\left(\frac{1}{36\pi}\right)10^{-9} F/m$ 'dir. Biyolojik dokuların dielektrik özellikleri, farklı frekanslarda dokuların farklı bölümleri tarafından oluşturulan hücrel ve moleküler gevşemeden dolayı oldukça dağınıktır [60]. Mikrodalga frekans bölgesinde baskın gevşeme, serbest su moleküllerinin dipolar gevşemesidir. Bundan dolayı dokuların dielektriksel özellikleri, içerdikleri su miktarı ile büyük oranda ilişkilidir.

Dokuların dielektrik özellikleri ile ilgili olarak Gabriel ve arkadaşları [38–40], 10 Hz ile 100 GHz arasındaki frekanslar için biyolojik dokuların fiziksel modellemelerini oluşturdukları çalışmalar sunmuşlardır. Dielektrik özelliği ile ilgili olarak en temel ve bilinen model, Eşitlik (2.3) ile verilen Debye ifadesidir [40].

$$\varepsilon(f) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + j2\pi f\tau} \quad (2.3)$$

Debye ifadesinde yer alan τ , dokunun gevşeme mekanizmasının zaman sabiti; ε_∞ , $2\pi f\tau \gg 1$ olan frekanslardaki geçirgenlik ve ε_s , $2\pi f\tau \ll 1$ olan frekanslardaki geçirgenlik olarak verilmektedir. Model, Eşitlik (2.4) ile verildiği gibi, daha farklı gevşeme tiplerine uygun sonuçlar verecek şekilde genişletilebilir.

$$\varepsilon(f) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + j2\pi f\tau_1} + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_\infty}{1 + j2\pi f\tau_2} \quad (2.4)$$

Eşitlik (2.4) farklı tiplerdeki gevşemelere ait zaman sabitlerini alacak şekilde genişletilmiş bir versiyondur ancak eşitlikte yer alan ε_∞ ve ε_s parametreleri, ara değerler eklenmek suretiyle genişletilmelidir. Biyolojik yapıların bileşimlerinin ve yapılarının kompleksliğinden dolayı Eşitlik (2.5) ile verilen genişletilmiş Cole-Cole modeli de kullanılabilir [40].

$$\varepsilon(f) = \varepsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j2\pi f\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_i}{j2\pi f\varepsilon_0} \quad (2.5)$$

Eşitlikte yer alan σ_i , çok düşük frekansları etkileyen sabit bir alanın oluşturduğu durgun iyonik iletkenliğini temsil etmektedir. Örnek olarak 1 GHz frekansında vücudun çeşitli dokularına ilişkin Cole-Cole modeli ile hesaplanmış olan dielektrik sabiti değeri ile birlikte iletkenlik, kayıp tanjant, doku içerisindeki dalga boyu ve nüfuz derinliği değerleri Tablo 2.1'de verilmiştir [38–40].

Tablo 2.1. 1 GHz frekansı için çeşitli dokuların yaklaşık olarak hesaplanmış elektriksel özellikleri

Doku	İletkenlik (S/m)	Bağlı Geçirgenlik	Kayıp Tanjant	Dalga Boyu (m)	Nüfuz Derinliği (m)
Akciğer (Nefes Almış)	0.474	21.825	0.390	0.06302	0.05327
Akciğer (Nefes Vermiş)	0.897	51.102	0.316	0.04144	0.04282
Beyin (Beyaz Hücreler)	0.622	38.577	0.290	0.04778	0.05356
Beyin (Gri Hücreler)	0.985	52.282	0.339	0.04090	0.03949
Böbrek	14.495	57.939	0.450	0.03847	0.02854
Dalak	13.227	56.611	0.420	0.03903	0.03083
Deri (Kuru)	0.899	40.936	0.395	0.04600	0.03845
Deri (Islak)	0.882	45.711	0.347	0.04371	0.04129
Dil	0.975	55.017	0.319	0.03993	0.04088
Diş	0.156	12.363	0.226	0.08473	0.12068
Kalp	12.836	59.290	0.389	0.03824	0.03242
Kan	15.829	61.065	0.466	0.03741	0.02688
Kan Damarı	0.729	44.561	0.294	0.04444	0.04915
Karaciğer	0.897	46.401	0.348	0.04338	0.04090
Kas	0.978	54.811	0.321	0.04000	0.04068
Kemik	0.156	12.363	0.226	0.08473	0.12068
Kıkırdak	0.829	42.317	0.352	0.04541	0.04229
Lenf	10.788	59.470	0.326	0.03838	0.03844
Mide	12.316	64.797	0.342	0.03673	0.03519
Pankreas	10.788	59.470	0.326	0.03838	0.03844
Prostat	12.527	60.259	0.374	0.03798	0.03345
Rahim	13.147	60.777	0.389	0.03777	0.03205
Tendon	0.760	45.634	0.299	0.04390	0.04771
Tiroid	10.788	59.470	0.326	0.03838	0.03844
Yağ (Meme İçi)	0.053	54.079	0.176	0.12843	0.23460
Yağ (Vücut)	0.054	5.447	0.177	0.12796	0.23247

Literatürde ayrıca meme dokusunun ve tümör dokusunun özellikleri 3 MHz – 3 GHz [42], 20 kHz – 100 MHz [43], 3.2 GHz [44] ve 50 MHz – 900 MHz [45] frekansları için çeşitli araştırmacılar tarafından ölçülmüştür. Bu çalışmalar dikkate alındığında, mikrodalga frekanslarda kötü huylu tümör dokusu ile sağlıklı dokusunun bağlı geçirgenlikleri arasındaki karşıtlık 4 kattan fazla, iletkenlikleri arasındaki karşıtlık ise yaklaşık olarak 8 kattan fazladır. 2 GHz ile 3.2 GHz frekans aralığı için gerçek dokuların ölçüm değerleri Tablo 2.2’de verilmiştir [42, 43, 45].

Tablo 2.2. Meme ve tümör dokusuna ait klinik ölçüm sonuçları

Doku	ϵ'	σ (S/m)
Sağlıklı Doku	10 – 25	0.35 – 1.05
Yağ Dokusu	4 – 4.5	0.11 – 0.14
Kötü Huylu Tümör	45 – 60	3 – 4
İyi Huylu Tümör	10 – 50	1 – 4

Tabloda görülen değerler, ciddi farklılıklara sahiptir. Bu farkı oluşturan sebepler arasında, dokuların vücuttan ayrılmış olması, dokuların su içerikleri ve kan akışının değişmiş olması sayılabilmektedir. Bu konuda yapılan çalışmalar incelendiğinde, sağlıklı doku ile kötü huylu tümör dokusu arasında 2 ile 5 kat arasında karşıtlık bulunduğu görülmektedir.

Bu tezde, deneysel verilerin elde edilmesi aşamasında, ince kum, vida, tümör ve sağlıklı doku fantomu gibi, dielektrik özellikleri farklı materyaller kullanılmıştır. Yapılan ölçümlerde ince kumun dielektrik sabiti çok düşük elde edilirken, sağlıklı ve tümör fantomlarının dielektrik sabitleri ise literatürde verilen değerlere yakın bulunmuştur. Böylece tez kapsamında oluşturulan senaryolarda kullanılacak farklı özelliklere sahip materyaller, önerilen görüntüleme algoritmalarının performanslarını da ortaya çıkarmaktadır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, meme kanserinin görüntülenmesi için özgün radar temelli mikrodalga görüntüleme algoritmaları geliştirilmesi ve bu algoritmaların, benzetim çalışmaları ve deneysel çalışmalarla kullanılabilirliğinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla öncelikle meme ve tümör modelleri oluşturularak benzetim verileri elde edilmiştir. Benzetim verilerinin oluşturulmasında, monostatik ters yapay açıklıklı radar (TYAR) prensibine göre oluşturulan model, saçılan elektrik alan verilerinin sayısal hesaplamasında kullanılmıştır. Ardından daha gerçekçi bir benzetim sağlamak için elektromanyetik benzetim programı kullanılmıştır. Homojen ve çeşitli ihmallerin yapılmasıyla oluşturulan modele ilişkin benzetim verileri, özgün radar temelli mikrodalga görüntüleme (RTMDG) algoritmalarının geliştirilmesinde ve varolan algoritmaların bu verilere uyarlanmasında kullanılmıştır. Ardından, çok geniş bant (ÇGB) meme kanserinin görüntülenmesi uygulamalarında, dizi anten yapısı içerisinde yer alabilecek birim mikroşerit anten tasarımları yapılmıştır. Daha sonra, tez kapsamında önerilen algoritmaların performanslarının ortaya çıkmasını sağlayan ve yüksek yönlülüğe sahip bir horn anten kullanılarak deneysel çalışmalar yapılmıştır. Deneysel çalışmalardan elde edilen veriler, önerilen algoritmaların uygulanması ve geliştirilmesinde kullanılmıştır. Algoritmaların geliştirilmesi sırasında çok sayıda deney yapılmıştır ancak bu tez çalışmasında, basitliği korumak adına, yapılan benzetim ve deneysel çalışmaların bir bölümü sunulmuştur.

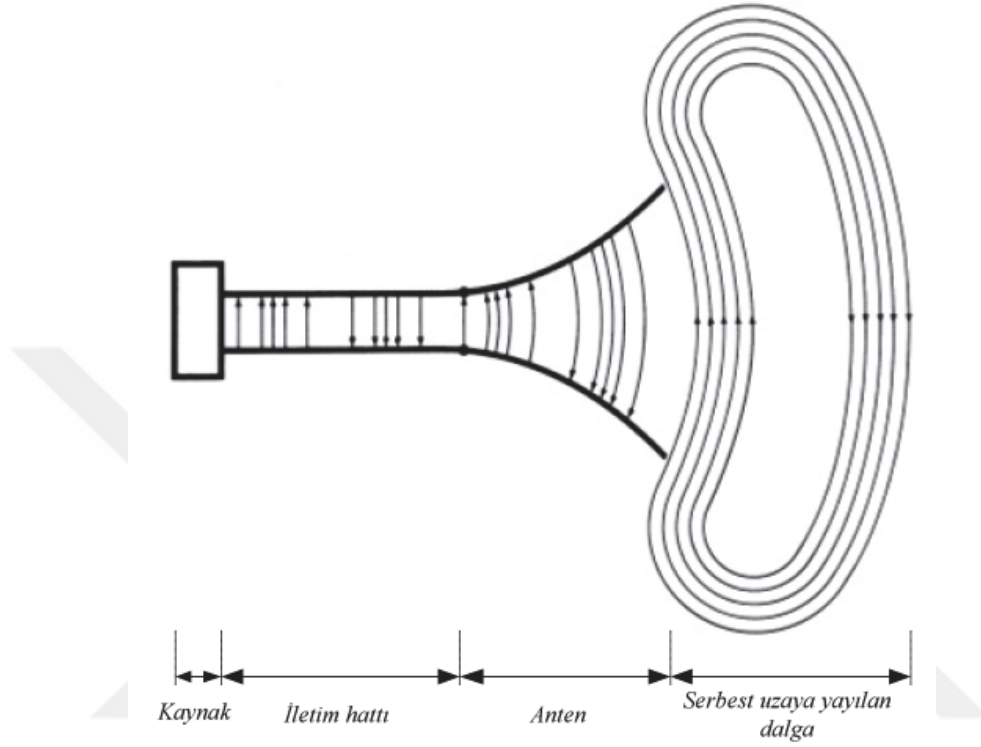
Deneysel çalışmalar sırasında bu işlemlerin daha kolay yapılmasını sağlamak için bir deney düzeneği hazırlanması düşünülmüştür. Üzerine anten yerleştirilebilecek ve bilgisayar üzerinden kontrol edilebilecek şekilde hazırlanan deney düzeneği, meme kanserinin görüntülenmesi ile ilgili deneysel çalışmaların yanında küçük boyutlu nesnelerin görüntülenmesi ile ilgili çalışmalara da uygun olarak geliştirilmiştir.

Tez çalışmasının asıl amacını oluşturan meme kanserinin RTMDG ile görüntülenmesine yönelik önerilen algoritmaların benzetim ve deneysel çalışmalara uygulanması ile ilgili detaylar, çalışmalar sırasında ortaya çıkan sorunlar ve bunlara üretilen çözümler, önerilen algoritmaların avantajları, dezavantajları ve algoritmalar ile elde edilen görüntülerin yorumlanması, devam eden bölümlerde anlatılacaktır. Son olarak, benzetim çalışmaları ve deneysel çalışmalar sonucu elde edilen görüntülerin, senaryolarda oluşturulan modellerle gösterdiği büyük uyum değerlendirilecektir.

3.1. Antenler

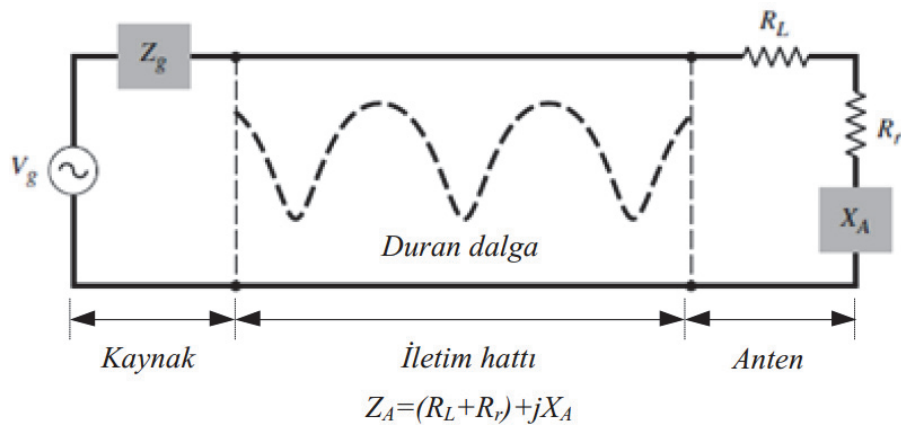
Kablosuz haberleşmenin temel bileşenleri olan antenler, kendisine gelen elektriksel sinyali havada yayılabilecek elektromanyetik dalgalara; havadan topladığı elektromanyetik alanları ise elektriksel sinyallere dönüştürebilen mikrodalga elemanlardır. Antenler,

tasarlandıkları frekanslardaki sinyalleri yayabilir veya o frekanslarda yayılan elektromanyetik dalgaları toplayarak elektriksel sinyallere dönüştürebilirler [89]. Kaynaktan üretilen bir elektriksel sinyalin iletim hattı ile dipol antene aktarılarak serbest uzaya yayılımı, Şekil 3.1’de verilmiştir [89].



Şekil 3.1. Elektromanyetik dalganın havada yayılımı [89]

Şekil 3.1’de verilen sistem, bir kaynak, iletim hattı ve antenden oluşmaktadır. Bu yapının, devre elemanları ile oluşturulan Thévenin eşdeğeri Şekil 3.2’de verilmiştir.



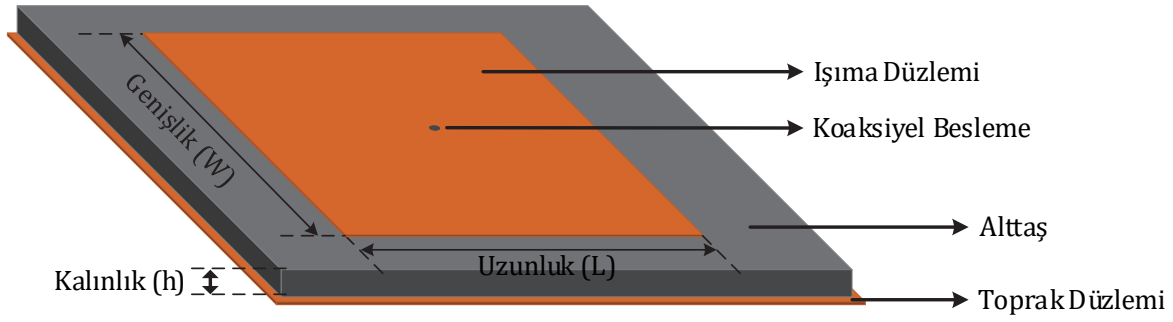
Şekil 3.2. Bir antenin iletim hattının Thévenin eşdeğer modeli [89]

Eşdeğer devrede yer alan V_g , Z_g , R_L , R_r ve X_A , sırasıyla giriş gerilimini, giriş empedansını, antene ilişkin iletim ve dielektrik kayıplarını, ışıma direncini ve ışıma reaktansını temsil etmektedir. Kaynak tarafından üretilen sinyaller, ideal şartlarda ışıma direncine aktarılmalıdır ancak pratik sistemlerde iletim hattı ve antenin yapısı, iletim ve dielektrik kayıplarını oluşturmaktadır. Antene maksimum güç iletimi, empedans uyumu sağlandığında gerçekleşmektedir [89]. Şekil 3.2'de verilen eşdeğerde görüldüğü gibi, iletim hattı ile anten arayüzünden yansıyan dalgalar, iletim hattında, kaynaktan antene doğru ilerleyen dalgalarla girişim oluşturmaktadır. Oluşan girişimler, iletim hattının enerji depolama elemanı gibi davranmasına neden olan duran dalgaları meydana getirmektedir. Bundan dolayı anten sistemlerinin iletim hattı kayıplarını, anten kayıplarını ve duran dalgaları azaltacak şekillerde tasarlanması, iletim hattındaki duran dalgaların minimize edilmesinde önemli rol almaktadır. İletim kayıpları, düşük kayıplı iletim hatlarının kullanılmasıyla; anten kayıpları, antenini kayıp direncinin azaltılmasıyla ve duran dalgalar, iletim hattı empedansı ile anten empedansı arasındaki uyumla azaltılabilmektedir.

3.1.1. Mikroşerit Antenler

Mikroşerit antenler, elektriksel iletkenliği olmayan bir veya birden fazla alttaşın altında ve üstünde yer alan ışıma düzlemi ve toprak düzlemi ile bu anteni besleyen besleme hattından oluşmaktadır [89]. Işıma ve toprak düzlemleri, kalınlığı (t) serbest uzay dalga boyundan (λ_0) çok küçük olan ve genellikle altın, kalay, gümüş, nikel veya bakır gibi metallere meydana gelmektedir. Işıma düzlemi ile toprak düzlemi arasında mekanik desteği sağlayan alttaşın kalınlığı (h), genellikle serbest uzay dalga boyunun 0.003'ü ile 0.05'i arasında olacak şekilde seçilmektedir. Ayrıca dielektrik sabiti (ϵ_r) yüksek ve kayıp tanjantı (δ_d) 0.005'in altında olan alttaş malzemelerin seçimi, antenin performansını yükseltmektedir [89]. Küçük boyut, düşük maliyet, düzlemsel olmayan yüzeylere uygulanabilirlik, entegre devrelere dahil edilebilme ve devre baskı yöntemleri ile kolay bir şekilde üretilebilmeleri, mikroşerit antenlerin avantajlarını oluşturmaktadır. Ancak bu avantajlarının yanında bant genişliğinin dar olması, verimlerinin ve kazançlarının düşük olması, yüzey dalgaları ile uyartım oluşması, besleme noktalarından ışıma yapması ve ışıma düzlemi ile toprak düzlemi arasındaki alttaşın kalınlığının az olmasından dolayı düşük güçte çalışma zorunluluğu, mikroşerit antenlerin dezavantajlarını oluşturmaktadır. Bu dezavantajlarından düşük güç ve düşük kazanç özellikleri, dizi anten tasarımları ile aşılabilmektedir.

Literatürde genellikle daire, üçgen, kare ve dikdörtgen gibi geleneksel şekillere sahip mikroşerit antenler üzerine çalışmalar yapılmıştır [50, 52, 89-92]. Dikdörtgen şekilli mikroşerit antenin genel yapısı Şekil 3.3'te görülmektedir.



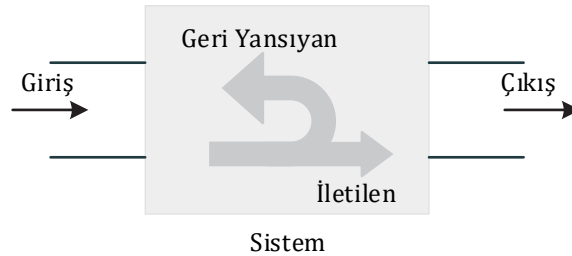
Şekil 3.3. Dikdörtgen şekilli mikroşerit antenin genel yapısı

Mikroşerit antenlerin tasarımlarında kullanılacak altaş malzemelerin dielektrik sabitleri genellikle 2.2 ile 12 arasındadır ancak yüksek verim ve yüksek bant genişliği için düşük dielektrik değerine sahip kalın altaşlar seçilmektedir.

3.1.1.1. Mikroşerit antenlerin parametreleri

3.1.1.1.1. Geri dönüş kaybı

Bir antenin en önemli parametrelerinden biri olan geri dönüş kaybı (S_{11}), antenden kaynağa doğru geri yansıyan gücün ($P_{yansiyon}$), antene gelen güce (P_{gelen}) oranının logaritmik bir ifadesidir.



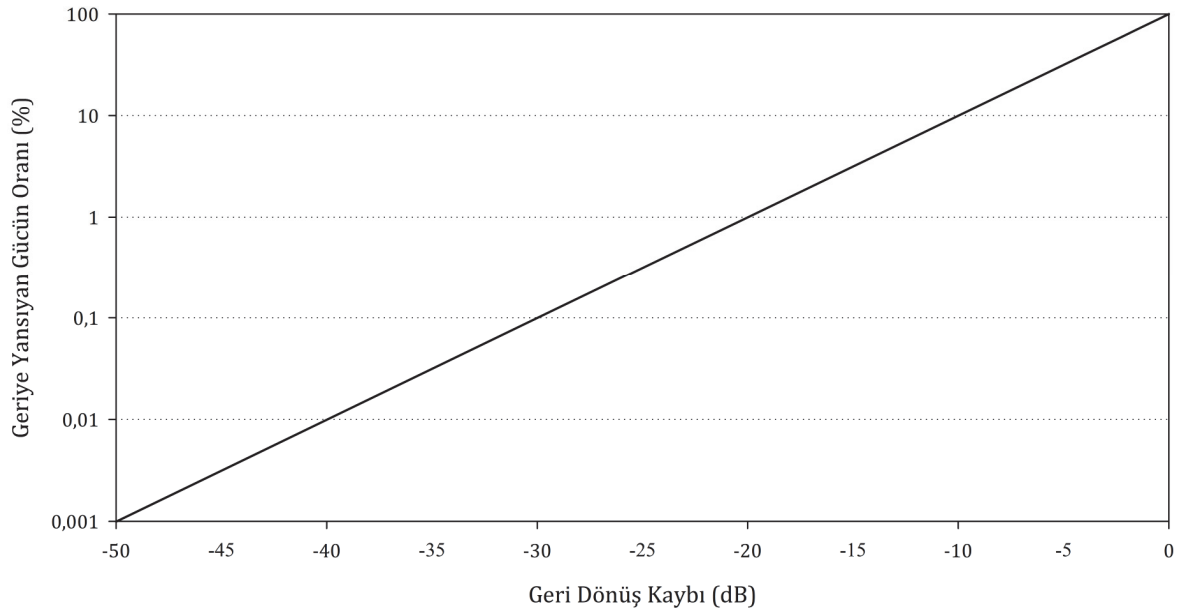
Şekil 3.4. Bir sistemde giriş gücünün geri yansması ve çıkışa iletilmesi

Şekil 3.4'deki sistem, anten olarak kabul edilebilir. Bu durumda giriş, antene gelen elektriksel sinyali, çıkış ise gelen bu gücün anten tarafından elektromanyetik dalga olarak havaya yayılmasını temsil etmektedir. Antene gelen gücün bir kısmı geri yansımakta, bir kısmı da havaya yayılmaktadır. Geri dönüş kaybı ifadesi Eşitlik (3.1) ile verilmiştir.

$$RL = 10 \log_{10} \left(\frac{P_{yansiyon}}{P_{gelen}} \right) = 20 \log_{10} \left(\frac{E_{yansiyon}}{E_{gelen}} \right) \quad (3.1)$$

Eşitliklerde yer alan $P_{\text{yansıyan}}$, P_{gelen} , $E_{\text{yansıyan}}$ ve E_{gelen} parametreleri sırasıyla antenden geriye yansıyan gücü, antene gelen gücü, antenden geriye yansıyan elektrik alanı ve antene gelen elektrik alanı temsil etmektedir. Anten tasarımı, aslında bir empedans uyumlandırma problemidir. Antenin, kendisine gelen elektriksel sinyali elektromanyetik dalgalar olarak havaya yaymasının bir parametresi olan geri dönüş kaybının çok küçük olması, yansıyan gücün antene gelen güce oranla çok düşük olmasını ve böylece gelen sinyallerin büyük kısmının elektromanyetik dalga olarak havaya yayıldığını göstermektedir. Bundan dolayı geri dönüş kaybının çok düşük değerlerde olması istenmektedir.

Bir antenin, kendisine gelen gücün yarısından fazlasını elektromanyetik dalga olarak yaydığı frekans, rezonans frekansı olarak adlandırılmaktadır. Eşitlik (3.1) kullanılarak, herhangi bir antenin rezonansa girdiği geri dönüş kaybı değerinin -3 dB olacağı hesaplanabilir. Ancak anten tasarımlarında genellikle antene gelen gücün %90'ından fazlasının havaya yayılması beklenmektedir. Bu durumda Eşitlik (3.1) kullanılırsa geri dönüş kaybının -10 dB olacağı hesaplanmaktadır. Literatürde yer alan çalışmaların büyük kısmında antenin verimli çalışacağı geri dönüş kaybı değeri, -10 dB ve daha küçük olduğu değerler olarak kabul edilmektedir. Antenden geriye yansıyan gücün oranının geri dönüş kaybına karşılığı Şekil 3.5'te verilmiştir.



Şekil 3.5. Geri dönüş kaybına karşılık antenden geriye yansıyan gücün oranı

Eşitlik (3.1) incelendiğinde hiç yansıma olmadan, gelen gücün tamamının yansımada durumunda geri dönüş kaybı sonsuz değere ulaşmaktadır. Pratikte bu değer, oldukça küçük değerlere ulaşabilmektedir.

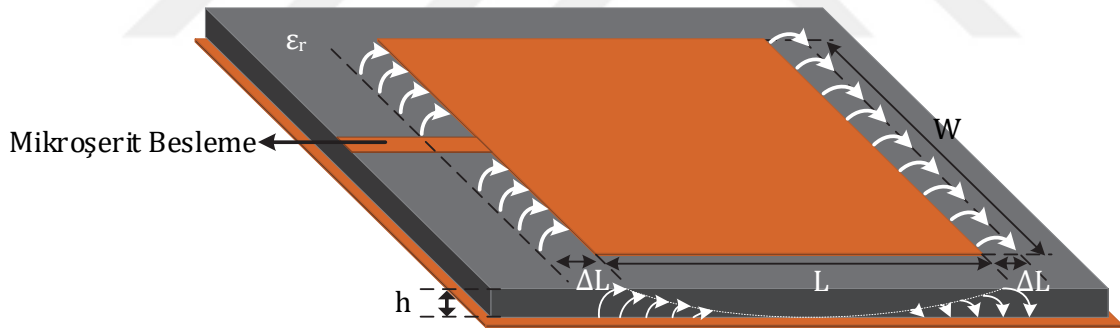
3.1.1.2. Mikroşerit antenlerin analiz yöntemleri

Mikroşerit antenlerin analizlerini yapmak için literatürde çeşitli yöntemler mevcuttur. Bunların en önemlileri, basitten karmaşığa doğru, iletim hattı modeli, boşluk modeli ve moment metodunu ve integral denklemleri içeren tam dalga yöntemidir [89]. Bu yöntemlerde basitlik, daha az doğruluk sağlarken karmaşıklık, doğru sonuca daha yakın sonuçlar vermektedir.

3.1.1.2.1. İletim hattı modeli

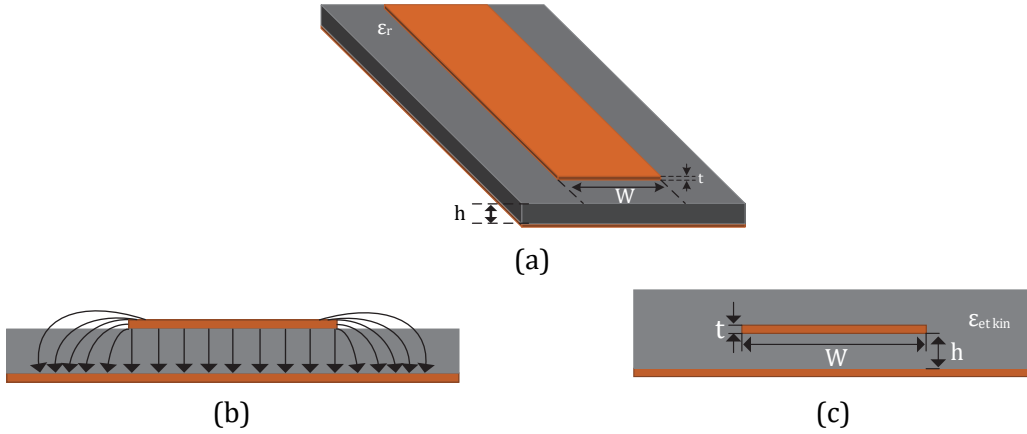
İletim hattı modeli, diğer modellere göre daha basit çözümler sağlamaktadır ancak elde edilen çözümlerin doğruluğu, diğer modellere oranla daha düşüktür [89]. Analizi daha kolay olduğundan dolayı iletim hattı modelinin anlatımı, dikdörtgen mikroşerit anten dikkate alınarak yapılacaktır.

İletim hattı modeline göre bir dikdörtgen mikroşerit antenin, aralarında L uzunluğunda Z_c empedanslı iletim hattı bulunan, W genişliği ve h yüksekliğine sahip iki dar açıklıktan oluştuğu varsayılmaktadır. Elektromanyetik alan, boyutları sonlu olan ışınma düzleminin uzunluğu ve genişliği boyunca saçılmaktadır. Mikroşerit hat beslemeli dikdörtgen mikroşerit antene ilişkin ışınma mekanizması Şekil 3.6'da görülmektedir [89].



Şekil 3.6. Mikroşerit hat beslemeli dikdörtgen mikroşerit antenin ışınma mekanizması

Uzunluk boyunca geçerli olan bu saçılma durumu, genişlik boyunca da geçerlidir. Işınma düzleminin boyutları ve alttaşın kalınlığı, saçılmayı etkileyen parametrelerdendir. E-düzlemi (xy -düzlemi) için saçılma, L uzunluğunun h kalınlığına oranının ve alttaş malzemenin dielektrik sabitinin (ϵ_r) bir fonksiyonu olarak verilmektedir. Mikroşerit antenlerde ışınma düzleminin uzunluğu (L), alttaş malzemenin kalınlığından (h) çok büyük olduğundan dolayı saçılma az olmaktadır ancak antenin rezonans frekansı etkilendiğinden dolayı hesaplara dahil edilmektedir. Bir mikroşerit hat, elektrik alan çizgileri ve etkin dielektrik sabiti geometrisi Şekil 3.7 (a) - (c)'de verilmiştir.



Şekil 3.7. (a) Mikroşerit hat beslemesi, (b) mikroşerit hattın saçaklanmalar ve (c) etkin dielektrik sabiti geometrisi

Ele alınan mikroşerit, bir dielektrik alttaşın altında toprak düzlem ve üstünde ışıma düzlemi içermektedir. Ancak anten, hava ortamında bulunduğu için dolayı saçaklanmalar, Şekil 3.7 (b)'de görüldüğü gibi, elektrik alan çizgilerinin büyük bir kısmı alttaş içerisinde yoğunlaşmış olsa da az miktarda alan, alttaşa ek olarak hava ortamında da saçaklanmaktadır. Bu durumda hesaplamalarda, homojen olmayan iki dielektrik alttaşlı bir yapı olarak göz önüne alınmalıdır. $\epsilon_r \gg 1$ ve $W/h \gg 1$ olduğunda elektrik alan çizgilerinin büyük bir kısmı, alttaş malzemede yoğunlaşmaktadır. Bu durum, ışıma düzleminin fiziksel boyutlarının aynı kalmasına rağmen elektriksel boyutlarının daha büyük olmasını sağlamaktadır. Elektrik alan çizgilerinin bir kısmının alttaş malzeme içerisinde, bir kısmının ise havada saçaklanmasından dolayı homojen olmayan bu ikili dielektrik yapının hesaba katılabilmesi için etkin dielektrik sabiti (ϵ_{etkin}) tanımlanmaktadır. Etkin dielektrik sabiti göz önüne alındığında mikroşerit hat, Şekil 3.7 (c)'de görüldüğü gibi, tamamı etkin dielektrik sabitinden oluşan bir alttaş içerisine yerleştirilmiş gibi düşünülebilir. Alttaş üzerinde sadece hava dielektriği bulunan bir yapıda ϵ_{etkin} , havanın dielektrik sabiti ile alttaşın dielektrik sabiti arasında bir değere sahip olacaktır. Ancak $\epsilon_r \gg 1$ olduğunda ϵ_{etkin} , alttaşın dielektrik sabitine yakın bir değere sahip olmaktadır. Etkin dielektrik sabiti, Eşitlik (3.2) ile hesaplanmaktadır [89].

$$\epsilon_{etkin} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[1 + 12 \cdot \frac{h}{W} \right]^{-0.5} \quad (F/m) \quad (3.2)$$

Saçaklanma etkisi, antenin elektriksel boyutlarının, Şekil 3.3'te görüldüğü gibi, fiziksel boyutlarından daha büyük görünmesine neden olmaktadır. Işıma düzleminin kenarlarında görülen ΔL , söz konusu elektriksel uzamayı temsil etmektedir. ΔL elektriksel uzaması, Eşitlik (3.3) ile tanımlanmaktadır [89].

$$\Delta L = (0.412)h \frac{(\varepsilon_{etkin} + 0.3) \left(\frac{W}{h} + 0.264 \right)}{(\varepsilon_{etkin} - 0.258) \left(\frac{W}{h} + 0.8 \right)} \quad (3.3)$$

Işıma düzlemindeki elektriksel uzama, düzlemin iki kenarında gerçekleştiğinden dolayı yamanın etkin uzunluğu, baskın TM_{010} modu için [89–92],

$$L_{etkin} = L + 2\Delta L \quad (3.4)$$

olacak şekilde hesaplanmaktadır. Yine baskın TM_{010} modunda mikroşerit antenin rezonans frekansı [89–92],

$$f_{r,010} = \frac{1}{2L\sqrt{\varepsilon_r}\sqrt{\varepsilon_0\mu_0}} = \frac{v_0}{2L\sqrt{\varepsilon_r}} \quad (3.5)$$

ile ifade edilmektedir. Burada v_0 , ışığın serbest uzaydaki hızını temsil etmektedir. Eşitlik (3.5)'te kullanılan uzunluk ve dielektrik sabiti parametreleri, bahsedilen saçaklanma ve elektriksel uzama etkilerini barındırmadığından dolayı eşitlik, bu etkileri de içine alacak şekilde yeniden düzenlenmelidir. Böylece rezonans frekansına ait yeni eşitlik [89],

$$\begin{aligned} f_{r,010} &= \frac{1}{2L_{etkin}\sqrt{\varepsilon_{etkin}}\sqrt{\varepsilon_0\mu_0}} = \frac{v_0}{2L_{etkin}\sqrt{\varepsilon_{etkin}}} \\ &= \frac{v_0}{2(L + 2\Delta L)\sqrt{\varepsilon_{etkin}}} \end{aligned} \quad (3.6)$$

şekilde elde edilir. Işıma yapan alanlar (yarıklar), paralel eşdeğer Y admitansları ile temsil edilmektedir. Y admitansları ise G iletkenliği ve B süseptansı ile ifade edilmektedir. Buna göre ışıma yapan elektriksel uzama (ΔL) alanlarından biri için Y admitansı [89],

$$Y_1 = G_1 + jB_1 \quad (3.7)$$

olarak elde edilir. Burada G iletkenliği ve B süseptansı, $h < \frac{\lambda_0}{10}$ olmak üzere,

$$G_1 = \frac{W}{120\lambda_0} \left[1 - \frac{1}{24} (k_0 h)^2 \right] \quad (3.8)$$

$$B_1 = \frac{W}{120\lambda_0} [1 - 0.636 \ln(k_0 h)] \quad (3.9)$$

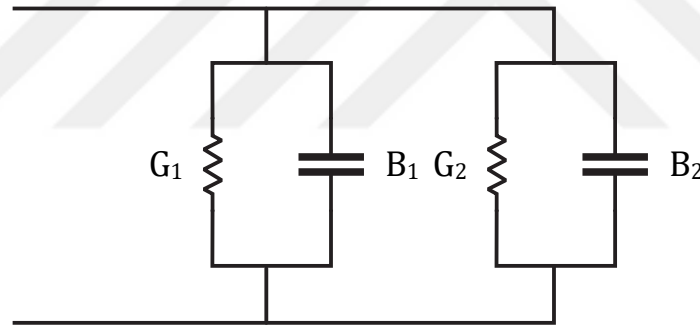
ifadeleri ile hesaplanmaktadır [89]. Yamanın iki kenarındaki uzamalar da eşdeğer olduğundan dolayı, ikinci elektriksel uzama alanı için admitans, iletkenlik ve süseptans ifadeleri Eşitlik (3.7) - (3.10) ile eşdeğerdir.

$$Y_2 = Y_1 \quad (3.10)$$

$$G_2 = G_1 \quad (3.11)$$

$$B_2 = B_1 \quad (3.12)$$

Şekil 3.6'da verilen dikdörtgen şekilli mikroşerit anten için iletkenlik ve süseptansların kullanılması ile elde edilen iletim hattı modeli eşdeğer devresi Şekil 3.8'de görülmektedir [89].



Şekil 3.8. Dikdörtgen mikroşerit anten için iletim hattı modeli eşdeğer devresi

Besleme hattı tarafındaki yarığın admitansı, admitans dönüşüm eşitlikleri aracılığı ile yamanın diğer tarafındaki yarığın admitansının, giriş terminallerine dönüştürülmesiyle bulunmaktadır. Altaştaki dalga boyu λ olmak üzere yamanın iki yanındaki yarıklar birbirinden $\lambda/2$ kadar uzak olmalıdır. Ancak yamanın boyutunun gerçek boyutlarından daha büyük görünmesine neden olan saçaklanmalar, iki yarığın arasındaki aralığın $\lambda/2$ 'den daha az olmasına neden olmaktadır. Bu durumda ikinci yarığın dönüştürülmüş admitansı,

$$\tilde{Y}_2 = \tilde{G}_2 + j\tilde{B}_2 = G_1 - jB_1 \quad (3.12)$$

olmaktadır. Böylece toplam rezonans giriş admitansı için,

$$Y_{giris} = Y_1 + \tilde{Y}_2 = 2G_1 \quad (3.13)$$

ifadesi elde edilmektedir. Buna göre rezonans giriş empedansı,

$$Z_{giris} = R_{in} = \frac{1}{Y_{giris}} = \frac{1}{2G_1} \quad (3.14)$$

ile hesaplanmaktadır. Eşitlik (3.14), yarıklar arasındaki karşılık empedansı göz önüne almamaktadır ancak karşılıklı empedansı göz önüne alması için,

$$R_{in} = \frac{1}{2(G_1 \pm G_{12})} \quad (3.15)$$

şeklinde düzenlenebilir. Eşitlik (3.15)'te, yarıklar arası ve ışınma düzlemi altındaki rezonans gerilim dağılımının tek olduğu modlarda (+) işareti, dağılımın çift olduğu modlarda ise (-) işareti kullanılmaktadır. Eşitlik (3.15)'te bulunan karşılıklı empedans (G_{12}) parametresi [89],

$$G_{12} = \frac{1}{|V_0|^2} \text{Re} \left[\iint_S \mathbf{E}_1 \times \mathbf{H}_2^* \cdot d\mathbf{s} \right] \quad (3.16)$$

ifadesi ile hesaplanmaktadır. Burada V_0 , \mathbf{E}_1 ve \mathbf{H}_2 parametreleri sırasıyla yarıklar arası gerilimi, giriş yarığında ışınan elektrik alanı ve çıkış yarığında ışınan manyetik alanı temsil etmektedir. İntegral ise yarıçapı büyük bir küre üzerinde alınmaktadır. Eşitlik (3.16) ile verilen karşılıklı empedansın, sıfırıncı dereceden birinci tür Bessel fonksiyonunu (J_0) içerecek şekilde hesabı, Eşitlik (3.16) ile verilebilmektedir [89].

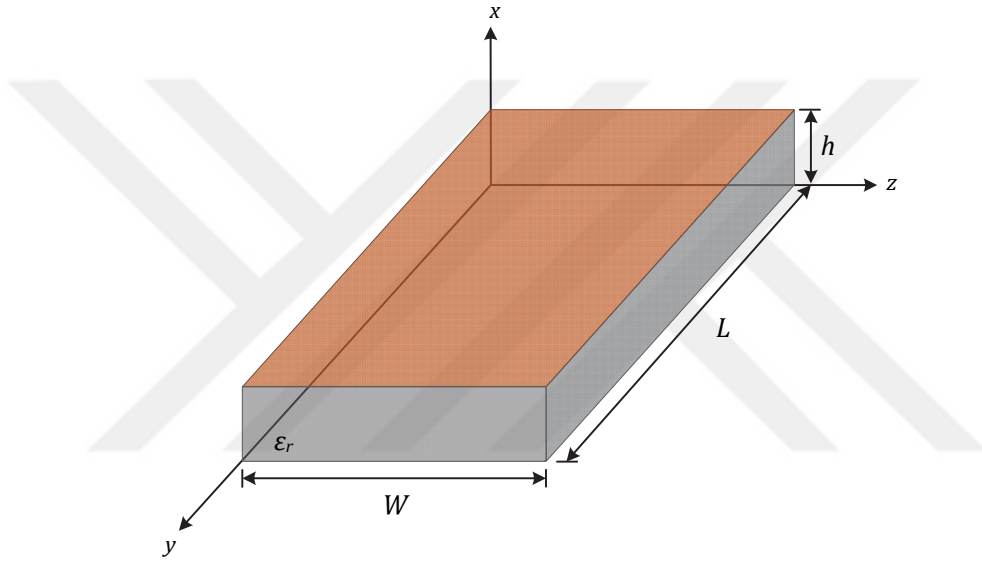
$$G_{12} = \frac{1}{120\pi^2} \int_0^\pi \left[\frac{\sin\left(\frac{k_0 W}{2} \cos\theta\right)}{\cos\theta} \right]^2 J_0(k_0 L \sin\theta) \sin^3\theta d\theta \quad (3.17)$$

3.1.1.2.2. Boşluk modeli

Dielektrik yüklü boşluklara benzeyen mikroşerit antenlerde dielektrik alttaşı içerisindeki elektrik alan, yama çevresi boyunca manyetik duvarlarla ve elektrik iletkenlerle sınırlanan bir boşluk olarak tanımlanmasıyla doğru bir şekilde elde edilebilmektedir. Bu model, yaklaşık bir

durumda, yükseklik boyunca alan değişimleri sabit kabul edilmektedir. Ayrıca alttaş yüksekliğinin çok küçük olmasından dolayı yama kenarlarındaki saçaklanmaların da çok az olduğu, yamanın altındaki elektrik alanın yama yüzeyine dik olduğu söylenebilmektedir. Bundna dolayı yama içerisinde sadece TM alanlar dikkate alınmaktadır. Modelde yamanın alt ve üst yüzeyleri mükemmel elektrik iletken iken dört yan duvar ise mükemmel manyetik duvarlar olarak kabul edilmektedir [89].

Boşluk içerisindeki bahsedilen alan konfigürasyonları, vektör potansiyel yaklaşımı ile bulunabilmektedir [89]. Alan konfigürasyonlarından bahsedebilmek için Şekil 3.10'da verilen dikdörtgen mikroşerit yama dikkate alınabilir.



Şekil 3.10. Dikdörtgen mikroşerit yama

Şekil 3.10'da verilen dikdörtgen yamanın altında bulunan alan, ϵ_r dielektrik sabitine sahip bir dielektrik malzeme ile yüklenmiş dikdörtgensel boşluk olarak kabul edilebilir. Vektör potansiyel A_x , Eşitlik (3.18) ile verilen homojen Helmholtz dalga denklemini sağlamalıdır.

$$\nabla^2 A_x + k^2 A_x = 0 \quad (3.18)$$

Burada değişkenlerin ayırımı kullanılarak çözüm [89],

$$A_x = [A_1 \cos(k_x x) + B_1 \sin(k_x x)] [A_2 \cos(k_y y) + B_2 \sin(k_y y)] [A_3 \cos(k_z z) + B_3 \sin(k_z z)] \quad (3.19)$$

olarak yazılabilir. Eşitlikte yer alan k_x , k_y ve k_z parametreleri, x , y ve z yönlerindeki dalga numaralarını temsil etmektedir ve sınır koşulları ile belirlenebilmektedir. Boşlukta bulunan elektrik ve manyetik alanlar, vektör potansiyel ile bağlantılıdır [89].

$$E_x = -j \frac{1}{\omega \mu \epsilon} \left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} + k^2 \right) A_x \quad (3.20)$$

$$E_y = -j \frac{1}{\omega \mu \epsilon} \frac{\partial^2 A_x}{\partial x \partial y} \quad (3.21)$$

$$E_z = -j \frac{1}{\omega \mu \epsilon} \frac{\partial^2 A_x}{\partial x \partial z} \quad (3.22)$$

$$H_x = 0 \quad (3.23)$$

$$H_y = \frac{1}{\mu} \frac{\partial A_x}{\partial z} \quad (3.24)$$

$$H_z = -\frac{1}{\mu} \frac{\partial A_x}{\partial y} \quad (3.25)$$

Sınır koşullar ise aşağıdaki eşitliklerle verilmektedir.

$$E_y(x'=0, 0 \leq y' \leq L, 0 \leq z' \leq W) = 0 \quad (3.26)$$

$$E_y(x'=h, 0 \leq y' \leq L, 0 \leq z' \leq W) = 0 \quad (3.27)$$

$$H_y(0 \leq x' \leq h, 0 \leq y' \leq L, z'=0) = 0 \quad (3.28)$$

$$H_y(0 \leq x' \leq h, 0 \leq y' \leq L, z'=W) = 0 \quad (3.29)$$

$$H_z(0 \leq x' \leq h, y=0, 0 \leq z' \leq W) = 0 \quad (3.30)$$

$$H_z(0 \leq x' \leq h, y=L, 0 \leq z' \leq W) = 0 \quad (3.31)$$

Eşitliklerde kullanılan x' , y' ve z' parametreleri, boşluk içerisindeki alanları temsil etmektedir. $E_y(x'=0, 0 \leq y' \leq L, 0 \leq z' \leq W) = 0$ ve $E_y(x'=h, 0 \leq y' \leq L, 0 \leq z' \leq W) = 0$ sınır koşullarının uygulanmasıyla,

$$B_1 = 0 \quad (3.32)$$

$$k_x = \frac{m\pi}{h}, \quad m = 0, 1, 2, \dots \quad (3.33)$$

ifadeleri elde edilmektedir. Benzeri şekilde $H_y(0 \leq x' \leq h, 0 \leq y' \leq L, z' = 0) = 0$ ve $H_y(0 \leq x' \leq h, 0 \leq y' \leq L, z' = W) = 0$ sınır koşullarının uygulanmasıyla

$$B_3 = 0 \quad (3.34)$$

$$k_z = \frac{p\pi}{W}, \quad p = 0, 1, 2, \dots \quad (3.35)$$

ifadeleri elde edilmektedir. Son olarak $H_z(0 \leq x' \leq h, y = 0, 0 \leq z' \leq W) = 0$ ve $H_z(0 \leq x' \leq h, y = L, 0 \leq z' \leq W) = 0$ sınır koşullarının uygulanmasıyla da,

$$B_2 = 0 \quad (3.36)$$

$$k_y = \frac{n\pi}{L}, \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad (3.37)$$

ifadeleri elde edilmektedir. Böylece boşluk içerisindeki vektör potansiyelin son hali,

$$A_x = A_{mnp} \cos(k_x x') \cos(k_y y') \cos(k_z z') \quad (3.38)$$

olarak elde edilmektedir. Elde edilen ifade A_{mnp} , her bir mnp modu için genliği temsil etmektedir. Dalga numaraları olan k_x , k_y ve k_z parametreleri,

$$\left. \begin{aligned} k_x &= \frac{m\pi}{h}, & m &= 0, 1, 2, \dots \\ k_y &= \frac{n\pi}{L}, & n &= 0, 1, 2, \dots \\ k_z &= \frac{p\pi}{W}, & p &= 0, 1, 2, \dots \end{aligned} \right\} m = n = p \neq 0 \quad (3.39)$$

eşitlikleri ile ifade edilmektedir. Eşitliklerde yer alan m , n ve p parametreleri, sırasıyla, x , y ve z yönlerindeki yarı döngü alan sayısını temsil etmektedir. k_x , k_y ve k_z dalga numaraları [89],

$$k_x^2 + k_y^2 + k_z^2 = \left(\frac{m\pi}{h}\right)^2 + \left(\frac{n\pi}{L}\right)^2 + \left(\frac{p\pi}{W}\right)^2 = k_r^2 = \omega_r^2 \mu \epsilon \quad (3.40)$$

şeklindeki sınırlı eşitlikle ilişkili olduğu için boşluktaki rezonans frekansı [89],

$$(f_r)_{mnp} = \frac{1}{2\pi\sqrt{\mu\epsilon}} \sqrt{\left(\frac{m\pi}{h}\right)^2 + \left(\frac{n\pi}{L}\right)^2 + \left(\frac{p\pi}{W}\right)^2} \quad (3.41)$$

olarak verilmektedir. Eşitlik (3.38) ile verilen vektör potansiyel A_x , Eşitlik (3.20) – (3.25) aralığındaki ifadelerde yerlerine yazılırsa boşluk içindeki elektrik ve manyetik alanlar, aşağıda verildiği şekilde elde edilecektir.

$$E_x = -j \frac{(k^2 - k_x^2)}{\omega\mu\epsilon} A_{mnp} \cos(k_x x') \cos(k_y y') \cos(k_z z') \quad (3.42)$$

$$E_y = -j \frac{k_x k_y}{\omega\mu\epsilon} A_{mnp} \sin(k_x x') \sin(k_y y') \cos(k_z z') \quad (3.43)$$

$$E_z = -j \frac{k_x k_z}{\omega\mu\epsilon} A_{mnp} \sin(k_x x') \cos(k_y y') \sin(k_z z') \quad (3.44)$$

$$H_x = 0 \quad (3.45)$$

$$H_y = -\frac{k_z}{\mu} A_{mnp} \cos(k_x x') \cos(k_y y') \sin(k_z z') \quad (3.46)$$

$$H_z = \frac{k_y}{\mu} A_{mnp} \cos(k_x x') \sin(k_y y') \cos(k_z z') \quad (3.47)$$

Baskın mod olarak adlandırılan en düşük dereceden rezonans frekanslı modu belirlemek için, rezonans frekansları incelenmelidir. Rezonans frekanslarının artan bir şekilde sıralanması, çalışma modlarının derecesini belirlemektedir. Mikroserit antenlerin tamamı $h \ll L$ ve $h \ll W$ eşitliklerini sağlamaktadır. Eğer $h < L < W$ ise baskın mod, TM_{010}^x modudur ve bu moddaki rezonans frekansı [89],

$$(f_r)_{010} = \frac{1}{2L\sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{v_0}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.48)$$

eşitliği ile verilmektedir. Burada v_0 , ışığın boşluktaki hızını temsil etmektedir. Eğer $h < L/2 < W < L$ ise bir sonraki mod TM_{001}^x modudur ve bu moddaki rezonans frekansı,

$$(f_r)_{001} = \frac{1}{2W\sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{v_0}{2W\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.49)$$

eşitliği ile verilmektedir. Eğer $h < W < L/2 < L$ ise ikinci dereceden mod TM_{001}^x yerine TM_{020}^x modu olmaktadır ve bu moddaki rezonans frekansı,

$$(f_r)_{020} = \frac{1}{L\sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{v_0}{L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.50)$$

eşitliği ile verilmektedir. Eğer $h < L < W$ ise baskın mod, TM_{001}^x modu; eğer $h < L < W/2 < W$ ise baskın mod, TM_{002}^x modudur.

3.1.2. Kompakt Mikroşerit Antenler

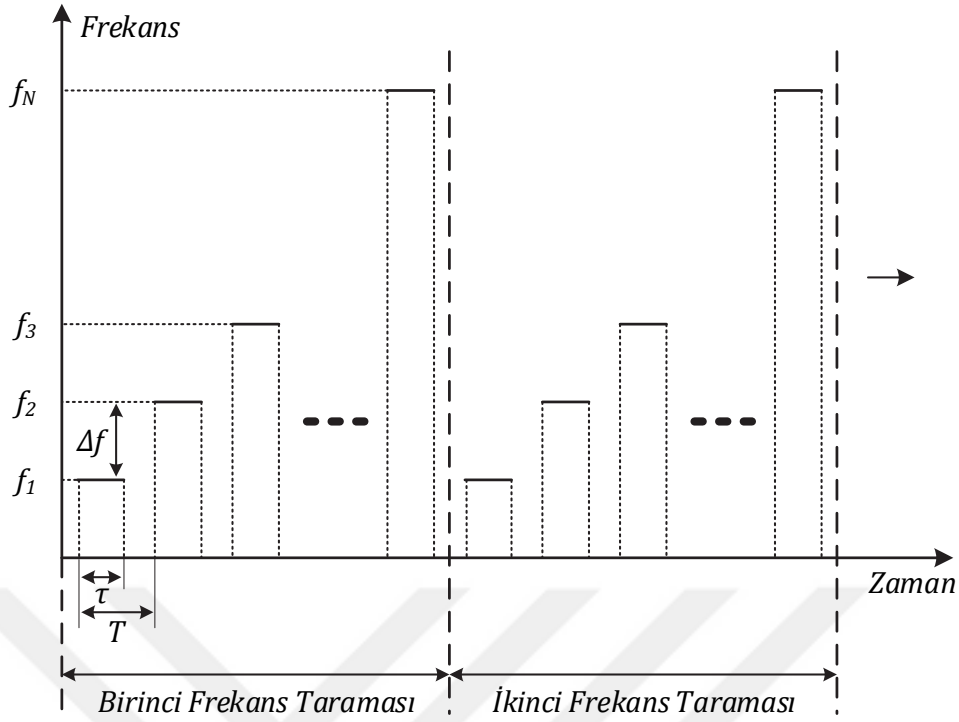
Kompakt mikroşerit antenler (KMA), geleneksel şekillere sahip mikroşerit antenlerin ışınım elemanlarının geometrilerinde modifikasyonlar yapılmasıyla elde edilen antenlerdir. Bu modifikasyonlar, antenin ışınım elemanına slotlar açmak, geometriye eklemeler yapmak, toprak düzlemin boyutlarını değiştirmek, toprak düzleme slotlar açmak, geometriyi asimetric hale getirmek ve birden fazla alttaş kullanmak yoluyla gerçekleştirilebilmektedir. Bu modifikasyonların esas amacı, aynı çalışma frekansı için daha küçük boylu anten elde edebilmek veya aynı geometrik boyutlar için çalışma frekansını düşürmektir. Literatürde KMA tasarımı ve optimizasyonlarına ilişkin çeşitli çalışmalar mevcuttur [50, 52, 90–92].

3.2. Radar Sistemleri

3.2.1. Adım Frekanslı Sürekli Dalga Radar Sistemleri

Radar sistemlerinde, uygulanacağı çalışmanın özelliklerine ve gereklerine göre çeşitli sinyal türleri kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında, adım frekanslı sürekli dalga (AFSD) sinyalleri kullanılmıştır [53].

Bir nesneye ait menzilin hesaplanabilmesinde ve tespitinde kullanılan dalga formlarından biri AFSD'dir. Zaman düzleminde, alt dalga formlarının oluşturduğu AFSD sinyalleri Şekil 3.11'de verilmiştir [53].



Şekil 3.11. AFSD sinyal oluşumunun zaman düzleminde gösterimi [53]

Şekilde görüldüğü gibi AFSD sinyalleri, kullanılacak frekans aralığında, her biri kısa süreli ve tek frekanslı alt sinyaller kullanılarak oluşturulmaktadır. Bunun için τ süreli sinyallerin frekansları, N defa ve T periyoduyla Δf miktarlarında artırılmaktadır. Toplam bant genişliği, Eşitlik (3.51) veya Eşitlik (3.52) ile hesaplanmaktadır [53].

$$B = (f_N - f_1) + \Delta f \quad (3.51)$$

$$B = N \cdot \Delta f \quad (3.52)$$

Tek bir monostatik AFSD radar ölçümünde saçılan elektrik alan [53],

$$E_s[\mathbf{f}] = A \cdot e^{-j2kR_0} \quad (3.53)$$

eşitliği ile hesaplanmaktadır. Eşitlikte E_s , \mathbf{f} , A , k ve R_0 parametreleri sırasıyla, saçılan elektrik alanı, frekans vektörünü, saçılan elektrik alanının genliğini, dalga numarası vektörünü ve menzili temsil etmektedir. Üstel ifadede yer alan 2 rakamı, elektromanyetik dalganın antenden hedef ve hedeften antene kadar katettiği yoldan kaynaklanmaktadır. Elde edilen saçılan elektrik alanın ters Fourier dönüşümü (TFD), hedefe ait menzil profilini vermektedir. Menzil çözünürlüğü [53],

$$\Delta r = \frac{c}{2B} \quad (3.54)$$

olarak verilmektedir. Ölçülebilecek en uzak hedef ise [53],

$$R_{maks} = N \cdot \Delta r \quad (3.55)$$

eşitliği ile hesaplanabilmektedir.

3.3. Görüntüleme Algoritmalarının Meme Kanseri Görüntülenmesine Uygulanması

3.3.1. Eşleştirme-Kovalama Temelli Algoritma

Varolan verilerin, o verilerin elde edildiği ortam ile olan ilişkisini çözüm uzayında araştıran eşleştirme-kovalama algoritması (EK), telekomünikasyon sistemlerinde seyrek sinyallerin kurtarılması ve radar görüntüleme saçımlarının çıkarılması gibi konularda kullanılmaktadır ve literatürde bu yöntemi kullanan çeşitli çalışmalar mevcuttur [35, 83, 93-97]. Bu çalışmada EK algoritması temel alınarak, bu algoritmayı temel alan bir yaklaşımın meme kanserine uyarlanması anlatılacaktır.

EK algoritması temel olarak, benzetim veya ölçümler sonucu toplanan verinin, o verinin elde edildiği çözüm uzayı ile eşleştirilmesinin aranmasına dayanmaktadır. Bunun için, görüntüleme alanının ele alınabilecek her noktasının potansiyel bir saçıcı olduğu varsayılmaktadır. Silindirik bir görüntüleme düzeninde belirli bir f frekansı ve ϕ açısı için elde edilen saçılan elektrik alan verisi,

$$E_s(f, \phi) = A_0 \cdot e^{-j2kR(\phi)} \quad (3.56)$$

olarak hesaplanmaktadır. Eşitlik (3.56), bir frekans ve açı için bir elektrik alan verisi değeri döndürmektedir. Kullanılan yöntemde göre frekans ve açı parametreleri, vektör olarak kullanılabilir. Eşitlikte kullanılan k dalga sayısı,

$$k = \frac{2\pi f}{v_p} \quad (3.57)$$

ifadesi ile hesaplanmaktadır. Saçıcının anten ile arasındaki Öklid mesafesi,

$$R(\phi) = \sqrt{(x_a - R_0 \cos \phi)^2 + (y_a - R_0 \sin \phi)^2} \quad (3.58)$$

ve faz hızı,

$$v_p = \begin{cases} c & \text{boşlukta} \\ \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} & \text{dielektrik ortamda} \end{cases} \quad (3.59)$$

ifadeleri ile verilmektedir. İfadelerde yer alan (x_a, y_a) , c , ϵ_r ve R_0 parametreleri, sırasıyla, antenin konumunu, ışığın serbest uzaydaki hızını, dielektrik ortamın geçirgenliğini ve saçıcının antene olan uzaklığını temsil etmektedir. Belirli bir frekans aralığında ve silindirik olarak tasarlanan görüntüleme düzeninde saçıcıdan gelen E_s elektrik alan verisi, m frekans adedi ve n açı adedi olmak üzere $m \times n$ boyutunda bir matris olarak elde edilmektedir. Görüntülenmek istenen nesne, P adet ayrıık saçıcıdan oluşturulursa, m frekans ve n açı için toplanan elektrik alan,

$$E_s(\mathbf{f}, \phi) = \sum_{i=1}^P A_i \cdot e^{-j \left(\frac{4\pi \mathbf{f}}{v_p} \right) R_i(\phi)} \quad (3.60)$$

olarak elde edilecektir. Eşitlik (3.60) ile elde edilen elektrik alan, $m \times n$ boyutlarında bir matris olacaktır. Eşitlikte yer alan A_i parametresi, ilgili saçıcıya ait genliği ve R_i parametresi, radar ile i . saçıcı arasındaki mesafeyi temsil etmektedir. i . saçıcı ile anten arasındaki R_i mesafesi,

$$R_i(\phi) = \sqrt{(x_a - R_{i0} \cos \phi)^2 + (y_a - R_{i0} \sin \phi)^2} \quad (3.61)$$

ifadesi ile hesaplanmaktadır. i . saçıcının tam konumu,

$$(x_{i0}, y_{i0}) = (R_{i0} \cos \phi, R_{i0} \sin \phi) \quad (3.62)$$

olarak tanımlanmaktadır. Eşitlik (3.60)'tan görüldüğü üzere Fourier dönüşümü (FD), tümörün mesafesinin antenin bakış açısına göre değişim göstermesinden dolayı direkt bir dönüşüm sağlamamaktadır. Bundan dolayı direkt TFD, görüntüleme açıları boyunca toplam işlevinin içerisindeki temel fonksiyonun birbirine ortogonal olmamasından dolayı, görüntülenene alana ilişkin odaklanmış bir görüntü sunmamaktadır. Önerilen algoritma kullanılarak, saçılım genliği ve saçıcının konumu gibi model parametrelerini iteratif olarak veriden ayırarak, görüntülenmek istenen alanın saçılım haritasını oluşturmaktadır.

bütün saçıcılar için elektrik alan değerleri hesaplanmakta ve Eşitlik (3.65) ile verilen ifadeye göre en yüksek saçıcılığa sahip nokta, potansiyel olarak aranan noktayı vermektedir.

$$A = \max_{(x,y)} \left\{ \langle E_s, h(f, \phi, x, y) \rangle \right\} \quad (3.65)$$

Eşitlikteki iç çarpım,

$$\langle E_s, h \rangle = \int_f \int_\phi E_s h^* d\phi df \quad (3.66)$$

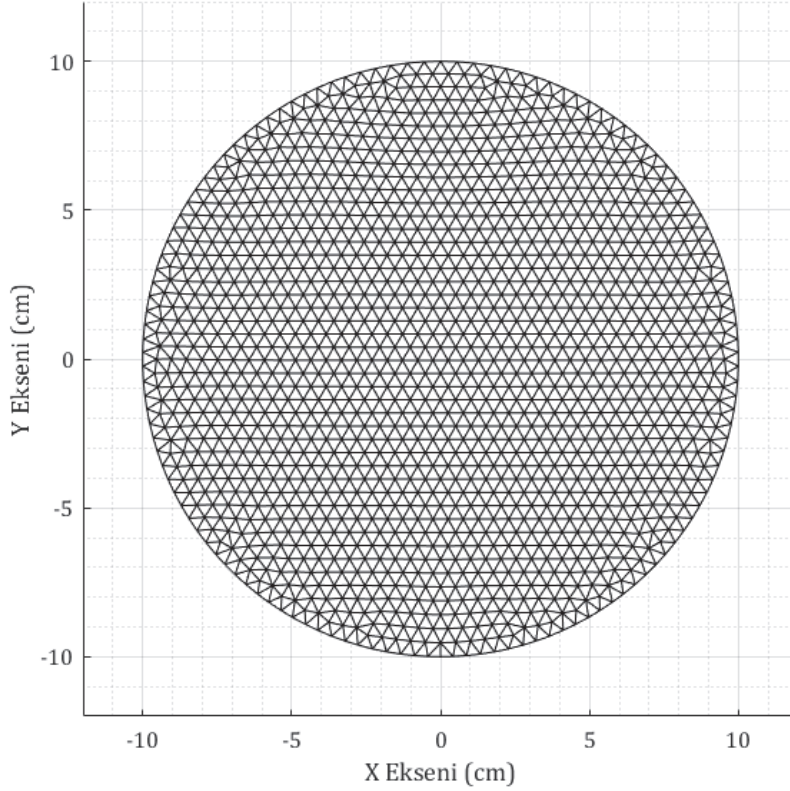
ifadesi ile hesaplanmaktadır. Eşitlik (3.66) ile verilen iç çarpım, modellenen temel fonksiyon h ile saçılan elektrik alan E_s arasındaki ilişkiyi vermektedir. Her bir iterasyonda, Eşitlik (3.65) ile elde edilen sonuçlar alınarak, en yüksek genliği veren konum, saçıcı konumu olarak kaydedilmektedir. Bir sonraki iterasyona geçebilmek için, bu aşamada elde edilen maksimum genliğin elde edildiği konuma ilişkin elektrik alan verisi, Eşitlik (3.67) ile verildiği gibi, bir önceki iterasyonda elde kalan elektrik alan verisinden çıkarılarak yeni iterasyonda kullanılacak elektrik alan verisi elde edilmektedir.

$$E_s^{n+1}(f, \phi) = E_s^n(f, \phi) - A_n \cdot h_n \quad (3.67)$$

İterasyonun sonunda Eşitlik (3.67) ile hesaplanan $E_s^{n+1}(f, \phi)$ elektrik alan verisinin genliğinin, iterasyonun başındaki $E_s^n(f, \phi)$ 'in genliğinden küçük olacağı görünmektedir. Böylece bütün yüksek genlikli saçıcılara ait veriler ayrıldığında geriye kalan veride hesaplanan genlikler, tanımlanan bir değer altına veya gürültü eşliğinin altına indiğinde iterasyon sonlandırılmaktadır. Saçıcıların konumları, her iterasyonda hesaplanan en yüksek genliğin bulunduğu konumların kaydedilmesi ile elde edilmektedir. Görüntüleme alanının saçıcı genliği haritası ise Eşitlik (3.66) ile elde edilen genliklerin görüntü düzlemine yerleştirilmesiyle elde edilmektedir.

Antenler ile çevrelenen dairesel alan, görüntüleme alanı olarak kabul edilmektedir. Verilerin görüntüleme alanıyla eşleştirilmesini sağlamak için önerilen algoritma, görüntüleme alanının her noktasının, veri içerisindeki aranan saçıcı olduğunu varsaymaktadır. Teoride görüntüleme alanı, sonsuz küçüklükte aralıklarla birbirine yakın olarak yerleştirilebilen saçıcılardan oluşabilmektedir. Ancak sayısal çözümlerin optimum sürede ve optimum kalitede yapılabilmesi için saçıcılar arasındaki mesafe, belirli bir değere sahip olmalıdır. Görüntüleme alanının ızgaralara ayrılması, bu varsayımın uygulanabilirliğini kolaylaştırmaktadır. Üçgen ve

kare gibi temel geometriler, ızgaralama işleminde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu çalışmada kullanmak için potansiyel saçıcı noktaları, üçgen şekilli geometrinin kullanıldığı ızgaralama yöntemiyle oluşturulmuştur ve örnek bir ızgaralanmış alan, Şekil 3.13'te verilmiştir.



Şekil 3.13. EK temelli algoritmada kullanılan üçgen geometrili ızgaralama

Şekil 3.13'te görülen üçgen geometrilerin kesiştiği noktalar, potansiyel saçıcı konumu olarak kullanılmıştır. Üçgen ızgara geometrilerinin kenar uzunlukları, geometri içerisinde yer alacak kesişim noktası sayısını değiştirebilen bir parametredir. Bu uzunluk kısaltıldıkça modelde yer alan üçgen geometrilerin sayısı ve bu üçgenlerin kesişim noktalarının sayısı artmaktadır. Ancak modelde yer alan noktaların sayısı arttıkça görüntü kalitesi yükselmekte ancak hesaplama süresi de buna bağlı olarak artmaktadır.

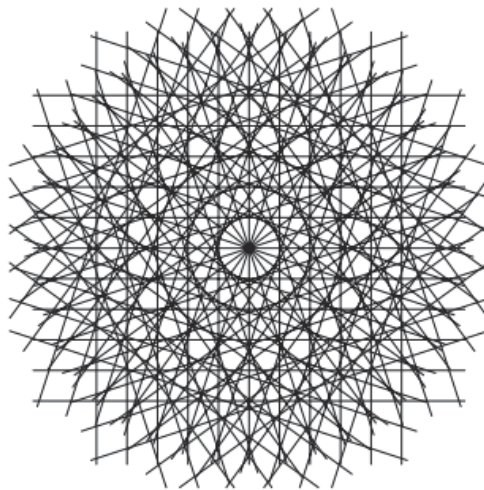
Önerilen EK temelli algoritma, bu çalışmada ilgilenilen alanın görüntüsünün oluşturulmasının yanında tümör konumlarının tahminini sağlamak için de kullanılmıştır. Tümör konumlarının tespiti için Şekil 3.13'te yer alan ızgara noktalarından, Eşitlik (3.65)'e göre en yüksek genlik değerine sahip olan, bir tümör konumu olarak kabul edilmekte ve bütün tümörler bulunana kadar iteratif olarak bu yöntem çalıştırılmaktadır. Bu işlemler yapılırken, Eşitlik (3.66) ile elde edilen genlik değerleri kaydedilerek görüntü düzleminde yerleştirilmekte ve görüntü elde edilmektedir.

3.3.2. Paralel Radon Dönüşümü Temelli Algoritma

Paralel Radon Dönüşümü (PRD), bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülemeye, X-ışınlarının vücudun görüntülenecek alanından geçerken zayıflamasını kullanarak, ışınların geçtiği dokunun kesitine ilişkin görüntünün oluşturulmasında kullanılan bir yöntemdir [98, 99]. BT’de X-ışını üreten kaynak tarafından dokuya, paralel ışınlar gönderilmekte ve kaynağın karşısında bulunan alıcı sensörler, kendilerine doku içerisinden zayıflayarak gelen bu ışınları toplamaktadır. Toplanan veri, bir *sinogram* oluşturmaktadır. Bu işlem, PRD ile aynıdır. Elde edilen verilerin kullanılmasıyla görüntülerin oluşturulması ise PRD’nün tersinin alınmasıyla sağlanabilmektedir. PRD’nü anlatılabilmek için öncelikle, düzlemdaki çizgilerden bahsetmek gerekmektedir. İlgilenilen nesnenin xy -düzlemindeki kesitinin görüntüleneceği varsayalım. Buna göre her bir X-ışını, ilgili düzlemde bir çizgi parçasını takip edecektir. Düzlemde dik olmayan her çizgi,

$$y = mx + b \quad (3.68)$$

formundadır. Böylece, bütün olası (m, b) çifti için çizgiler oluşturulabilir. Tüm çizgiler, düzlemdaki her çizginin, çizginin geçtiği noktadan ve çizgiye normal olan bir vektörden oluşan bir çift ile karakterize edilen *nokta-normal* yaklaşımı benimsenerek sınıflandırılabilir. $0 \leq \theta \leq 2\pi$ aralığındaki θ açıları için bir ℓ çizgisine dik olan \vec{n} vektörü, orijinden dışarıya doğru çıkan ve açısı saat yönünün tersine ölçülen bir çizgiye paralel olarak tanımlanabilir. θ açısındaki bu çizgi, ℓ çizgisine diktir ve bundan dolayı xy -düzleminde $(t \cos(\theta), t \sin(\theta))$ formundaki ℓ çizgisi ile bazı noktalarda kesişmektedir. Burada t , gerçek bir sayıdır. Bu yöntemle çizgiler, t değeri ve θ açısı ile karakterize edilebilirler ve $\ell_{t,\theta}$ şeklinde gösterilebilir. $\pi/10$ açı artışları ile elde edilmiş 11 farklı θ açısı ve t değeri için oluşturulan örnek çizgiler [99], Şekil 3.14’te verilmiştir.



Şekil 3.14. 11 farklı θ açısı ve t değeri için $\ell_{t,\theta}$ çizgileri (açı artış miktarı $\pi/10$) [99]

Ele alınan herhangi bir gerçektek t değeri ve θ açısı için $\ell_{t,\theta}$ çizgisi, $(t \cos(\theta), t \sin(\theta))$ noktasından geçmektedir ve $\vec{n} = (\cos(\theta), \sin(\theta))$ olarak tanımlanan birim vektöre diktir. Bir düzlemde aynı çizgi, birden fazla formda gösterime sahip olabilir. Burada, sabit bir noktadan geçen çizgilerin tanımlanmasını sağlayan form ele alınacaktır. Düzlemdeki herhangi bir (a, b) noktası ve θ açısında, bu noktadan geçen $\ell_{t,\theta}$ çizgisi için özgün bir t değeri mevcuttur. Eşitlik (3.69) ve (3.70)'te açık halleri yazılan a ve b noktaları için ise özgün t ve s değerleri mevcuttur.

$$a = t \cos(\theta) - s \sin(\theta) \quad (3.69)$$

$$b = t \sin(\theta) + s \cos(\theta) \quad (3.70)$$

Eşitliklerde yer alan t ve s parametreleri, denklemlerin bilinmeyenleridir. Çözümleri ise,

$$t = a \cos(\theta) + b \sin(\theta) \quad (3.71)$$

$$s = -a \sin(\theta) + b \cos(\theta) \quad (3.72)$$

şeklinde elde edilmektedir. Buna göre (a, b) noktasından geçen çizgi, $\ell_{a \cos(\theta) + b \sin(\theta), \theta}$ olarak yazılmaktadır. Burada Eşitlik (3.73) ve Eşitlik (3.74) ile verilen tanımlamalar yapıldığında,

$$x(s) = t \cos(\theta) - s \sin(\theta) \quad (3.73)$$

$$y(s) = t \sin(\theta) + s \cos(\theta) \quad (3.74)$$

Eşitlik (3.75) ile verilen ifade elde edilecektir.

$$\sqrt{\left(\frac{dx}{ds}\right)^2 + \left(\frac{dy}{ds}\right)^2} ds = \sqrt{(-\sin(\theta))^2 + (\cos(\theta))^2} ds = ds \quad (3.75)$$

Böylece düzlemde verilen bir $A(x, y)$ fonksiyonu için, çizgi integrali [99],

$$\int_{\ell_{t,\theta}} A(x, y) = \int_{s=-\infty}^{\infty} A(t \cos(\theta) - s \sin(\theta), t \sin(\theta) + s \cos(\theta)) ds \quad (3.76)$$

eşitliği ile yazılabilmektedir. Eşitlik (3.76) ile elde edilen ifade ile hesaplanan değer, tam olarak $\ell_{t,\theta}$ çizgisi boyunca X-ışını yayıldığında cihaz tarafından ölçülen X-ışınının değerini temsil etmektedir.

PRD, düzlemde tanımlanan bir f fonksiyonunun, örneğin bir nesnenin bir kesitine ilişkin zayıflama katsayıları fonksiyonunun, $\ell_{t,\theta}$ yolu boyunca integralinin alınmasını ifade etmektedir. PRD'ne ilişkin şematik gösterim Eşitlik (3.77)'te verilmiştir [99].

$$(t, \theta) \rightarrow \int_{\ell_{t,\theta}} f ds \quad (3.77)$$

PRD, giriş olan f fonksiyonuna karşılık, Eşitlik (3.77)'de görüldüğü gibi t ve θ parametrelerinin bir fonksiyonu olan $\mathcal{R}(f)$ fonksiyonunu çıkış olarak vermektedir. Verilen f fonksiyonu ve gerçek sayılardan oluşan her bir (t, θ) çifti için PRD [98, 99],

$$\begin{aligned} \mathcal{R}f(t, \theta) &= \int_{\ell_{t,\theta}} f ds \\ &= \int_{s=-\infty}^{\infty} f(t \cos(\theta) - s \sin(\theta), t \sin(\theta) + s \cos(\theta)) ds \end{aligned} \quad (3.78)$$

eşitliği ile tanımlanmaktadır. PRD,

$$\rho = x \cos(\theta) + y \sin(\theta) \quad (3.79)$$

olmak üzere [98–100],

$$\mathcal{R}f(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(\rho - x \cos(\theta) - y \sin(\theta)) dx dy \quad (3.80)$$

ifadesi ile de tanımlanabilmektedir. δ fonksiyonu, aldığı parametre 0 olduğunda 1 değerine sahip olmaktadır. Böylece Eşitlik (3.78) yerine Eşitlik (3.80) kullanılabilir.

Buraya kadar bahsedilen kısımlar, görüntülenmek istenen nesnenin ölçümü sonucunda elde edilen değerlerin sayısal hesaplamalar yolu ile bulunmasına yöneliktir. Elde edilen dönüşüm sonucu, bir *sinogram* olarak görüntülenebilir ancak bu görüntü, esas görüntüleme kullanılacak verileri barındırmaktadır. PRD sonucu elde edilen fonksiyon, bu dönüşümün tersinin alınması ile görüntü haline getirilmektedir. Bu işlem ise ters PRD (TPRD) olarak adlandırılmaktadır [98–101].

TPRD, PRD'nde elde edilen değerleri kullanarak, başlangıçta kullanılan zayıflama katsayıları fonksiyonuna ait değerlerin kurtarılmasını sağlamaktadır. Düzlemde tanımlı bir (x_0, y_0) noktası ele alınsın. Bu nokta, düzlemde bulunan farklı çizgilerin üzerinde yer alabilir. Ancak

her bir θ açısında, (x_0, y_0) noktasından geçen $\ell_{t,\theta}$ çizgisini oluşturan t için tek bir gerçekteğer vardır. Ayrıca (x_0, y_0) noktasından θ açısı ile geçen çizgi için,

$$t = x_0 \cos(\theta) + y_0 \sin(\theta) \quad (3.81)$$

eşitliği yazılabilir. Böylece $\ell_{t,\theta}$ yerine $\ell_{x_0 \cos(\theta) + y_0 \sin(\theta), \theta}$ çizgi ifadesi kullanılabilir. (x_0, y_0) noktasındaki kurtarılmak istenen zayıflama katsayısı fonksiyonu,

$$\mathcal{BR}f(x_0, y_0) = \frac{1}{\pi} \int_{\theta=0}^{\pi} \mathcal{R}f(x_0 \cos(\theta) + y_0 \sin(\theta), \theta) d\theta \quad (3.82)$$

ifadesi ile hesaplanmaktadır. Düzlemde ele alınacak bütün (x, y) çiftleri için ise fonksiyon,

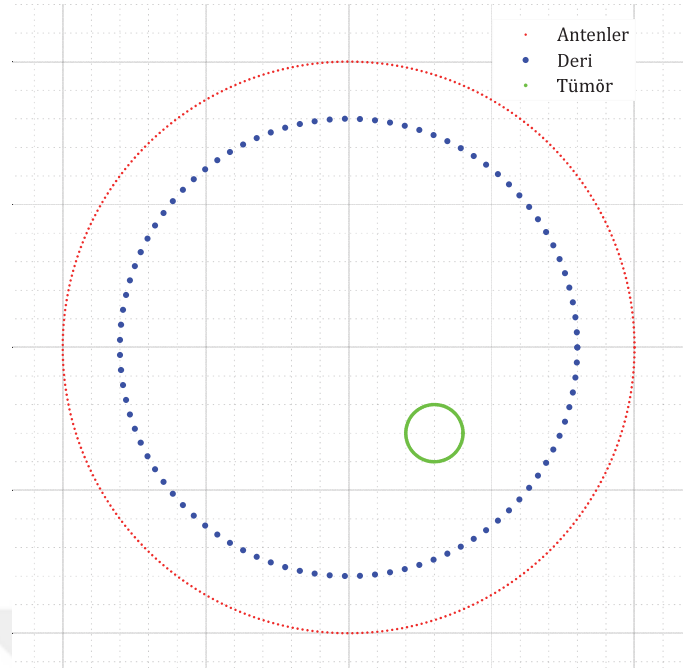
$$\mathcal{BR}f(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_{\theta=0}^{\pi} \mathcal{R}f(x \cos(\theta) + y \sin(\theta), \theta) d\theta \quad (3.83)$$

ifadesi ile hesaplanmaktadır. Eşitlik (3.83), TPRD'nün ifadesidir. Bu ifade, Eşitlik (3.80) ile uyumlu olması için,

$$\mathcal{BR}f(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_{\theta=0}^{\pi} \mathcal{R}f(\rho, \theta) \delta(\rho - x \cos(\theta) - y \sin(\theta)) d\theta \quad (3.84)$$

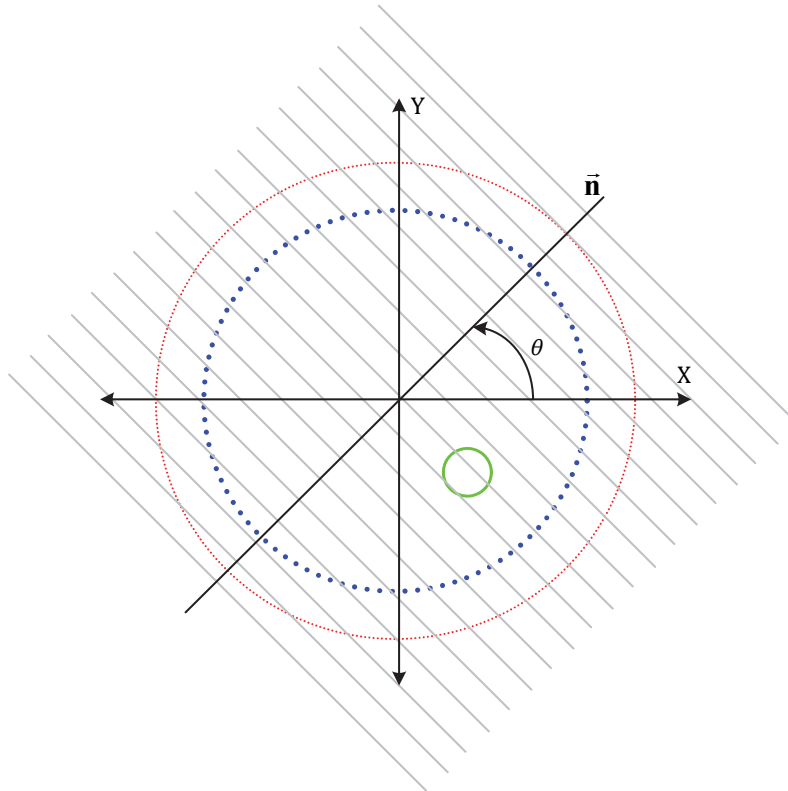
şeklinde düzenlenebilir.

Bu çalışmada yapılan benzetim çalışmaları ve ölçümler, PRD ile elde edilen sinogram benzeri verileri oluşturmaktadır ve bu veriler, TPRD'nde kullanılacak olan giriş veri setini oluşturmaktadır. Meme kanserine TPRD temelli algoritmanın uygulanmasında Şekil 3.15'te verilen geometri dikkate alınmıştır.



Şekil 3.15. TPRD'nde kullanılacak geometri

Ölçümlerde tek bir anten kullanıldığından dolayı TPRD ifadeleri, $[0, \pi]$ yerine $[0, 2\pi]$ aralığına uygun olarak şekilde kullanılmaktadır. TPRD'nde ele alınan çizgilerin Şekil 3.15 ile verilen geometriye uygulanması, örnek olarak 45° 'lik normal için Şekil 3.16'da verilmiştir.



Şekil 3.16. Ele alınan modele TPRD'nde ele alınan çizgilerin uygulanması

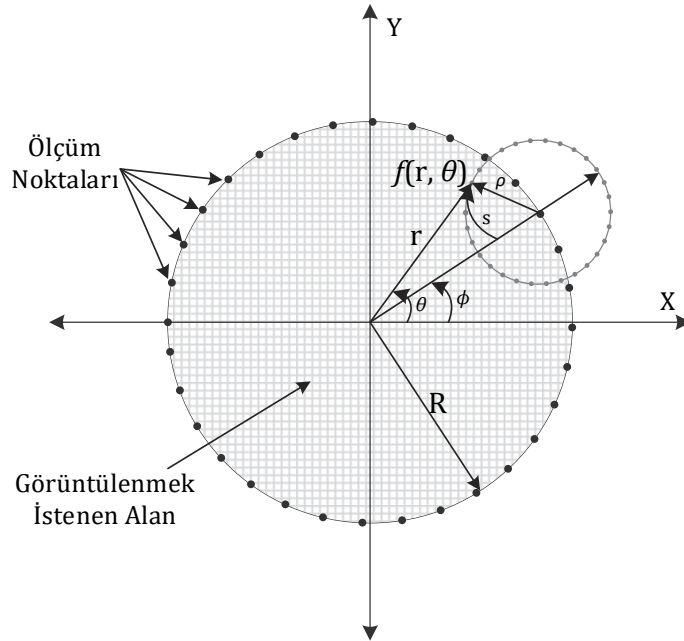
Eşitlik (3.79) aynı şekilde kullanılmakta, Eşitlik (3.84) ise aşağıdaki şekilde düzenlenmektedir.

$$\mathcal{BRG}(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_{\theta=0}^{2\pi} \mathcal{RE}_s(\rho, \theta) \delta(\rho - x \cos(\theta) - y \sin(\theta)) d\theta \quad (3.85)$$

Eşitlikteki $\mathcal{BRG}(x, y)$ fonksiyonu, ele alınan E_s elektrik alan verisinin TPRD uygulanmış halidir. TPRD'nün uygulanmasında temel olarak \vec{n} normali, koordinat sisteminin merkezinde oluşturulmakta ve belirli açı aralıkları ile döndürülmektedir. Bu normale dik olarak oluşturulan çizgiler üzerinde Eşitlik (3.85) ile verilen matematiksel ifade, $[0, 2\pi]$ aralığında uygulanmaktadır. Görüntü düzleminde yapılan bu işlemin sonucunda, filtrelenmemiş olarak, başlangıçta ele alınan görüntüye yakın bir görüntü oluşmaktadır. Görüntünün elde edilmesi sırasında veya edilmesinden sonra filtreleme işlemleri yapılarak görüntü daha temiz hale getirilmektedir.

3.3.3. Dairesel Radon Dönüşümü Temelli Algoritma

Dairesel Radon Dönüşümü (DRD) ve ters DRD (TDRD) için ara işlemler, Bölüm 3.3.2.'de anlatılan PRD temelli algoritmanın uygulanmasındaki ara işlemlerle benzerdir. DRD'nü PRD'nden ayıran özellik, PRD'nde paralel çizgiler kullanılarak çizgi integralleri alınırken DRD'nde integrallerin, çemberler üzerinde alınmasıdır. Bu yöntemde çizgi denklemleri, yerini çember denklemlerine bırakmaktadır. DRD'nde ele alınan görüntüleme modeli, Şekil 3.17'de verilmiştir.



Şekil 3.17. DRD ve TDRD'lerinin hesaplanmasında kullanılan çemberler

PRD'nde, karşılıklı yerleştirilmiş kaynak ve sensörler kullanılarak, paralel çizgiler şeklinde yol kateden ve nesne içerisinden zayıflayan X-ışınlarının ölçülmesi ve elde edilen ölçümlerin kullanılmasıyla tekrar görüntü elde edilmesi sağlanmaktaydı. DRD'nde ise ölçüm sistemi, Şekil 3.17'de görüldüğü gibi, dairesel bir düzende yerleştirilmiş alıcı ve vericilerden oluşmaktadır. Daire üzerindeki noktalar, ölçüm noktalarını belirtmektedir ve her bir ölçüm noktasını merkez kabul eden çemberler boyunca integraller alınarak DRD gerçekleştirilmektedir.

$f(r, \theta)$ fonksiyonu, görüntülenmek istenen alanın barındırdığı fonksiyonu temsil etmektedir. (R, ϕ) polar koordinatlarındaki bir ölçüm noktasını merkez kabul eden ρ yarıçaplı çember boyunca DRD, $g(\rho, \phi)$ ile temsil edilecektir. Karşılık gelen açısal değişkenler için $f(r, \theta)$ ve $g(\rho, \phi)$ fonksiyonları tarafından oluşturulan Fourier serileri, Eşitlik (3.86) ve Eşitlik (3.87) ile verilmektedir.

$$f(r, \theta) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f_n(r) e^{in\theta} \quad (3.86)$$

$$g(\rho, \phi) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} g_n(\rho) e^{in\phi} \quad (3.87)$$

Eşitliklerde yer alan f_n ve g_n Fourier katsayıları,

$$f_n(r) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(r, \theta) e^{-in\theta} d\theta \quad (3.88)$$

$$g_n(\rho) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} g(\rho, \phi) e^{-in\phi} d\phi \quad (3.89)$$

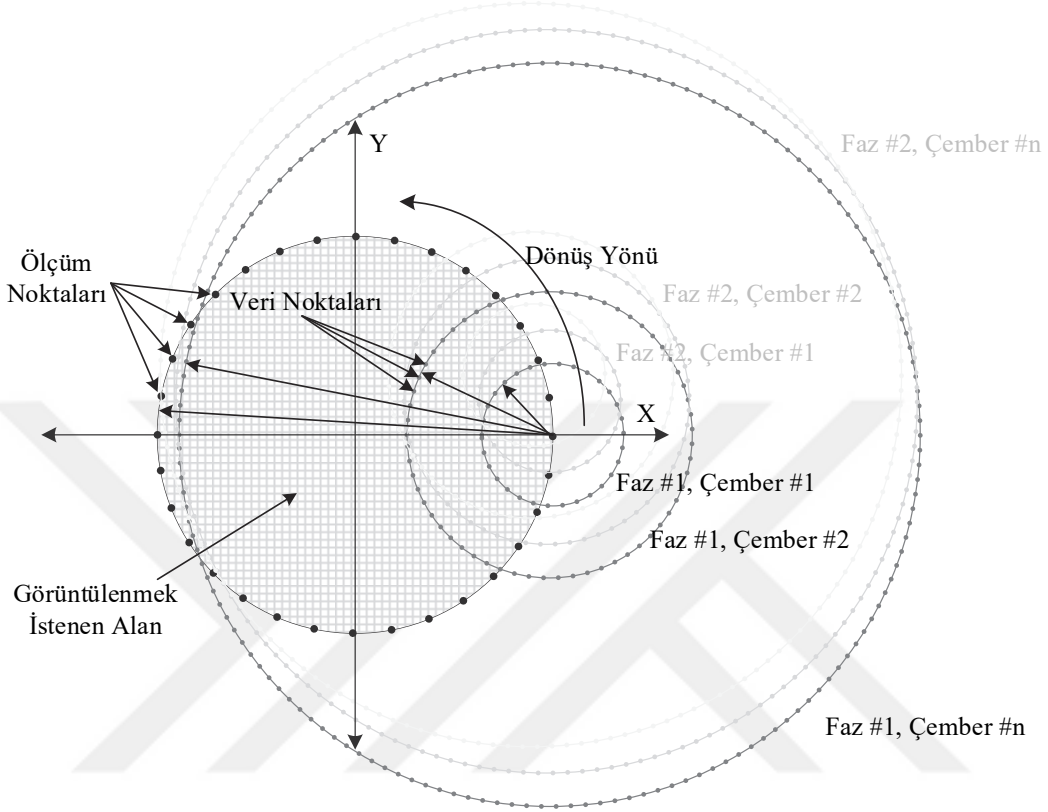
ile hesaplanmaktadır. DRD'nün ifadesi ise,

$$g(\rho, \phi) = \mathcal{R}f(\rho, \phi) = \int_{C(\rho, \phi)} f(r, \theta) dc \quad (3.90)$$

olarak verilmektedir. Eşitlik (3.90) ile Eşitlik (3.78) kıyaslandığında, ifadelerin birbirine benzediği ancak ifadelerden birinin çizgi üzerinde, diğerinin ise çember üzerinde integralinin alındığı görülmektedir. Saçılan elektrik alan verisi E_s için bu ifade,

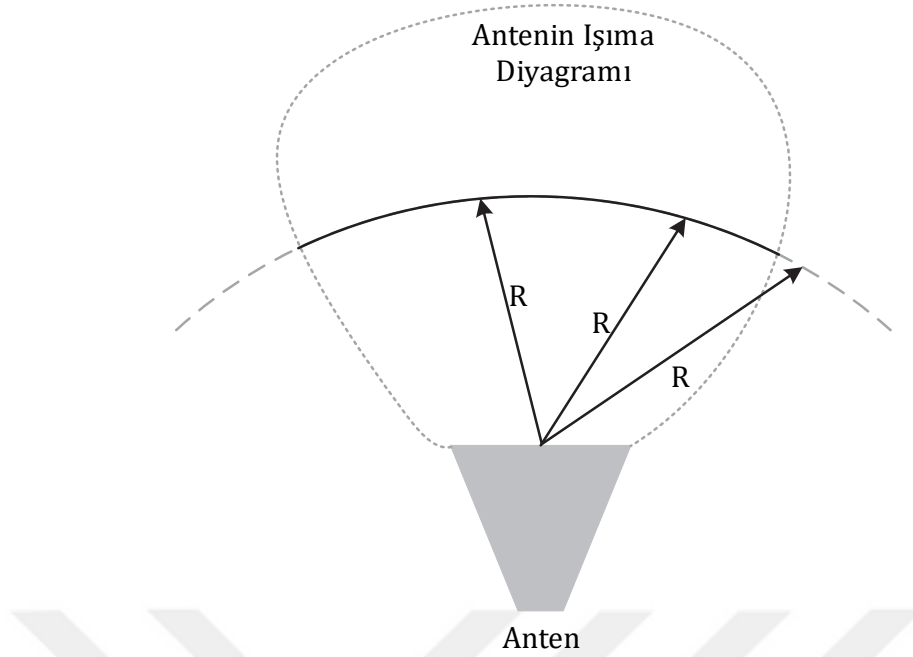
$$g(\rho, \phi) = \mathcal{R}E_s(\rho, \phi) = \int_{C(\rho, \phi)} E_s(r, \theta) dc \quad (3.91)$$

ile verilecektir. PRD'ne benzer şekilde Eşitlik (3.91)'in tersinin alınmasıyla TDRD'ne ilişkin genel ifade elde edilecektir. TDRD temelli algoritmanın meme kanseri görüntülemesine uygulanmasında ele alınan yapı, Şekil 3.18'de verilmiştir.



Şekil 3.18. TDRD temelli algoritmanın meme kanseri görüntülemesine uygulanması

Şekil 3.18'de koyu renkli alan, görüntülenmek istenen alandır ve görüntüleme işlemi için, bu alana ilişkin E_s mevcut olmalıdır. Benzetim veya ölçümler, şekilde yer alan ölçüm noktalarından yapılmaktadır. Bu ölçüm noktaları, görüntüleme alanını çevreleyen bir çember üzerinde, belirli açılarda olabilmektedir. Ölçüm noktalarının sayısı, belirlenen açı aralıklarına göre ayarlanmaktadır. Küçük açı aralıklarıyla yapılan ölçümler, görüntüleme alanına ilişkin daha fazla bilgi içerecektir. Bu yöntemle göre her bir ölçüm noktasına anten yerleştirilebilir veya tek bir anten, sırasıyla her bir ölçüm noktasına yerleştirilerek veri toplanabilir. Bu çalışmada tek bir anten kullanılmış ve antenin sürekli yer değiştirmesi yerine nesnenin belirli açılarda döndürülmesi tercih edilmiştir. Her bir ölçüm noktasında n adet veri toplanmakta ve bu işlem, m adet ölçüm noktası için tekrar edilmektedir. Böylece $n \times m$ boyutlarında E_s matrisi elde edilmektedir.



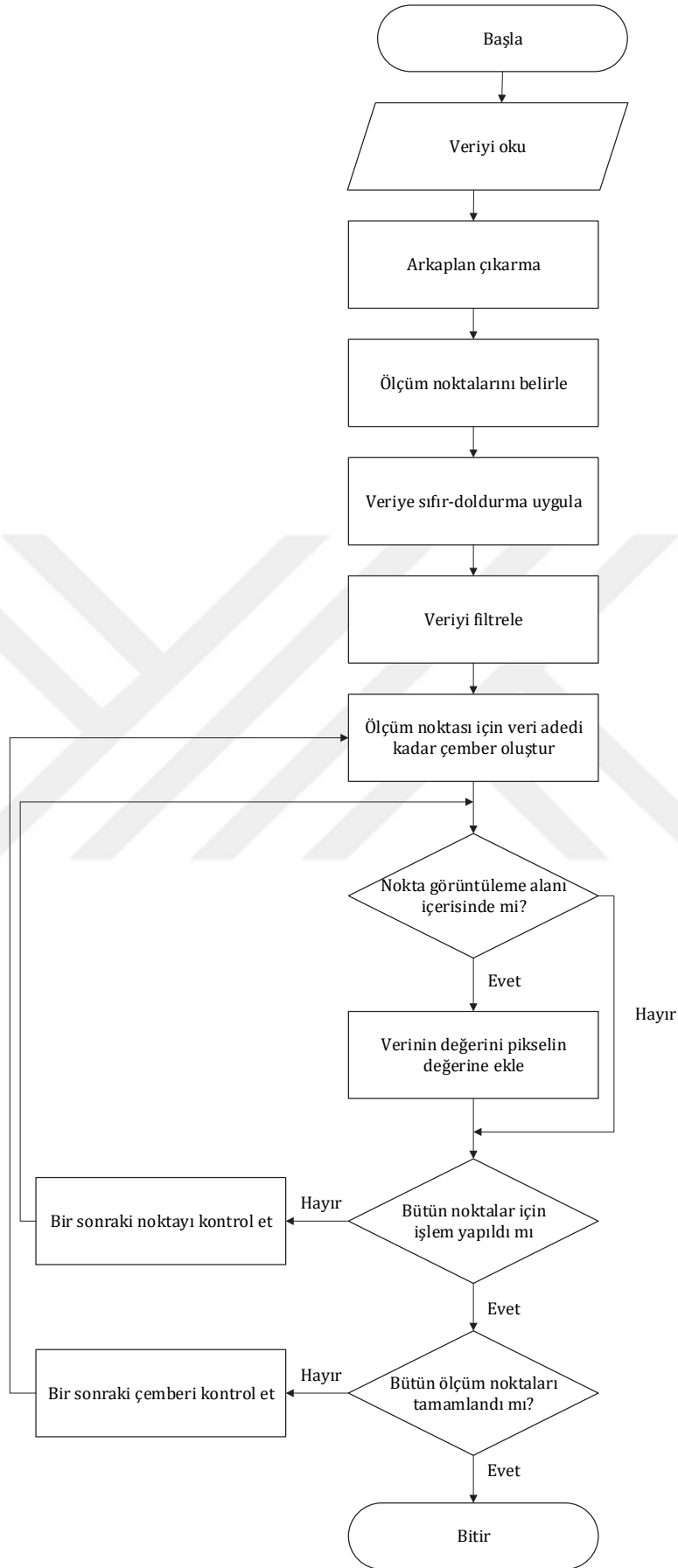
Şekil 3.19. Tek bir anten tarafından görülen saçıcının menzili

Ölçülen elektrik alan verisi incelendiğinde, R menzilinde tespit edilen saçıcı, antene göre R yarıçaplı bir çember üzerinde, antenin ışıma diyagramı içerisinde kalacak şekilde, herhangi bir açıda konumlanmış olabilir. Konumun tam tespitini, farklı açılarda yapılan ölçümler sağlamaktadır. Her bir ölçüm noktasında, elektrik alan verisi kadar çember oluşturulmakta ve elektrik alan verileri, bu çemberler üzerinde görüntüleme alanı içerisinde kalan noktalara yerleştirilmektedir. TDRD temelli algoritmanın uyarlanması,

$$C([x, y]) = \begin{cases} 1, & \text{Eğer } ([x, y]) \text{ görüntüleme alanının içindeyse} \\ 0, & \text{Eğer } ([x, y]) \text{ görüntüleme alanının dışındaysa} \end{cases} \quad (3.92)$$

$$P_n([x, y]) = P_{n-1}([x, y]) + C([x, y])E_s[n] \quad (3.93)$$

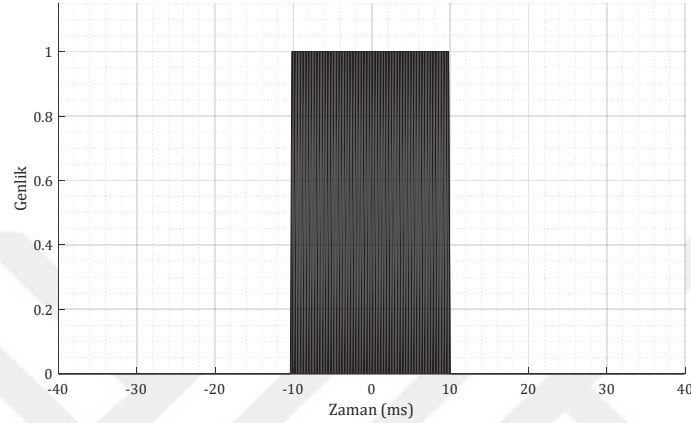
eşitlikleri dikkate alınmıştır. Verilen eşitliklerde bulunan C , P , $([x, y])$ ve n katsayıları, sırasıyla, tespit edilen verinin yerleştirileceği pikselin görüntüleme alanı içerisinde yer alıp almadığını gösteren bir katsayı, iki boyutlu görüntüleme düzlemindeki pikseli, oluşturulan çember üzerindeki bütün (x, y) koordinatlarını içeren vektörü ve görüntü düzlemine yerleştirilen verinin indeksini temsil etmektedir. Eşitlik (3.92) ve (3.93), E_s elektrik alanındaki her bir açı için uygulanmaktadır. Algoritmanın çalışmasına ilişkin akış şeması Şekil 3.20'de verilmiştir.



Şekil 3.20. TDRD temelli algoritmaya ait akış şeması

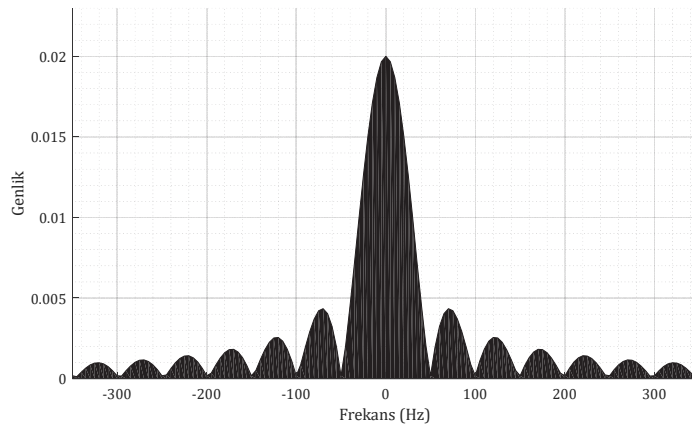
3.3.4. Sıfır Doldurma

Bir interpolasyon tekniği olarak kabul edilen sıfır doldurma, görüntünün kalitesini geliştirmek için kullanılan bir yöntemdir. Sıfır doldurma yönteminin interpolasyon işlevini gerçekleştirmesi, bir dikdörtgen şekilli sinyal üzerinden anlatılacaktır. Öncelikle Şekil 3.21’de görülen dikdörtgensel sinyali ele alınsın [53].



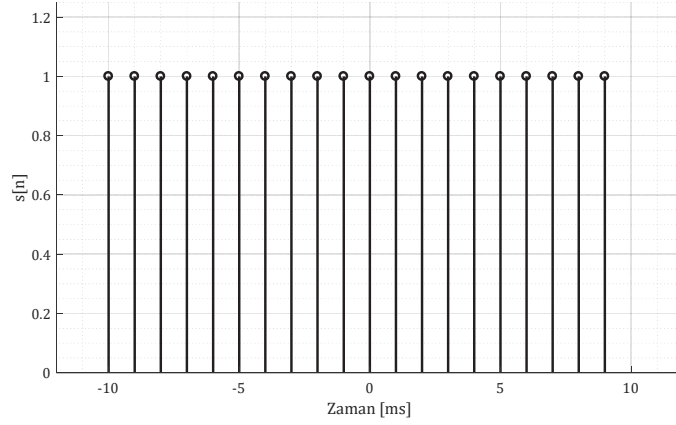
Şekil 3.21. Dikdörtgensel sinyal

Genliği 1 olan ve $[-10, 10]$ ms zaman aralığında oluşturulmuş bu sinyale ait frekans düzlemi görüntüsü Şekil 3.22’de verilmiştir.



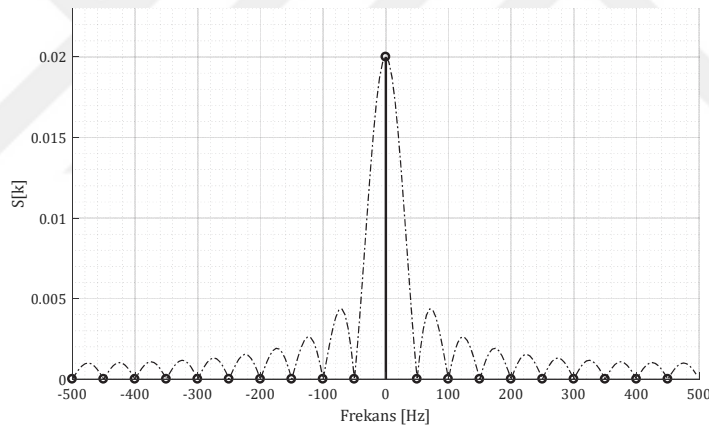
Şekil 3.22. Dikdörtgensel sinyalin zaman düzlemi karşılığı

Zaman düzleminde sonsuz örneğe sahip olan sinyalin frekans düzlemi karşılığı da aynı şekilde sinyalin barındırdığı her frekansı içermektedir. Şekil 3.21’de görülen sinyalin ayrık zaman hali, Şekil 3.23’te verilmiştir. $[-10, 10]$ ms aralığında toplam 20 örnek alındığından dolayı sinyal, -10 ms ve 9 ms aralığında oluşmuştur [53].



Şekil 3.23. Ayrık sistemde dikdörtgensel sinyal

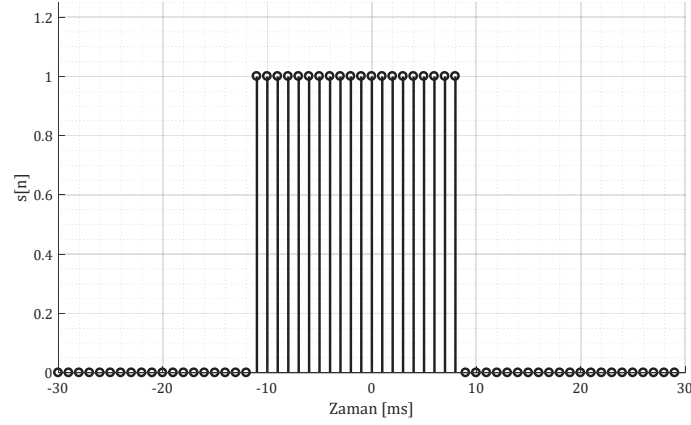
Şekil 3.23, Şekil 3.21 ile verilen sinyalin daha düşük bir frekansta örneklenmiş halidir ve zamanın sadece belirli anlarında bir değere sahiptir. Bu sinyalin frekans düzlemi karşılığı, Şekil 3.24'te verilmiştir.



Şekil 3.24. Ayrık sistemde dikdörtgensel sinyalin frekans düzlemi karşılığı

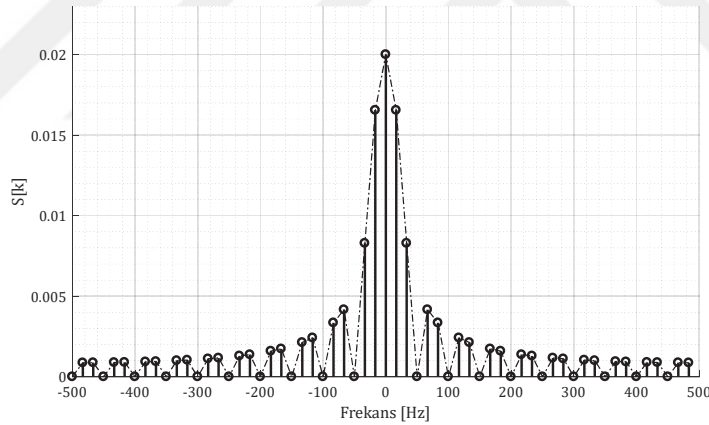
Şekil 3.24'te yuvarlak işaretçilerle gösterilmiş olan noktalar, Şekil 3.23'te verilen ayrık zamanlı sinyali oluşturan frekanslar ve genlikleridir. Kesikli çizgilerle gösterilen sinyal ise Şekil 3.21'de verilen sinyalin frekans düzlemi karşılığıdır. Genliği ve frekansı aynı olan iki sinyalin, örnekleme sayısının değiştirilmesi ile frekans düzlemindeki karşılığının değişimini Şekil 3.24 göstermektedir. Bu ara değerlerin elde edilmesi için interpolasyon işlemi yapılması gerekmektedir [53].

Şekil 3.23'te verilen ayrık zamanlı sinyale Şekil 3.25'te görüldüğü gibi 0 değerine sahip bileşenler eklensin.



Şekil 3.25. Sıfır doldurulmuş sinyal

Burada sinyali içeren vektörün boyutu değişmiş ancak sinyalin kendisinde bir değişiklik yapılmamıştır. Şekil 3.25 ile verilen sıfır doldurulmuş sinyalin frekans düzlemi karşılığı, Şekil 3.26'de görülmektedir. Şekil 3.24 ile Şekil 3.26 karşılaştırıldığında, ara frekanslar için değerlerin de hesaplanmış olduğu görülmektedir.



Şekil 3.26. Sıfır doldurulmuş sinyalin frekans düzlemi karşılığı

Şekiller incelendiğinde, zaman düzleminde bir sinyalin verilerini içeren vektör, sıfırlar doldurularak genişletildiğinde, bu sinyalin frekans düzleminde interpolasyon yapılmış olacağı anlaşılmaktadır.

3.3.5. Filtreleme

Bu bölümde, çalışmada kullanılan filtreler hakkında temel bilgiler verilecektir. Çalışma kapsamında denenmiş ve kullanılmış filtrelerden önerilen TPRD temelli algoritma için Ram-Lak,

Shepp-Logan, Cosine, Hamming ve Hann filtresi ve önerilen TDRD temelli algoritma için Binom filtreden bahsedilecektir.

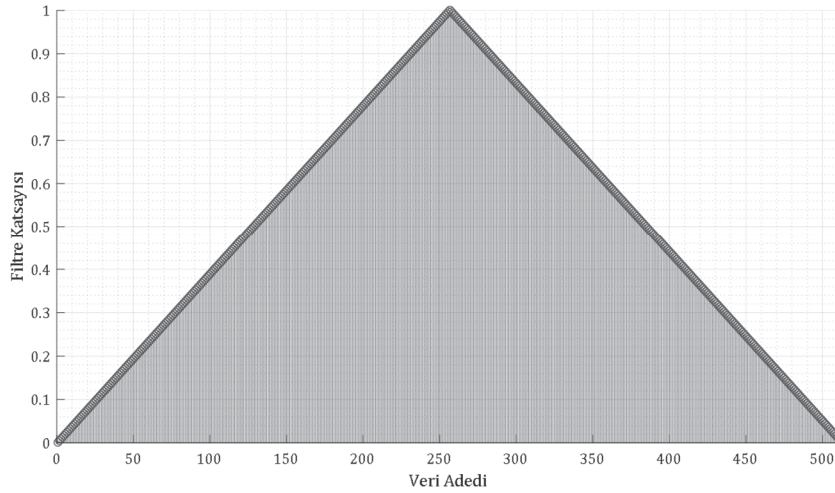
3.3.5.1. Ram-Lak Filtresi

Çalışmada kullanılan Ram-Lak filtresi, aşağıdaki eşitlikler kullanılarak oluşturulmuştur. Filtre, görüntünün oluşturulduğu anda kullanılmıştır. N , E_s verisinin uzunluğu olmak üzere,

$$D = 2^{\log_2(2N)} \quad (3.94)$$

$$\mathbf{F}[D] = \sum_{n=1}^{D/2} \frac{2 \cdot n}{D} \quad (3.95)$$

eşitlikleri ile rampa filtresi oluşturulmaktadır. Eşitlikteki D ve \mathbf{F} parametreleri sırasıyla filtrenin uzunluğunu ve filtre katsayılarını içeren vektörü temsil etmektedir. Elde edilen katsayıların simetriğinin alınması ile ulaşılan vektör, Ram-Lak filtresinin katsayılarını verecektir. Örnek olarak 256 adet veri içeren bir elektrik alan vektörü için oluşturulan Ram-Lak filtresi katsayıları grafiği Şekil 3.27'de verilmiştir.



Şekil 3.27. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Ram-Lak filtresi katsayıları

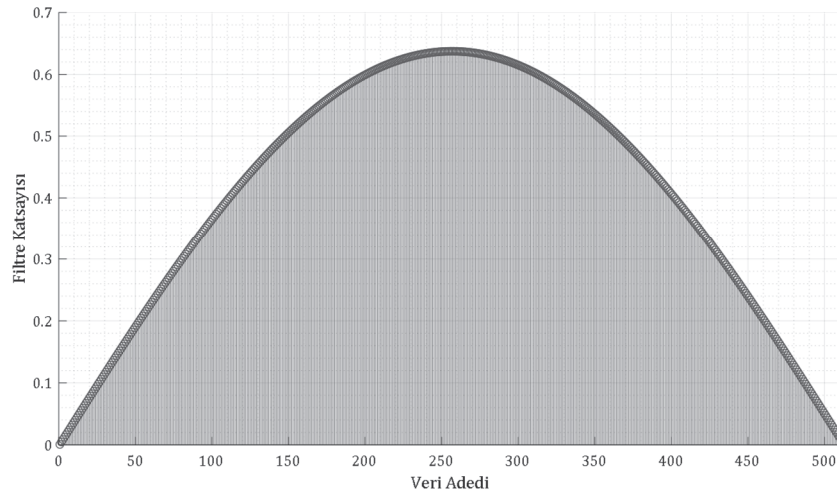
3.3.5.2. Shepp-Logan Filtresi

Shepp-Logan filtresi, keskin olan Ram-Lak filtresine göre biraz daha yumuşatılmış bir filtredir. Filtrenin oluşturulmasında kullanılan eşitlikler aşağıda verilmiştir. Eşitlik (3.97) aynı şekilde kullanılmıştır.

$$\mathbf{w} = \sum_{n=0}^{D-1} \frac{2 \cdot \pi}{D} \quad (3.96)$$

$$\mathbf{F}[D] = \left(\sum_{n=1}^{D/2} \frac{2 \cdot n}{D} \right) \frac{\sin\left(\frac{\mathbf{w}}{2}\right)}{\left(\frac{\mathbf{w}}{2}\right)} \quad (3.97)$$

Eşitlik (3.97) ile elde edilen katsayıların simetriğinin alınması ile elde edilen Shepp-Logan filtresi katsayıları grafiği Şekil 3.28'de görülmektedir.



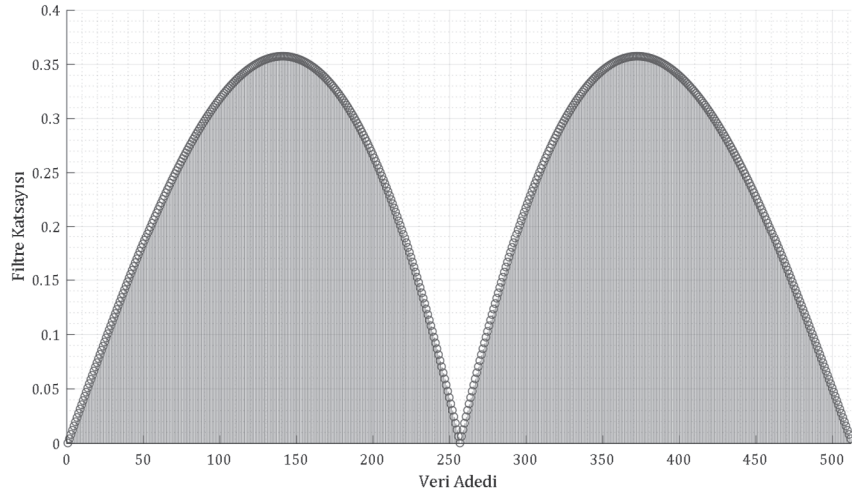
Şekil 3.28. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Shepp-Logan filtresi katsayıları

3.3.5.3. Kosinüs Filtresi

Kosinüs filtresi, Ram-Lak filtresinin katsayılarının \cos fonksiyonu ile çarpılmasıyla elde edilmektedir. Kosinüs filtre katsayıları, aşağıdaki eşitlik kullanılarak elde edilmektedir. Eşitlik (3.94) ve Eşitlik (3.96) aynı şekilde kullanılmıştır.

$$\mathbf{F}[D] = \left(\sum_{n=1}^{D/2} \frac{2 \cdot n}{D} \right) \cos\left(\frac{\mathbf{w}}{2}\right) \quad (3.98)$$

Eşitlik (3.98) ile elde edilen katsayıların simetriğinin alınması ile elde edilen filtre katsayıları grafiği Şekil 3.29'da verilmiştir.



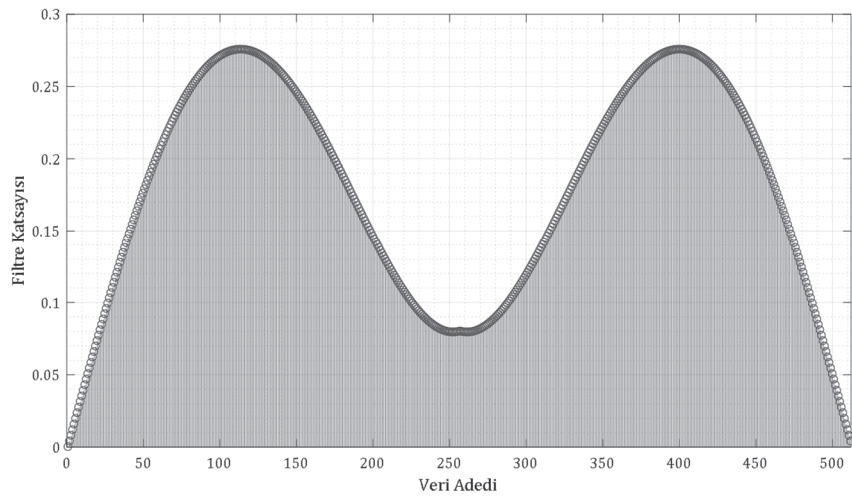
Şekil 3.29. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Kosinüs filtresi katsayıları

3.3.5.4. Hamming Filtresi

Hamming filtresi, Kosinüs filtresinin düzenlenmiş haline benzemektedir. Hamming filtre katsayıları, aşağıdaki eşitlikle elde edilmektedir. Eşitlik (3.94) ve Eşitlik (3.96) aynı şekilde kullanılmıştır.

$$F[D] = \left(\sum_{n=1}^{D/2} \frac{2 \cdot n}{D} \right) (0.54 + 0.46 \cdot \cos(\omega)) \quad (3.99)$$

Eşitlik (3.99) ile oluşturulan Hamming filtresi katsayıları grafiği Şekil 3.30'da verilmiştir.



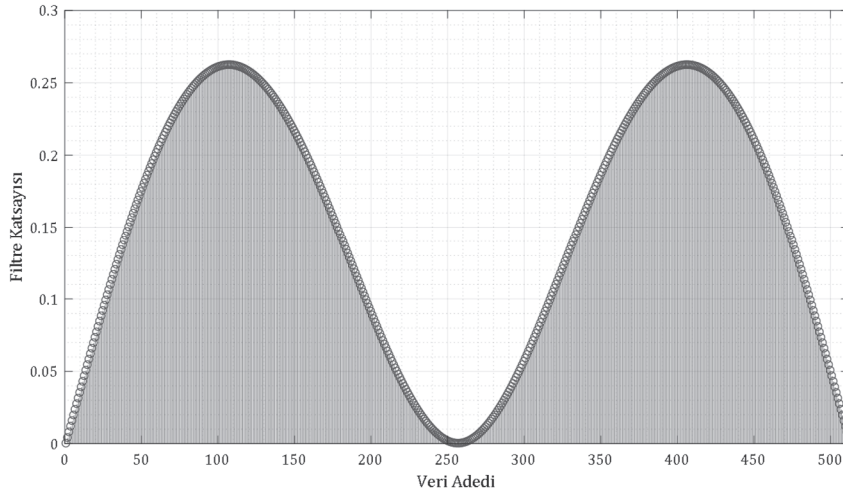
Şekil 3.30. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Hamming filtresi katsayıları

3.3.5.5. Hann Filtresi

Hann filtresi, Hamming filtresine benzer bir filtredir. Filtre katsayıları, aşağıdaki eşitlik ile hesaplanmaktadır. Eşitlik (3.94) ve Eşitlik (3.96) aynı şekilde kullanılmıştır.

$$F[D] = \left(\sum_{n=1}^{D/2} \frac{2 \cdot n}{D} \right) \frac{(1 + \cos(\mathbf{w}))}{2} \quad (3.100)$$

Eşitlik (3.100) ile elde edilen katsayıların simetriğinin alınması ile oluşturulan Hann filtresi katsayıları grafiği Şekil 3.31'de verilmiştir.



Şekil 3.31. 256 veri içeren E_s saçılan elektrik alan vektörü için örnek Hann filtresi katsayıları

3.3.5.6. Binom Filtre

Binom filtre katsayıları, istenen uzunluk boyunca belirli katsayıların sürekli olarak bir fonksiyon ile konvole edilmesiyle elde edilmektedir. Bu çalışmada kullanılan eşitlikler aşağıda verilmiştir.

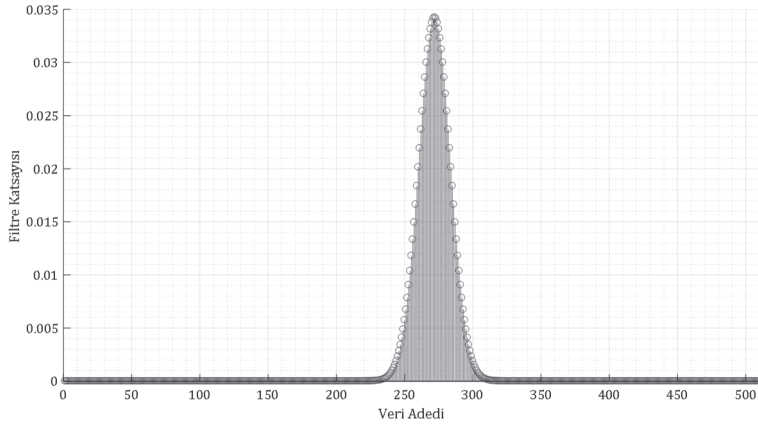
$$h = [0.5 \quad 0.5] \quad (3.101)$$

$$F = \sum_{n=0}^N F * h \quad (3.102)$$

Eşitlikte yer alan N katsayısı, oluşturulmak istenen binom filtrenin katsayılarının uzunluğunu temsil etmektedir. Filtrelemenin uygulanması sonucunda elde edilen verideki gecikme ise,

$$G = \frac{N-1}{2} \quad (3.103)$$

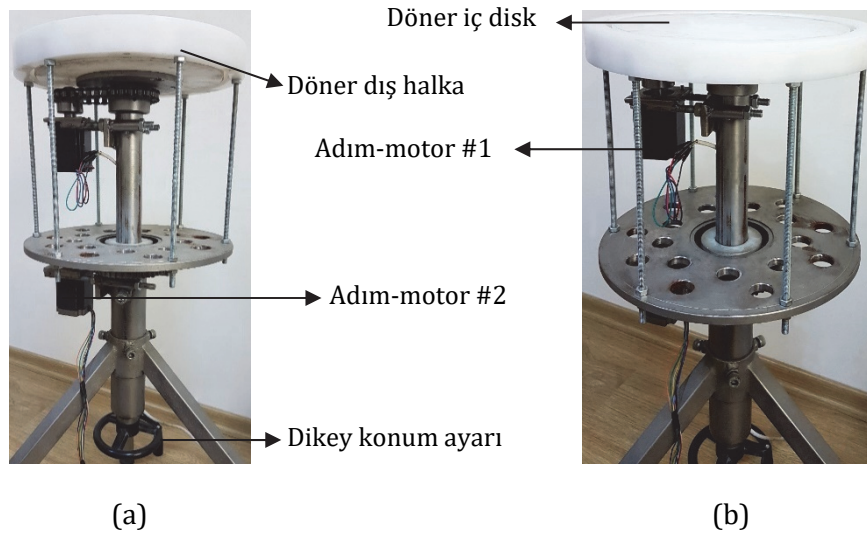
eşitliği ile hesaplanmaktadır. 540 birim uzunluğu için örnek olarak oluşturulan Binom filtre katsayıları grafiği Şekil 3.32’de verilmiştir.



Şekil 3.32. 540 birim uzunluğu için örnek Binom filtresi katsayıları

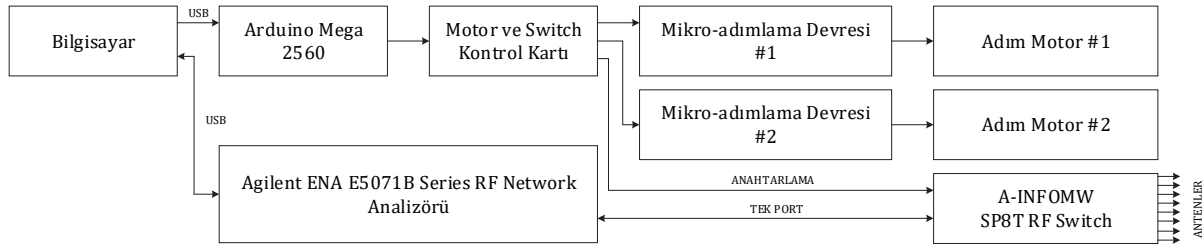
3.3.6. Deneysel Düzenek Tasarımı

Bu tez çalışmasında, önerilen algoritmaların görüntü oluşturma prensiplerini temel alan ve deneysel verilerin elde edilmesinde kolaylık sağlayabilecek bir deney düzenek prototipi hazırlanmıştır. Tasarlanan prototip, birbiri ile eş merkezli olan, beraber veya ayrı ayrı dönebilecek şekilde tasarlanan, Teflon malzemeden üretilen bir halka ve bir disk içermektedir. Prototipe ilişkin yandan görünüş ve açılı görünüşü içeren fotoğraflar Şekil 3.33’te verilmiştir.



Şekil 3.33. Deneysel çalışmalarda kullanılacak deney düzenekinin (a) yandan ve (b) perspektif görünüşü

Deney düzeneğinin kontrolüne ilişkin kontrol şeması ise Şekil 3.34'te verilmiştir.



Şekil 3.34. Deney düzeneğinin kontrol şeması

Şekil 3.33'te fotoğrafları verilen prototipin, antenleri ve görüntülenecek nesneyi taşıyacak olan döner bölümlerinin dışındaki bütün mekanik aksam, krom malzemedan üretilmiştir. Düzeneğin ortasında yer alan döner disk içeren bölüm, ayrıca yukarı ve aşağı yönde hareket edebilecek şekilde tasarlanmıştır. Teflon malzemedan üretilen döner parçalar, iki ayrı adım motor kullanılarak döndürülmektedir. Adım motorlar, döner parçaların dönüş açılarının ayarlanabilir olması için mikro-adımlama devresi yardımıyla sürülmektedir. Mikro-adımlama devresinin hassasiyet ayarı ve motorların dönüş komutları ise Arduino Mega 2560 programlanabilir elektronik devre kartı aracılığı ile gönderilmektedir.

Döner halka, üzerine anten yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Bu halka üzerine yerleştirilebilecek antenlerden en fazla 8 adedi, düzeneğin kontrolünü sağlayan elektronik devre kartı aracılığı ile anahtarlanabilmektedir. Böylece bir veya daha fazla anten kullanılabilir ve anahtarlanarak ölçüm işlemi yapılabilmektedir.

Arduino Mega 2560, antenlerin anahtarlanması ve adım motorların döndürülmesine ilişkin komutları bilgisayardan alarak sistem içerisindeki elektronik devre kartlarına iletme görevini üstlenen ara kontrol devresi olarak kullanılmıştır. Deney düzeneğinin kullanılarak ölçümlerin yapılması için aşağıdaki adımlar uygulanmaktadır:

- Yapılacak ölçümde nesne veya antenlerin döndürülmesine karar verilmelidir. Nesnenin döndürülmesi isteniyorsa antenin yerleştirildiği halka sabit tutulmalıdır. Aksi halde nesnenin yerleştirildiği disk sabit ve antenlerin yerleştirildiği halka dönebilecek şekilde ayarlanmalıdır.
- Adım motorların dönüş açısı ayarlanmalıdır. Yazılımda yapılacak düzenleme, adım motorun her bir komutta kaç derece dönebileceğini ayarlayabilmektedir. Böylece her bir döndürme komutunda istenen açılarda dönüş sağlanabilmektedir.
- Yazılıma yerleştirilen ara komutlar sayesinde, her bir döndürme işleminden sonra ağ analizörü kullanılarak ölçüm verileri toplanmalıdır.

- Düzenek vasıtasıyla anahtarlama yoluyla anten kullanımı için antenlerin anahtarlanmaları arasındaki zamanların da ölçüme uygun şekilde ayarlanması gerekmektedir.
- Adım motorun dönüş açısı ve bir tam turda dönmesi gereken miktar kontrol edilerek, yukarıda bahsedilen adımlar, bir tam tur tamamlanana kadar tekrarlanmalıdır.



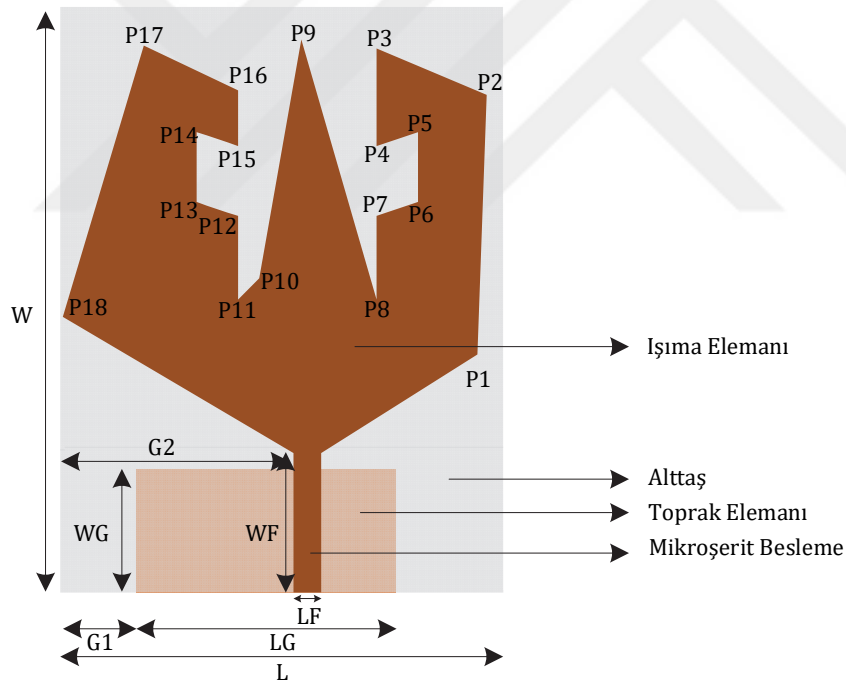
4. BULGULAR ve TARTIŞMA

4.1. Meme Kanseri Görüntülenmesine Yönelik Kompakt Mikroşerit Anten Tasarımları

Bu tez çalışması kapsamında, ölçümleri silindirik veya yarı-küresel mikroşerit anten dizisi aracılığı ile yapan RTMDG sistemleri için anten dizilerinin *birim* elemanı olarak kullanılabilen asimetrik kompakt mikroşerit antenler ve yığın mikroşerit antenler tasarlanmıştır.

4.1.1. Asimetrik Kompakt Mikroşerit Antenler

Asimetrik kompakt mikroşerit antenler (AKMA), geleneksel simetrik geometrilerin aksine, ışıma düzleminde asimetri oluşturacak şekilde daire, üçgen ve dikdörtgen geometrilerinin farklı boyutlarda ve farklı açılarda birbirlerine eklenmesiyle elde edilmektedir. Şekil 4.1'de toprak elemanı modifiye edilmiş mikroşerit hat beslemeli bir monopol AKMA verilmiştir [102].



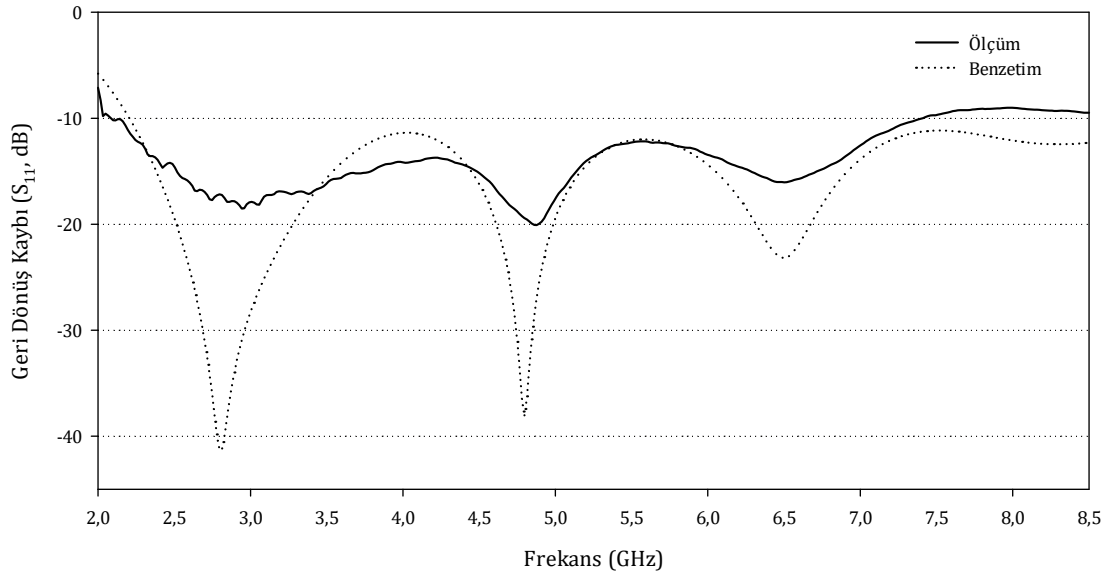
Şekil 4.1. Toprak elemanı modifiye edilmiş mikroşerit hat beslemeli monopol AKMA tasarımı

Dielektrik sabiti 4.4 olan ve kalınlığı 1.55 mm olan FR4 alttaş kullanılarak tasarlanan AKMA, küçültülmüş toprak eleman ile üçgen geometriler ve paralel kenar slotlara sahip ışıma elemanından oluşmaktadır. Anten geometrisine ilişkin fiziksel parametreler ve değerleri Tablo 4.1'de verilmiştir [102].

Tablo 4.1. Toprak elemanı modifiye edilmiş AKMA tasarımına ilişkin parametreler ve değerleri

Parametre	Değer (x, y) (mm)	Parametre	Değer (x, y) (mm)
L	32	P6	(26, 28)
W	42	P7	(23, 27)
LF	2	P8	(23.58, 19.32)
WF	8.79	P9	(18.23, 31.51)
LG	16.99	P10	(13.65, 40.18)
WG	8.03	P11	(12.82, 22.89)
G1	4.11	P12	(13, 27)
G2	14	P13	(10, 28)
P1	(31.33, 16.31)	P14	(10, 33)
P2	(31.25, 37.06)	P15	(13, 32)
P3	(23, 39)	P16	(13, 36)
P4	(23, 32)	P17	(1.41, 36.84)
P5	(26, 33)	P18	(0.68, 17.22)

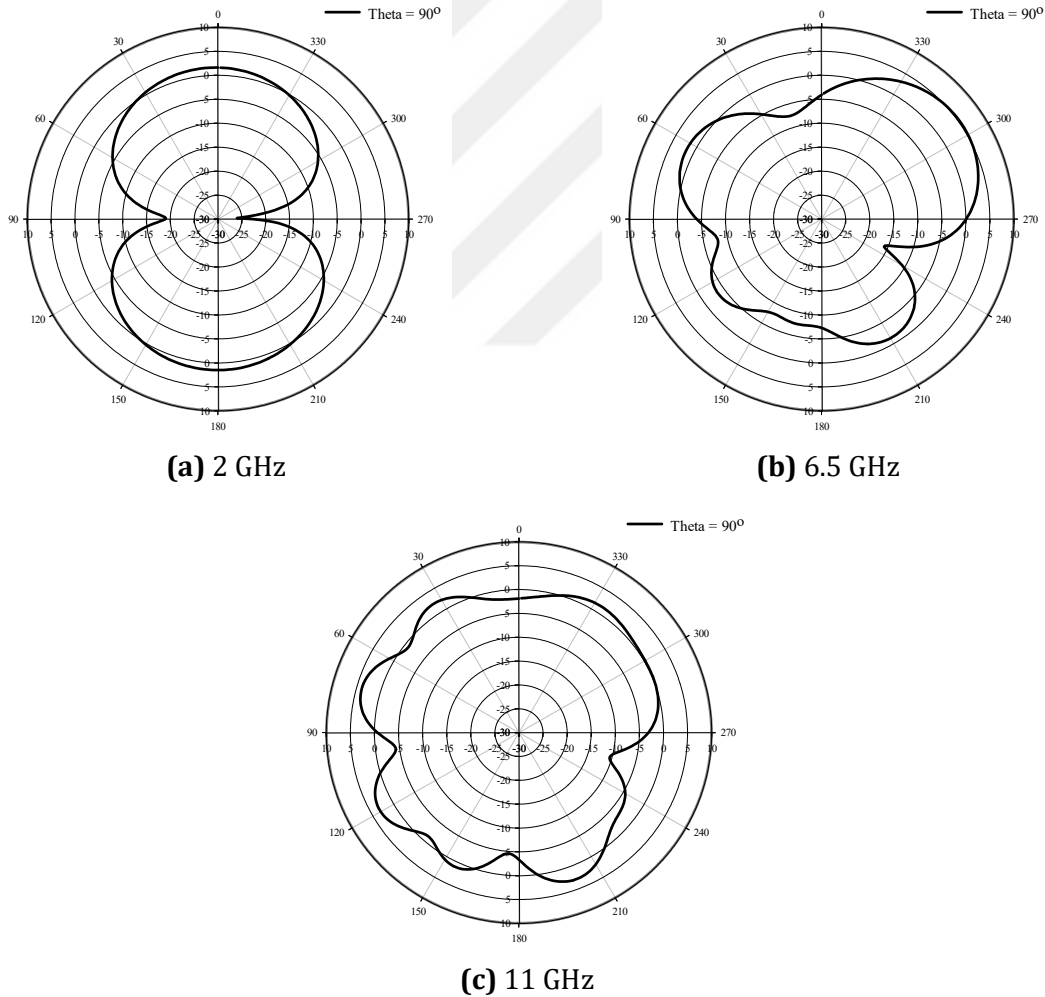
Şekil 4.1'de verilen anten, moment metodunu (MoM) [89] kullanan bir tam dalga elektromanyetik benzetim programı ile tasarlanmış ve benzetimleri yapılmıştır. Ardından, benzetimleri yapılan anten üretilmiş ve antenin geri dönüş kaybı, yansız odada Agilent ENA E5071B Series RF ağ analizörü kullanılarak ölçülmüştür. Tasarlanarak üretilen antene ilişkin benzetim ve ölçüm sonuçları Şekil 4.2'de verilmiştir.

**Şekil 4.2.** Tasarlanan AKMA için geri dönüş kaybı grafiği

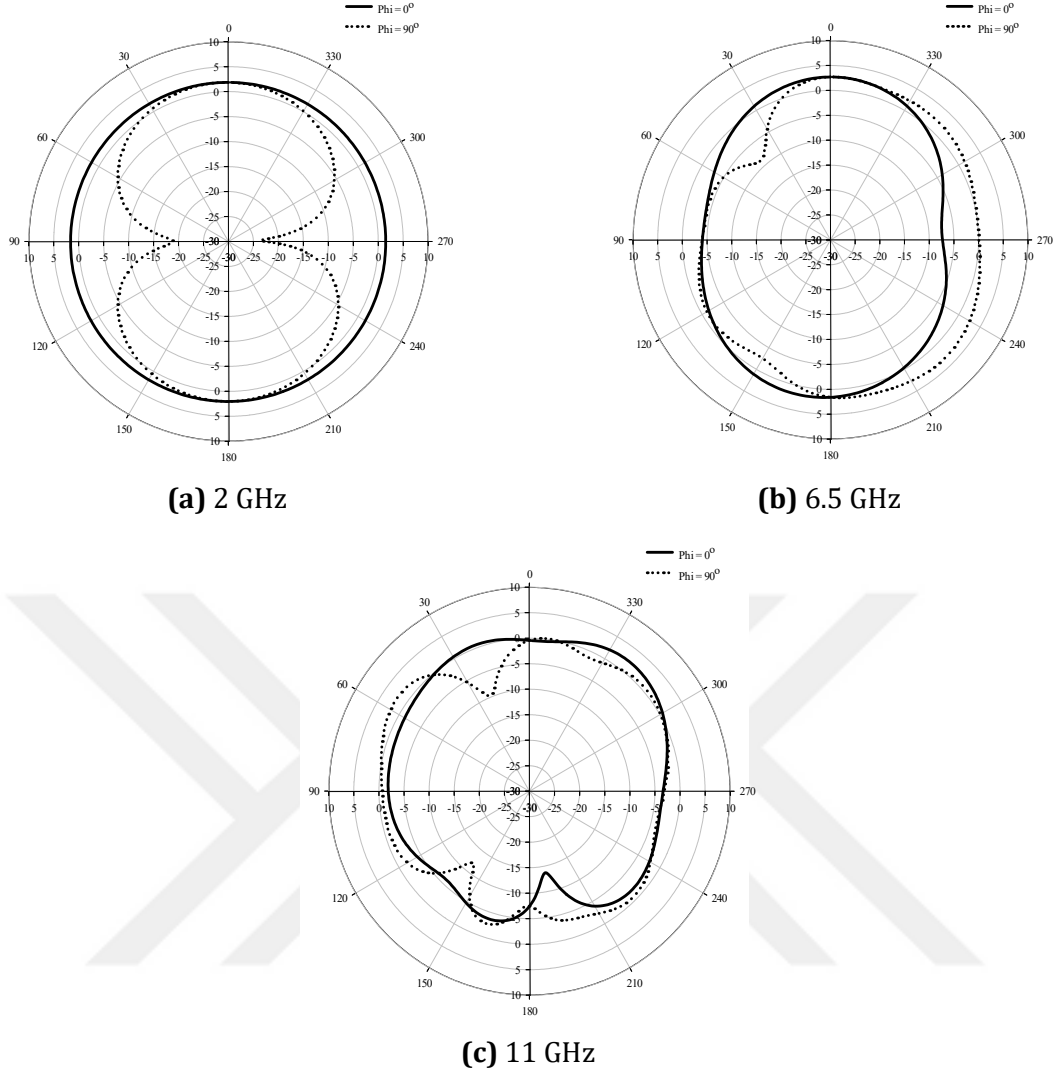
Şekil 4.2 ile verilen grafikte benzetim sonuçlarına bakıldığında geri dönüş kaybı değeri, 2.21 GHz frekansında -10 dB'nin altına inmektedir. Ölçüm sonuçlarına göre ise anten, 2.09 GHz frekansında -10 dB'nin altına inmekte ve 7.39 GHz frekansında -10 dB'nin üzerine çıkmaktadır. Bu frekanstan sonra ise eğri 9 GHz frekansına kadar -9.4 dB değerlerinde seyredip daha sonra

tekrar -10 dB değerinin altına inmektedir. Anten, 7.39 GHz ile 9 GHz frekansları arasında kendisine gelen gücün %88.52 oranını havaya yaymıştır ancak onun dışındaki frekanslarda gelen gücün %90'ından fazlasını yaymıştır. Grafik incelendiğinde ölçüm sonuçları ile benzetim sonuçları arasında büyük benzerlik görülmektedir. Ancak ölçüm sonuçları ile benzetim sonuçları arasında, benzetim programlarının hesaplama sırasında dikkate alamayacağı gerçek dünyaya ilişkin ihmaller fark oluşabilmektedir. Anten üretiminde kullanılan malzemelerin dielektrik sabiti değerlerinin malzemenin her noktasındaki homojenlik düzeyi, ölçümde kullanılan kabloya bağlı kayıplar, bağlantı elemanlarının lehimlenmesinden kaynaklı etkiler ve kalibrasyonun doğruluğu, ölçümleri etkileyen faktörler arasında sayılabilir.

Tasarlanan AKMA için benzetim yolu ile elde edilen ışınma diyagramları Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te verilmiştir.



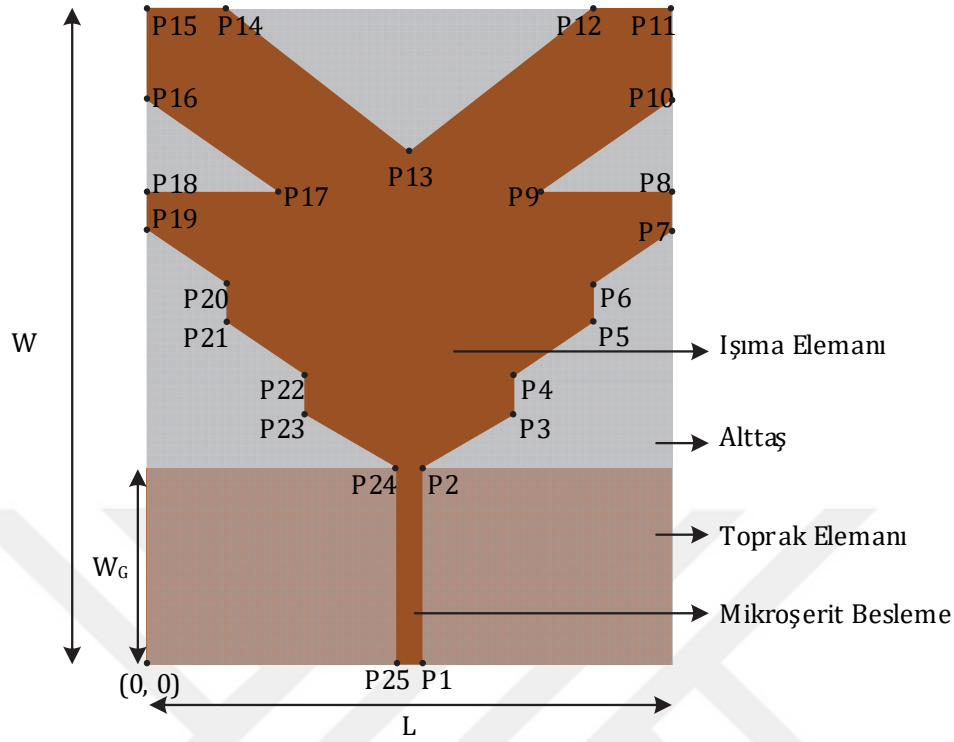
Şekil 4.3. (a) 2 GHz, (b) 6.5 GHz ve (c) 11 GHz frekansları için $\theta = 90^\circ$ açısındaki ışınma diyagramı



Şekil 4.4. (a) 2 GHz, (b) 6.5 GHz ve (c) 11 GHz frekansları için $\phi = 0^\circ$ (düz) ve $\phi = 90^\circ$ (kesikli) açılarındaki ışın diyagramları

İşın diyagramları incelendiğinde tasarlanan anten, düşük frekanslarda 3 boyutlu simit şeklinde her yöne ışın yapabilmektedir fakat frekansın artmasıyla ışın diyagramlarında bozulmalar oluşmuştur. Tasarlanan anten, boyutları itibarıyla, silindirik veya yarı-küresel anten dizilerine ek olarak lineer faz anten dizilerimde de kullanılabilir.

Asimetrik anten tasarımları, deneme yanılma yoluyla oluşturulabileceği gibi, simetrik anten tasarımlarının parametrelerinin çeşitli optimizasyon algoritmaları kullanılarak optimize edilmesiyle de oluşturulabilmektedir. Şekil 4.5'te optimize edilmemiş ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopol anten tasarımı görülmektedir [103].



Şekil 4.5. Ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopol KMA tasarımı

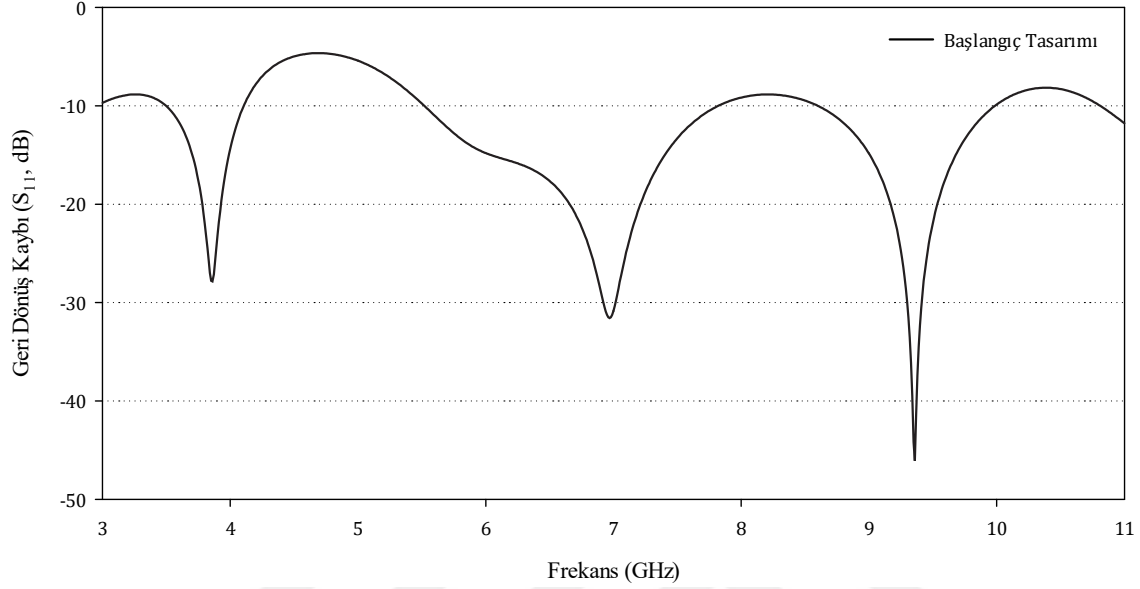
Şekil 4.5'te verilen anten, boyutları $40 \times 50 \text{ mm}^2$ ve dielektrik sabiti 4.3 olan 1.5 mm kalınlığındaki FR4 alttaşı kullanılarak tasarlanmıştır [103]. Besleme noktasından yukarıya doğru genişleyen yapı, genellikle bant genişliğini artırmaya yardımcı olmaktadır. Bu tasarımın parametreleri ve değerleri Tablo 4.2'de, benzetim sonuçları ise Şekil 4.6'da verilmiştir [103].

Tablo 4.2. Ağaç-şekilli KMA tasarımına ilişkin parametreler ve başlangıç değerleri (x, y) (mm)

P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
(21, 0)	(21, 15)	(28, 19)	(28, 22)	(34, 26)	(34, 29)	(40, 33)	(40, 36)	(30, 36)
P10	P11	P12	P13	P14	P15	P16	P17	P18
(40, 43)	(40, 50)	(34, 50)	(20, 39)	(6, 50)	(0, 50)	(0, 43)	(10, 36)	(0, 36)
P19	P20	P21	P22	P23	P24	P25	W_G	L_G
(0, 33)	(6, 29)	(6, 26)	(12, 22)	(12, 19)	(19, 15)	(15, 0)	15	40

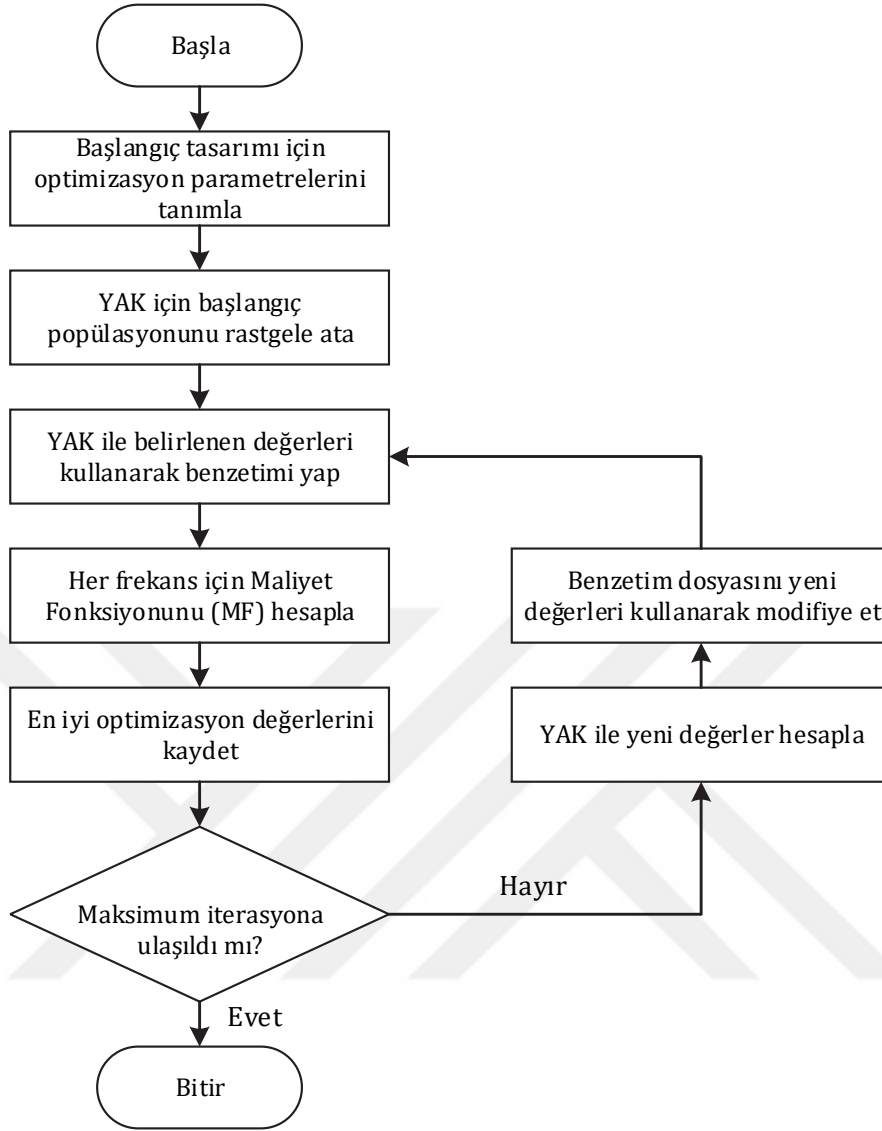
Şekil 4.5 ile tasarımı verilen antenin benzetim sonuçları incelendiğinde, geri dönüş kaybının bazı frekans aralıklarında -10 dB referansının üzerinde yer aldığı ve antenin bu

frekanslarda iyi çalışmadığı görülmektedir. Bundan dolayı anten geometrisinin optimize edilmesi gerekmektedir. 25 noktadan oluşturulan tasarım, yapay arı kolonisi algoritması kullanılarak optimize edilmiştir. Bu optimizasyon algoritmasına yönelim çalışmalar literatürde mevcuttur [104–107]. Burada, bu algoritmanın tasarlanan antene uygulanmasından bahsedilecektir.



Şekil 4.6. Ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopol KMA tasarımına ait geri dönüş kaybı benzetim sonucu

Antenin optimizasyonunda kullanılacak noktaların hareket edebileceği sınırlar, bir noktanın diğer noktalar ile kesişmemesi için yatay ve dikey yönlerde uygun olacak şekilde ayarlanmıştır. Optimizasyonun yapılmasına ilişkin akış şeması Şekil 4.7’de verilmiştir.



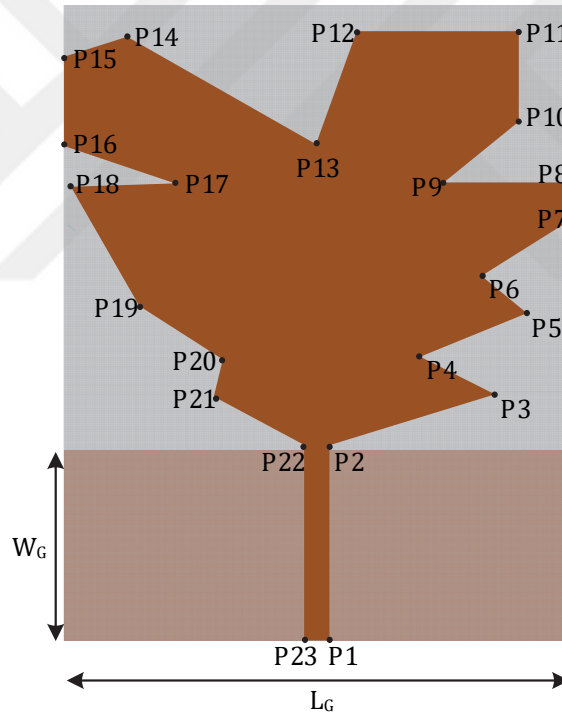
Şekil 4.7. Tasarlanan antenin YAK algoritması ile optimizasyonuna ilişkin akış şeması

Optimizasyon işlemi için öncelikle parametreler ve bu parametrelerin sınırları belirlenmiştir. Ardından, YAK algoritması ile bu parametrelere başlangıç değerleri rastgele olacak şekilde atanmıştır. Rastgele belirlenen değerler kullanılarak anten tasarımının benzetimi gerçekleştirilmiş ve elde edilen geri dönüş kaybı sonuçları kullanılarak maliyet fonksiyonu (MF) hesaplanmıştır. Bu maliyet fonksiyonunun hesabı, Eşitlik (4.1) ve Eşitlik (4.2) ile verilmiştir.

$$M(f_n) = \begin{cases} 0 & S_{11,C}(f_n) < S_{11,H}(f_n) \\ |S_{11,C}(f_n) - S_{11,O}(f_n)| & \text{diğer durumlarda} \end{cases} \quad (4.1)$$

$$MF = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N M(f_n) \quad (4.2)$$

Bu eşitliklerde bulunan M , $S_{11,H}$, $S_{11,C}$, N ve MF parametreleri sırasıyla ilgili frekans için maliyet fonksiyonu katsayısını, hedeflenen geri dönüş kaybı değerini, benzetimle elde edilen geri dönüş kaybını, toplam frekans adedini ve minimize edilecek toplam maliyet fonksiyonunu temsil etmektedir. Buradaki optimizasyon işlemi esas amaç, maliyet fonksiyonunu minimize etmektedir. Maliyet fonksiyonunun minimize edilmesi, anten tasarımının istenen geri dönüş kaybını verebileceğini göstermektedir. Bu fonksiyon hesaplandıktan sonra YAK algoritması, parametreleri optimize etmeye çalışarak yeni parametreler oluşturmaktadır. Daha sonra bu yeni parametreler için anten tasarımının benzetimi yapılmakta, maksimum iterasyon sayısına ulaşılan kadar bu işlemler tekrar edilmektedir. Maksimum iterasyon sayısına ulaşıldığında optimizasyon parametrelerine ilişkin elde edilen değerler, o parametreler için olabilecek en iyi değerleri temsil etmektedir. Şekil 4.7’de verilen akış şemasına göre optimize edilen anten tasarımı Şekil 4.8’de verilmiştir.



Şekil 4.8. Optimize edilmiş asimetric ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopollü KMA tasarımı

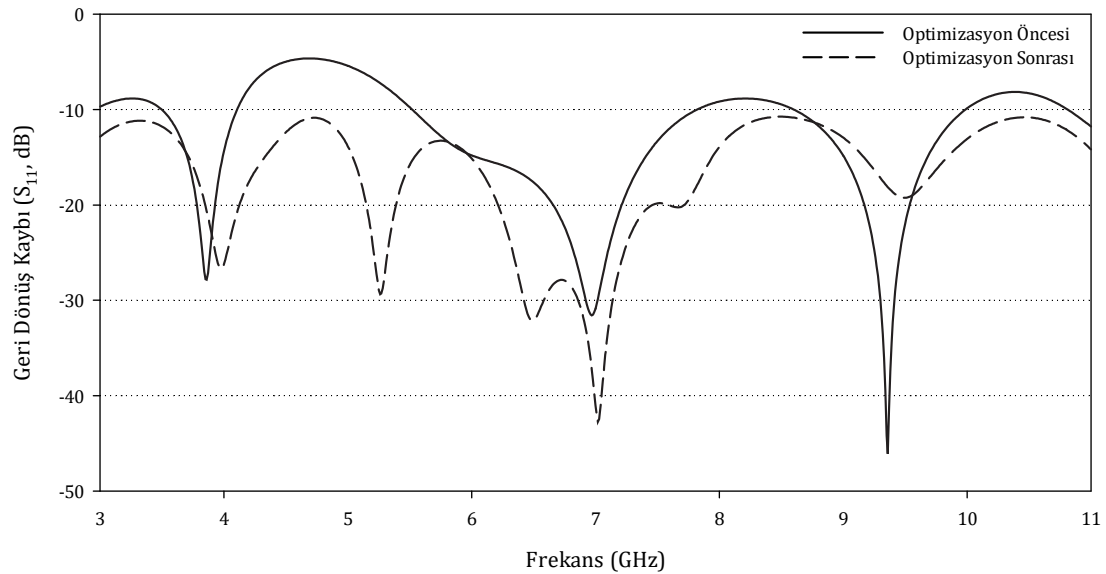
Anten, optimizasyon öncesinde 25 nokta bulunurken optimize edildikten sonra toplam 23 nokta kalmıştır ve bu noktalar, gerekli performansı sağlamak için yeterli olmuştur. Optimizasyondan önce simetric yapıda olan anten tasarımı, optimizasyondan sonra simetrisini

kaybetmiştir. Optimizasyon sonrası elde edilen anten tasarımına ilişkin parametreler ve değerleri Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3. Asimetrik ağaç-şekilli KMA tasarımına ilişkin parametreler ve optimizasyon sonrası değerleri (x, y) (mm)

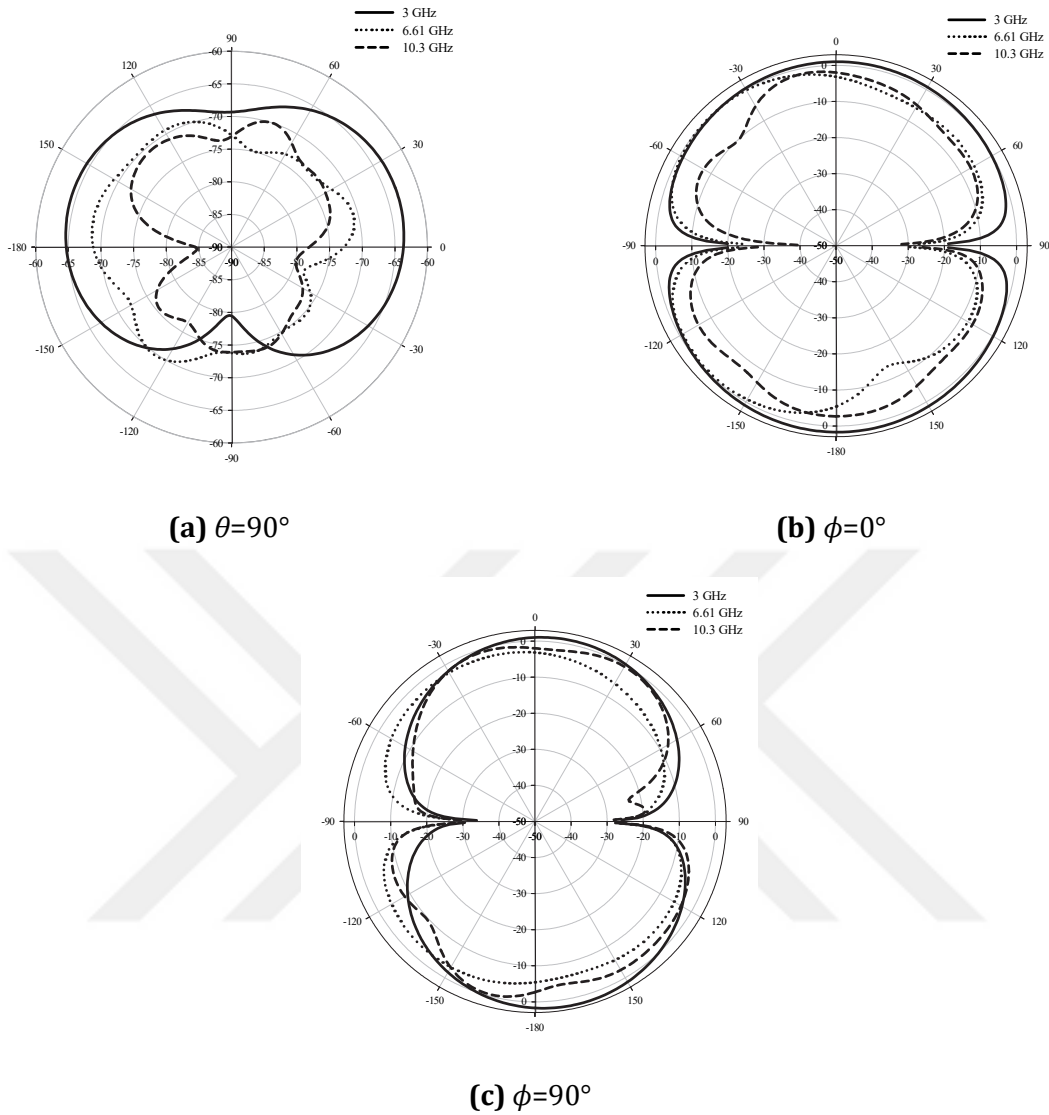
P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
(21, 0)	(21, 15.5)	(34.15, 19.43)	(28.23, 22.45)	(36.63, 25.83)	(33.03, 28.83)	(39.95, 33.08)	(39.95, 36.08)	(30.05, 36.08)
P10	P11	P12	P13	P14	P15	P16	P17	P18
(36, 40.95)	(36, 47.95)	(23.13, 47.95)	(20, 39.15)	(5, 47.63)	(0.05, 46)	(0.05, 39)	(9, 36)	(0.63, 35.75)
P19	P20	P21	P22	P23	W_G	L_G		
(6.13, 26.35)	(12.55, 22.25)	(11.85, 19.25)	(19, 15.5)	(19, 0)	14.9	40		

Tabloda verilen değerlere sahip antenin benzetim sonucu, optimize edilmemiş antene ilişkin sonuçla beraber Şekil 4.9'da verilmiştir.



Şekil 4.9. Optimizasyon öncesi ve optimizasyon sonrası asimetrik ağaç-şekilli mikroşerit hat beslemeli monopollü KMA tasarımına ait geri dönüş kaybı benzetim sonucu

Şekil 4.9'da verilen grafikte optimizasyondan önce antenin geri dönüş kaybı değerlerinin bazı frekans aralıklarında -10 dB referans değerinden yukarıda olduğu görülmektedir. Kesikli çizgilerle belirtilen optimizasyon sonrası geri dönüş kaybı değerlerine bakıldığında, optimize edilen antenin 3 GHz ile 11 GHz aralığında iyi çalıştığı, bu frekans aralığında geri dönüş kaybının -10 dB değerinin altında olduğu görülmektedir. Optimize edilen antenin 3 GHz, 6.61 GHz ve 10.3 GHz frekansları için ışıma diyagramları Şekil 4.10'da verilmiştir.



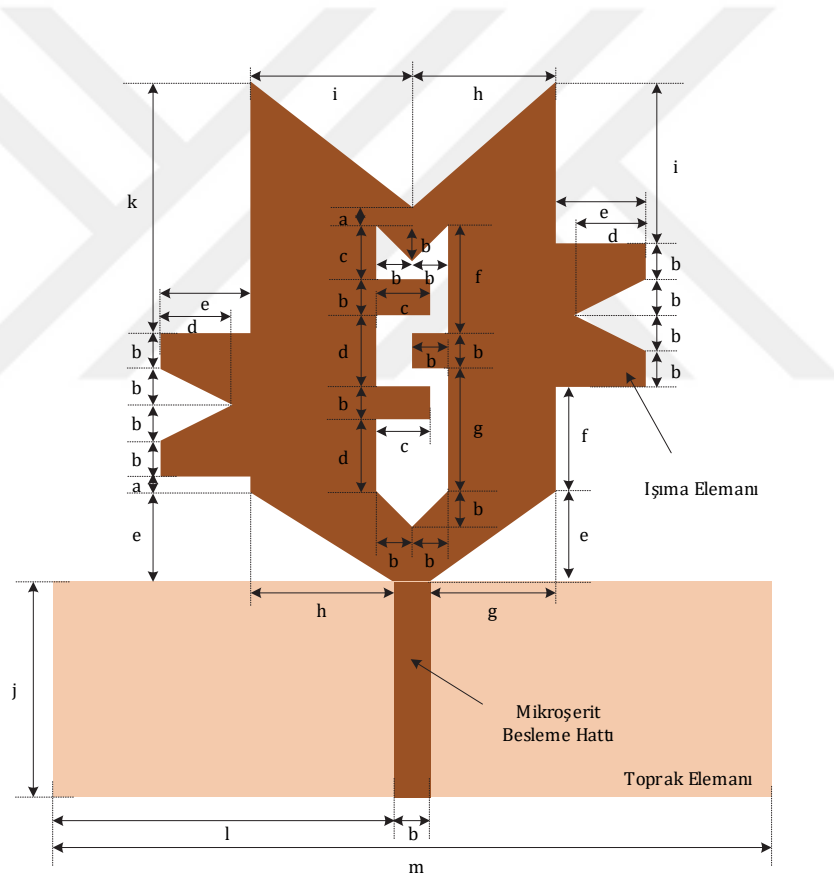
Şekil 4.10. Optimize edilmiş anten için 3 GHz, 6.61 GHz ve 10.3 GHz frekanslarındaki (a) $\theta=90^\circ$, (b) $\phi=0^\circ$ ve (c) $\phi=90^\circ$ açılarındaki ışıma diyagramları

Şekil 4.10 ile verilen grafikler incelendiğinde, optimize edilen antenin $\theta=90^\circ$ için düşük frekanslarda ışıma diyagramı yaklaşık olarak O-şekilli iken frekansın artmasıyla birlikte ışıma diyagramında da bozulmalar meydana gelmiştir. Ancak $\phi=0^\circ$ ve $\phi=90^\circ$ açıları için frekansın artmasıyla beraber ışıma diyagramı, çok fazla bozulmamış ve 8-şekilli yapısını korumuştur. Bu anten tasarımı da yüksek yönlülüğe ihtiyaç duyulan uygulamalar için yardımcı elemanlar vasıtasıyla veya yansız odada kullanılmak kaydıyla uygundur.

4.1.2. Yığın Mikroşerit Antenler

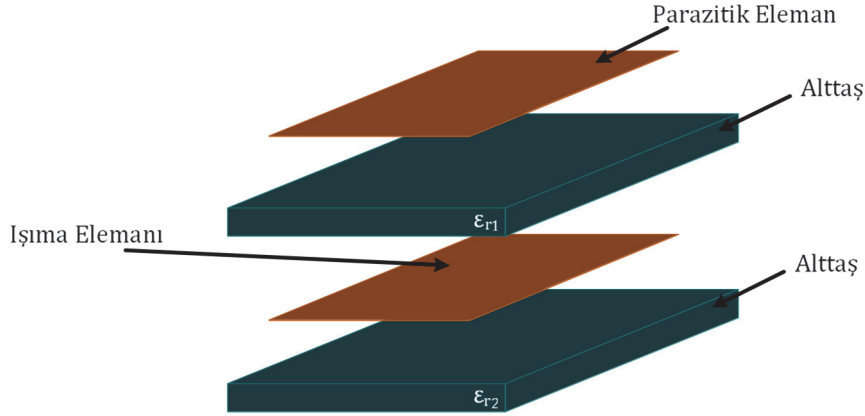
Mikroşerit antenler, en temel anlamda bir alttaştan oluşmaktaydı. Ancak elektromanyetik kuplaj oluşturacak şekilde birden fazla alttaş kullanılarak farklı anten tasarımlarını elde etmek mümkündür. Yığın mikroşerit antenler (YMA), iki veya daha fazla alttaş kullanılarak oluşturulan ve elektromanyetik kuplaj özelliğini kullanan mikroşerit antenlerdir. Anten yapısında yer alan her katman üzerinde parazitik elemanlar bulunmaktadır. Bu katmanlar, birbiri ile aynı özelliğe sahip olmak zorunda değildir. Farklı dielektrik sabitlerine sahip farklı kalınlıklardaki alttaşlar, bir yığın mikroşerit yapısı oluşturacak şekilde bir araya getirilebilmektedir.

YMA tasarımı ve sonuçlarından, aynı parazitik elemanları içeren dört katmanlı bir mikroşerit anten yapısı ele alınarak incelenecektir. Ele alınan YMA yapısının ana ışına elemanı ve toprak düzlemi Şekil 4.11’de verilmiştir [108].



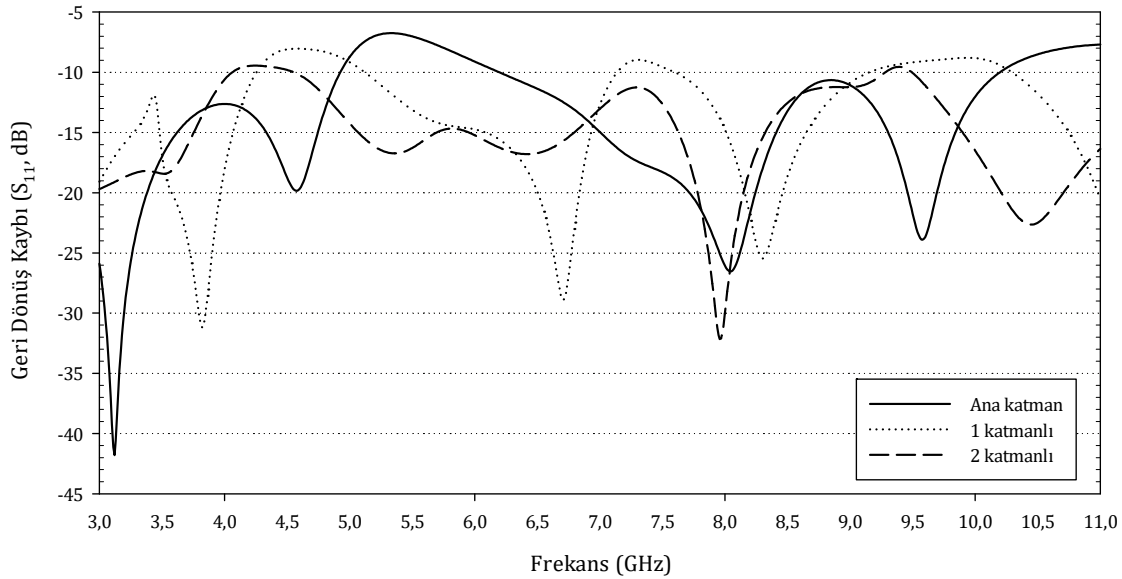
Şekil 4.11. YMA için ana ışına elemanı ve toprak düzlemi

Diğer alttaşlar üzerinde oluşturulan parazitik eleman geometrisi ise Şekil 4.12’de verilmiştir. Her katmanda aynı alttaş ve aynı parazitik eleman geometrisi kullanılacaktır. Tasarlanan parazitik eleman, ana ışına elemanının ortasında bulunan boşluk ile aynı geometriye sahiptir.



Şekil 4.13. YMA katmanlarının yerleştirilmesi

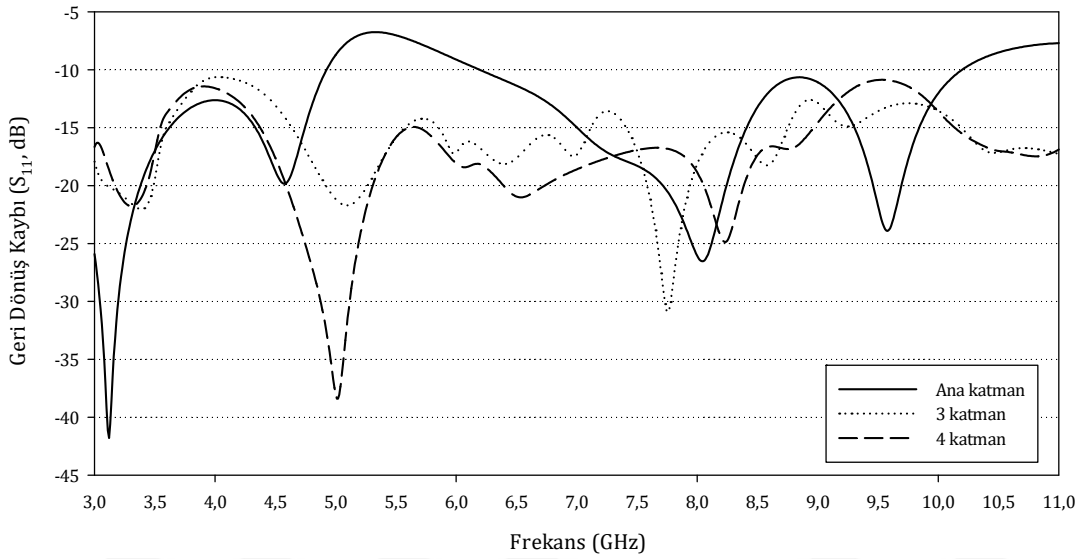
Antenin ışımaya ve parazitik elemanı tasarlandıktan sonra, öncelikle ek bir katman kullanmadan, sadece ana ışımaya elemanı kullanılarak benzetim yapılmıştır. Daha sonra bir, iki, üç ve dört katman eklenerek benzetimler yapılmıştır. Şekil 4.14'te bir ve iki katmanlı yapı kullanılması durumundaki benzetim sonuçları verilmiştir.



Şekil 4.14. Bir ve iki katmanlı YMA benzetim sonuçları

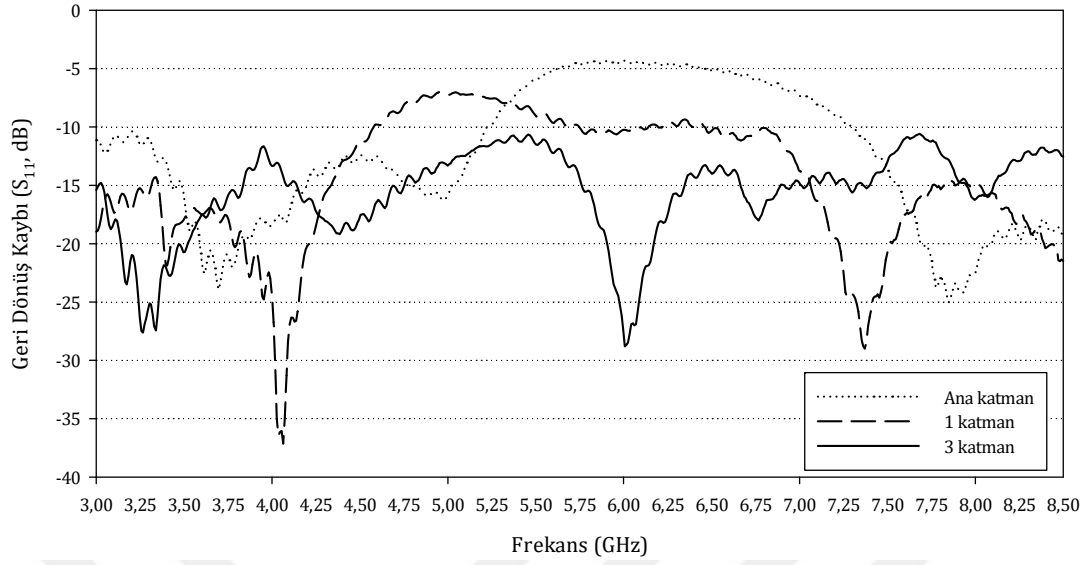
Şekil 4.14'te düz çizgi olarak verilen eğri, tek bir alttaş içeren ana yapıya ait benzetim sonucunu temsil etmektedir. Grafik incelendiğinde bu yapı, iki frekans bölgesinde -10 dB referans değerinin üzerinde bulunmaktadır. Bu ana yapının üzerine, parazitik eleman içeren bir alttaş eklendiğinde bir katmanlı YMA yapısı oluşturulmuş olmaktadır. Bir katmanlı YMA yapısının benzetim sonucu noktalı çizgilerle temsil edilmiştir. Bu eğri, sadece ana katmana ait benzetim eğrisi ile kıyaslandığında, bir katmanlı yapının çok iyi sonuç vermediği görülmektedir. Hatta bir

katmanlı yapı, ana yapıdan farklı olarak, 3 frekans bölgesinde -10 dB referans değerinin üzerinde bulunmaktadır. Bu katmanlara bir katman daha eklenerek 2 katmanlı YMA yapısı oluşturulmuş ve benzetimi yapılmıştır. İki katmanlı yapıya ait sonuçlar, grafikte kesikli çizgilerden oluşan eğriyle temsil edilmektedir. İki katmanlı yapıda -10 dB üzerindeki bölgeler, -10 dB referans değerine daha çok yaklaşmıştır. Bu işlem, anten boyutlarının kabul edilebilir düzeyde olacağı katman sayısına kadar devam ettirilmiştir. Üç ve dört katmandan oluşan yapıya ilişkin benzetim sonuçları Şekil 4.15'te verilmiştir.



Şekil 4.15. Üç ve dört katman içeren YMA benzetim sonuçları

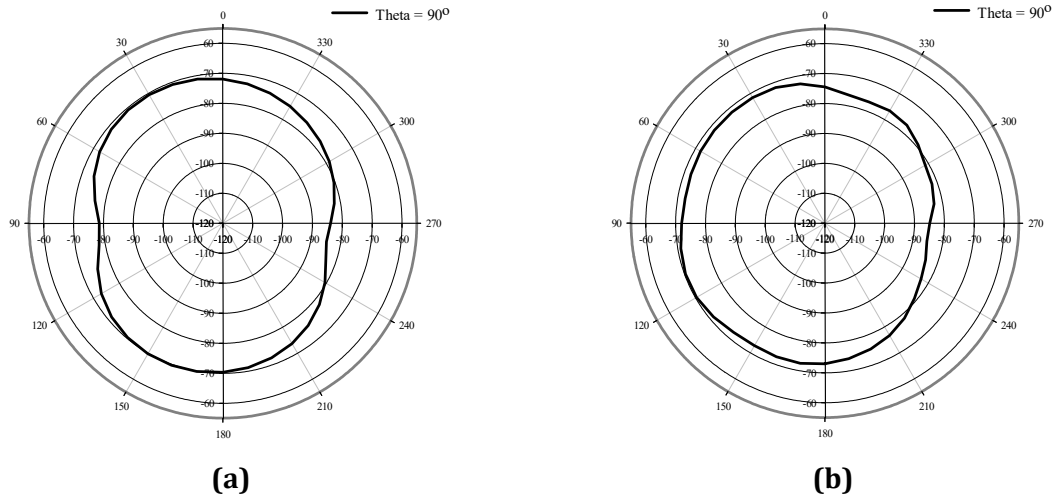
Şekil 4.15'te üç katmanlı YMA yapısına ilişkin benzetim sonuçları noktalı çizgilerle temsil edilmiştir. Üç katmanlı yapıya ilişkin geri dönüş kaybı sonuçlarının, -10 dB referans değerinin altında olduğu görülmektedir. Üç katmanlı yapı sayesinde elde edilen bu iyileşmenin daha çok katman ekleyerek gideceği noktayı anlamak için dört katmanlı yapıya ait benzetim sonuçları da elde edilmiştir. Kesikli çizgilerle temsil edilen eğri, yine üç katmanlı yapı gibi -10 dB referans değerinin altında yer almaktadır. Ancak anten boyutlarının giderek artması göz önüne alındığında, üç katmanlı yapının kabul edilebilir olduğu görülmektedir. Ana yapının, bir ve üç katmanlı yapıların ölçüm sonuçları ise Şekil 4.16'da verilmiştir.

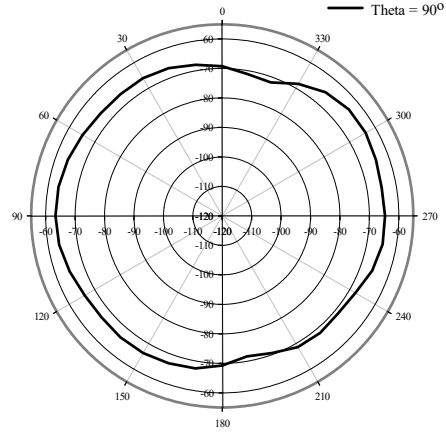


Şekil 4.16. Bir ve üç katman içeren YMA ölçüm sonuçları

Ölçüm sonuçlarında -10 dB referans değerinin üzerindeki frekans aralıkları, benzetim sonuçları ile birebir örtüşmese de sonuçların genel yapısı, birbiriyle uyumaktadır. Ana yapı ve bir katmanlı yapının geri dönüş kaybı sonuçlarının bazı frekans bölgelerinde -10 dB değerinin üzerinde yer aldığı, 3 katmanlı yapıda ise elde edilen sonuçların -10 dB referans değerinin altında olduğu görülmektedir. Ölçüm sonuçlarında bulunan dalgalanmalar, duvar vb. çevresel etmenlerden, üretim ve bağlantı elemanlarının lehimesinden kaynaklanabilmektedir.

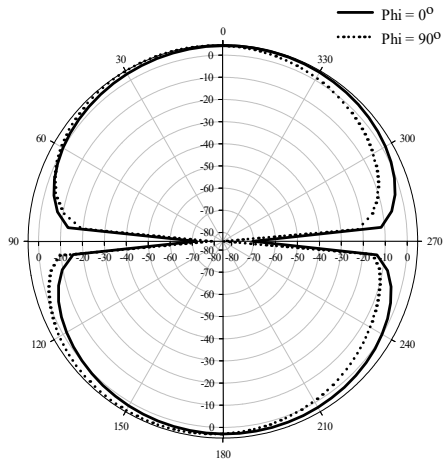
Üç katmanlı YMA anten tasarımının benzetim yoluyla elde edilen ışıma diyagramları Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de verilmiştir.



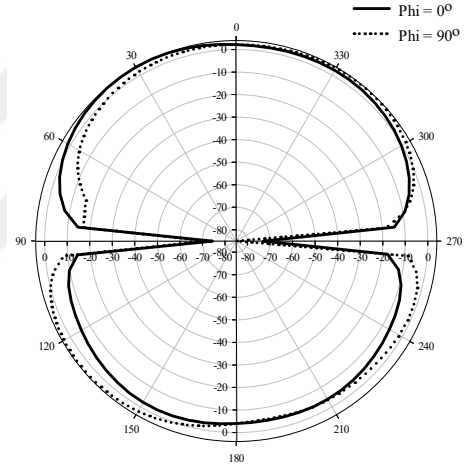


(c)

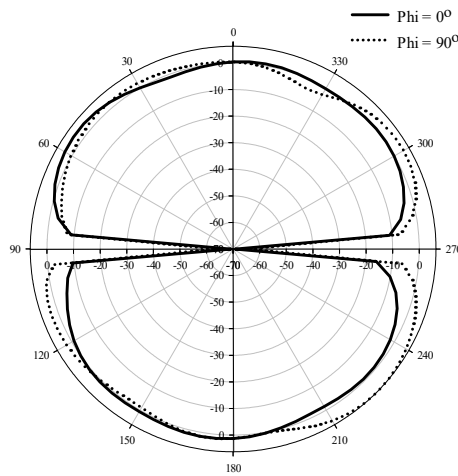
Şekil 4.17. (a) 3.1 GHz, (b) 6.85 GHz ve (c) 10.6 GHz frekansları için $\theta = 90^\circ$ açısındaki ışınma diyagramları



(a)



(b)



(c)

Şekil 4.18. (a) 3.1 GHz, (b) 6.85 GHz ve (c) 10.6 GHz frekansları için $\phi = 0^\circ$ (düz) ve $\phi = 90^\circ$ (noktalı) açılarındaki ışınma diyagramları

Şekil 4.17 ve Şekil 4.18 incelendiğinde, yığılı yapıda frekans attıkça ışımaya diyagramlarında bozulmalar düşük seviyede kaldığı görülmektedir. $\theta = 90^\circ$ için ışımaya diyagramı, tüm yönlü olup $\phi = 0^\circ$ ve $\phi = 90^\circ$ dereceleri için ışımaya diyagramları, simit şekilli bir yapıya sahiptir. Bahsedilen anten yapıları incelendiğinde, küçük boyutlu mikroşerit antenlerin genellikle simit şekilli ve tüm yönlü ışımaya diyagramlarına sahip olduğu görülmektedir. Yönlülüğün artırılması, mikroşerit antenlerde genellikle anten boyutlarının artırılması veya özel geometrilerin kullanılmasıyla sağlanmaktadır.

4.2. Meme Kanserinin Görüntülenmesine Yönelik Benzetim Çalışmaları

Bu bölümde, meme kanserinin görüntülenmesine ilişkin algoritmaların uyarlanması ve uygulanmasını sağlamak için benzetim çalışmaları yapılmıştır. Bu bölümde, Bölüm 3'te önerilen algoritmaların uygulanması için gereken benzetim verilerinin oluşturulması anlatılacak ve benzetim sonuçları değerlendirilecektir.

4.2.1. Eşleştirme-Kovalama Temelli Algoritmanın Benzetim Verilerine Uygulanması

Detayları Bölüm 3.3.1.'de anlatılan EK temelli yaklaşımın uygulanması için saçılan elektrik alan verisi E_s ve görüntüleme alanını tanımlayacak parametrelere ihtiyaç duyulmaktadır. Saçılan elektrik alan verilerinin oluşturulmasında, Şekil 3.12'de verilen model kullanılmıştır.

Şekil 3.11'de verilen modelde, mükemmel saçıcılardan oluşan R_D yarıçaplı deri, merkezi $(0, 0)$ koordinatlarında olacak şekilde oluşturulmuştur. Merkezden R_0 uzaklığı ve ϕ açısına ise yine mükemmel saçıcıdan oluşan bir tümör yerleştirilmiştir. Anten ise deriden G uzaklığa yerleştirilmiştir. Bu durumda antenden gönderilen elektromanyetik dalgalar, deri ve tümör olarak tanımlanan saçıcılardan Eşitlik (3.56)'ya göre yansımakta ve anten tarafından geri toplanmaktadır. Benzetimlerde kolaylık sağlamak için bütün model homojen kabul edilmiştir ve dielektrik sabitleri, modelin her noktasında 1 olarak alınmıştır. Benzetimde kullanılan parametrelerin değerleri Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5. EK temelli algoritma için benzetimde kullanılan parametreler ve değerleri

Parametre	Değer
f_{\min}	0.3 GHz
f_{\max}	8.5 GHz
Frekans Adedi	165
Açı Artış Miktarı	1°
G	2 cm
R_D	8 cm

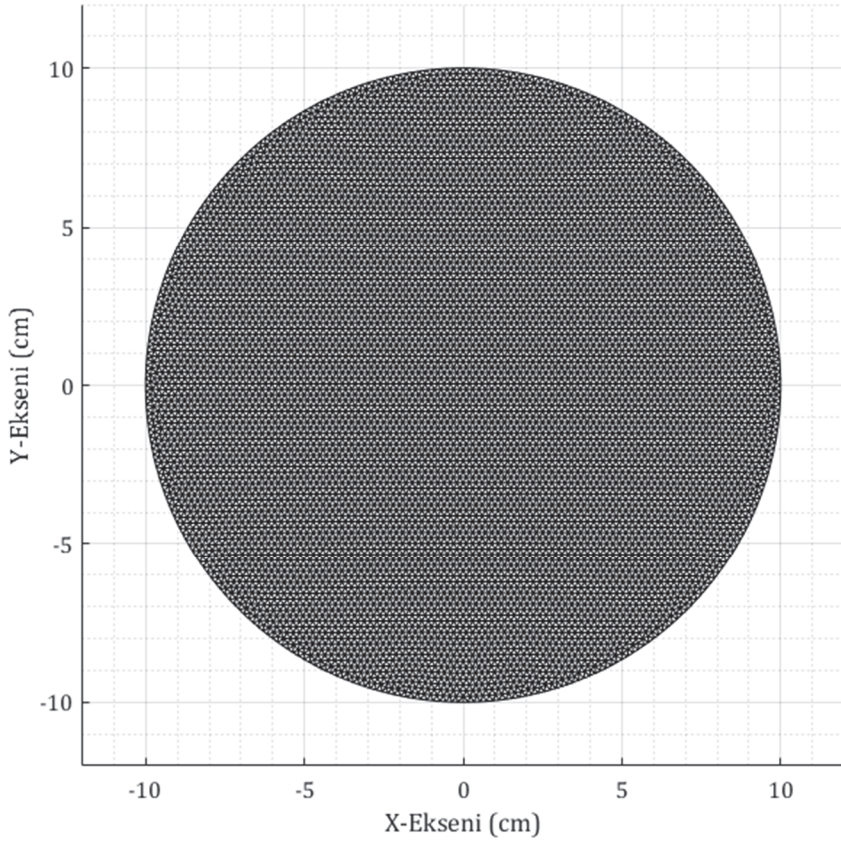
Tablodan görüldüğü gibi benzetim verileri, 300 MHz ile 8.5 GHz frekansları arasındaki 165 frekans noktası için hesaplanmıştır. Böylece, tek bir açı için 165 frekansa karşılık saçılan elektrik alan verisi hesaplanmıştır. Bu işlem, modelin 1° aralıklarla döndürülmesi ile tekrarlanmaktadır. Böylece 165x360 boyutlarında bir saçılan elektrik alan matrisi oluşturulmaktadır. Elde edilen matris, görüntüleme alanı içerisindeki bütün saçıcıların konumlarına ait bilgileri içerecektir.

EK temelli algoritmanın benzetim verilerindeki performansını görmek için bir, iki ve üç tümör içeren üç farklı senaryo hazırlanmıştır. Hazırlanan senaryolara ilişkin bilgiler Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6. Önerilen EK temelli algorithmada kullanılacak benzetime ilişkin senaryo bilgileri

Senaryo	Tümör #1		Tümör #2		Tümör #3	
	Konum	Genlik	Konum	Genlik	Konum	Genlik
#1	(3.03, -3.11)	2 V/m	-	-	-	-
#2	(3.03, -3.11)	2 V/m	(-3.04, 2.14)	3 V/m	-	-
#3	(3.03, -3.11)	2 V/m	(-3.04, 2.14)	3 V/m	(-3.04, -0.48)	1 V/m

Senaryolar belirlendikten sonra her senaryo için saçılan elektrik alan matrisi hesaplanmaktadır. Ardından, Tablo 4.5'te verilen veriler dikkate alınarak görüntüleme alanının boyutları belirlenmektedir. Tabloya bakıldığında görüntülenmek istenen alan, (R_D+G) yarıçaplı bir çember ile çevrilmiş olan alandır. Senaryolara göre hesaplanan veriye, önerilen algoritmanın uygulanabilmesi için görüntüleme alanının ızgaralanması gerekmektedir. Bu çalışmada ızgara geometrisi olarak, daha önceki bölümde anlatıldığı gibi, üçgen geometri seçilmiştir. Üçgenlerin boyutları küçüldükçe oluşan kesişim sayısı artmakta ve tümörün konumunun daha doğru bulunması sağlanmaktadır. Ancak bu durumda tümörlerin konumunun tespit işlemi, kesişim sayısının fazlalığından dolayı uzun sürecektir. Izgaraların boyutları, hesaplama süresi ve hesaplanan değerlerin doğruluğu dikkate alınarak en küçük olacak şekilde seçilmiştir. Böylece görüntüleme alanındaki üçgenlerin kesişim noktalarının sayısı, 9062 nokta olacak şekilde belirlenmiştir. Üçgen boyutları değiştirilerek hız ve elde edilen doğruluk karşılaştırmaları yapılabilmektedir. 9062 nokta içeren görüntüleme alanının ızgaralanmış hali Şekil 4.19'da verilmiştir.

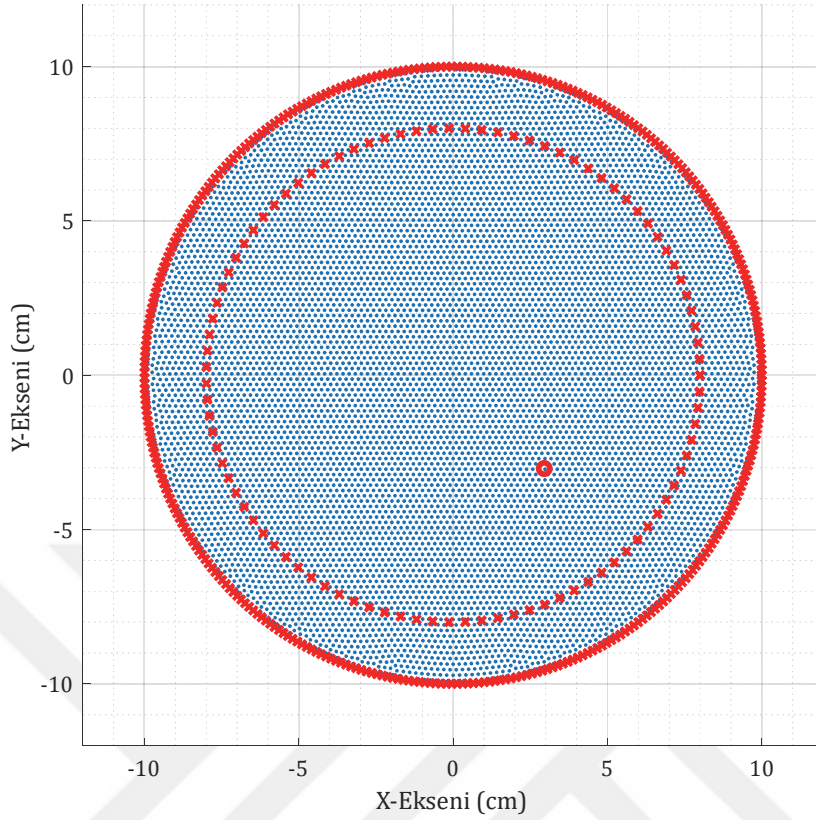


Şekil 4.19. Görüntüleme alanının ızgaralanmış hali

Bu alan içerisindeki her bir nokta, algoritma tarafından potansiyel saçıcı kabul edilmektedir. Buna göre her bir noktanın tümör olduğu varsayılarak saçılan elektrik alan verisi oluşturulmalı ve Bölüm 3.3.1.'de bahsedilen formüller kullanılarak iteratif hesaplamalar yapılmalıdır. Her bir iterasyonda elde edilen en yüksek genlik değeri, o iterasyonda aranan tümörün konumunu vermektedir. İlk senaryo için tümörün saçılan elektrik alanı,

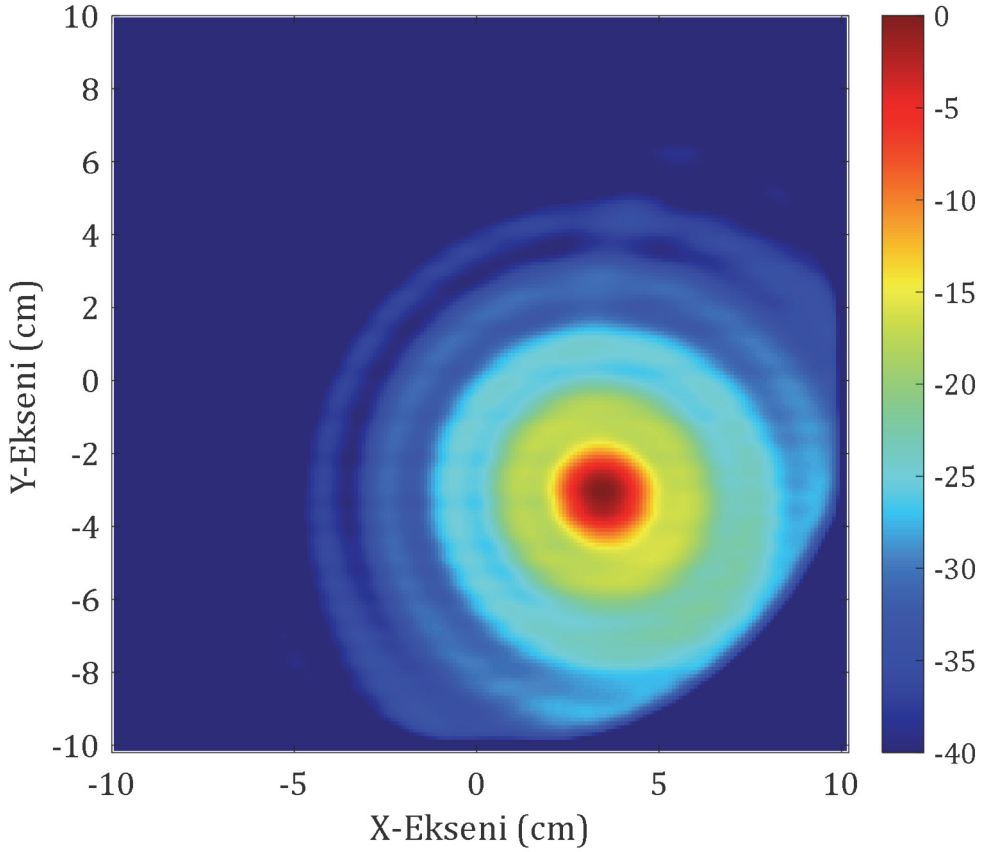
$$E_s(f, \phi) = 2 \cdot e^{-j2kR_{T1}(\phi)} \quad (4.3)$$

eşitliğine göre 360°'lik açı ve 165 frekans noktası için hesaplanmıştır. Eşitlikte yer alan R_{T1} , tümörün antene göre uzaklığını temsil etmektedir ve açıyla beraber değişmektedir. Ardından, önerilen algoritma kullanılarak tek bir tümör için eşleştirme yapılmıştır. Eşleştirme arama işleminin sonucu elde edilen ızgara noktaları ve tümör konumu Şekil 4.20'de verilmiştir.



Şekil 4.20. Senaryo #1 için EK temelli algoritma ile tespit edilen tümör konumu

Şekil 4.20'de en dışta görülen kırmızı çember, 1° aralık ile belirlenmiş olan ölçüm konumlarını temsil etmektedir. Bu çemberin iç kısmında bulunan ve kırmızı işaretçilerle işaretlenmiş olan küçük çember ise deriyi temsil etmektedir. Görüntüde yer alan mavi noktalar, Şekil 4.19'da verilmiş olan üçgenlerin kesişim noktalarını temsil etmektedir ve algoritma tarafından potansiyel saçıcı konumları olarak ele alınmaktadır. Ele alınan model için Eşitlik (4.3) temelinde hesaplanan elektrik alan verisinin, önerilen algorithmada bir iterasyonda kullanılması yaklaşık olarak 255 saniye sürmüştür ve (3.03, -3.11) konumuna yerleştirilen 2 V/m genliğine sahip tümör, (2.97, -3.05) konumunda ve 1.99 V/m genliğinde olacak şekilde tespit edilmiştir. Senaryoda belirlenen ve algoritmanın çalışması sonucu elde edilen konumlar arasındaki fark (0.06, -0.06) olarak ve genlikler arasındaki fark 0.01 V/m olarak tespit edilmiştir. Farkların birbirine bu kadar yakın olması, görüntüleme alanının ızgaralanması ve senaryolarda homojen bir model kullanılmasından dolayı beklenen bir durumdur ve algoritma, yerleştirilen tümörün konumunu başarıyla bulmuştur. Algoritmanın çalıştırılması sırasında Eşitlik (3.66) ile hesaplanan genlikler, görüntüleme alanının saçıcı haritasının oluşturulmasında kullanılmıştır. Genliklerin kullanılması ile elde edilen Şekil 4.21'de verilmiştir.



Şekil 4.21. Senaryo #1 için EK temelli algoritma kullanılarak oluşturulan görüntü

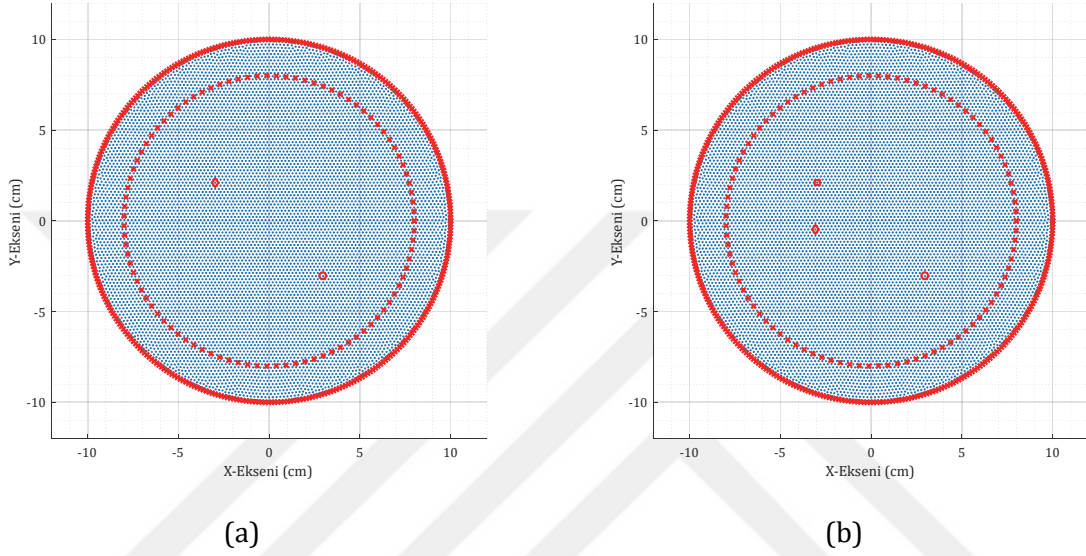
Şekil 4.21, bir tümör içeren modelin benzetim verilerinin kullanılması ile elde edilmiştir. Görüntü incelendiğinde, kırmızı renk ile görülen ve 0 dB değerine sahip olan nokta, tümörün merkezini göstermektedir. Görüntüde kullanılan skala, tümörün yanında görülen gürültüleri de göstermek adına geniş tutulmuştur. Görüntünün dinamik aralığının daraltılmasıyla tümör, görüldüğünden daha küçük hale gelmektedir. Tümöre ait elektrik alan verisinin, kendisinin eşleniği ile konvole edilmesiyle maksimum değer elde edilmektedir. Ancak tümöre çok yakın konumlarda aynı işlem, maksimum değere ulaşmasa da tümöre yakınlığından dolayı yüksek değerlere ulaşmaktadır. Bu durum, görüntüde yer alan tümörlere eşlik eden gürültüler oluşturmaktadır. Önerilen algoritmada kullanmak üzere senaryo #2 için,

$$E_s(f, \phi) = 2 \cdot e^{-j2\mathbf{k}R_{T1}(\phi)} + 3 \cdot e^{-j2\mathbf{k}R_{T2}(\phi)} \quad (4.4)$$

ve senaryo #3 için,

$$E_s(f, \phi) = 2 \cdot e^{-j2\mathbf{k}R_{T1}(\phi)} + 3 \cdot e^{-j2\mathbf{k}R_{T2}(\phi)} + 1 \cdot e^{-j2\mathbf{k}R_{T3}(\phi)} \quad (4.5)$$

eşitliklerine göre 360° lik açı ve 165 frekans noktası elektrik alan matrisi hesaplanmıştır. Eşitliklerde yer alan R_{T2} ve R_{T3} , sırasıyla, ikinci ve üçüncü tümörün antene göre uzaklığını temsil etmektedir ve açıyla beraber değişmektedir. Bu iki senaryo için hesaplanan verilere algoritmanın uygulanması, bir önceki senaryoya benzer şekilde 250 ile 255 saniye aralığında tamamlanmıştır. Senaryo #2 ve #3 için tespit edilen tümör konumları Şekil 4.22'de kırmızı yuvarlak, kare ve dörtgen işaretçileri ile gösterilmiştir.

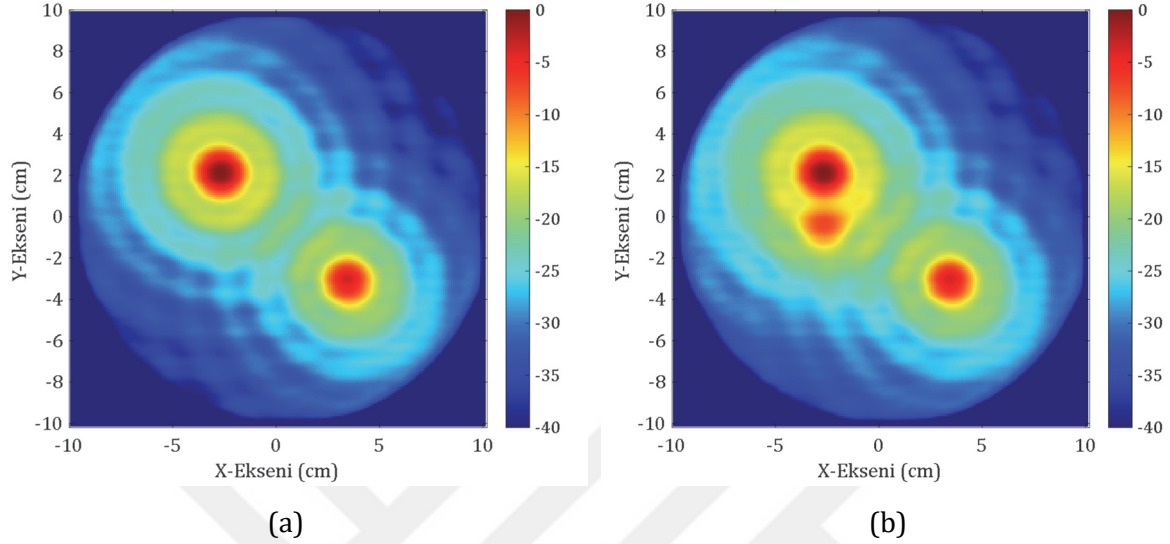


Şekil 4.22. Senaryo #2 ve #3 için EK temelli algoritma ile tespit edilen tümör konumu

Senaryo #2 için tümör #1, (3.03, -3.11) konumuna 2 V/m genliğe ve tümör #2, (-3.04, 2.14) konumuna 3 V/m genliğe sahip olacak şekilde yerleştirilmiştir. Algoritmanın senaryo #2 için elde edilen elektrik alan verilerine uygulanması sonucunda tümör #1, (2.97, -3.05) konumunda 1.98 V/m genliğe ve tümör #2, (-2.97, 2.11) konumunda 3.01 V/m genliğe sahip olacak şekilde tespit edilerek Şekil 4.22 (a)'da verilmiştir. Tümör #1'in senaryo #1 ve #2'de yerleri değişmediği halde tespit edilen konum ve genliklerde küçük farklar bulunmaktadır. Bu farkların sebebi, iki senaryoda hesaplanan saçılan elektrik alan matrisleri arasındaki farktır.

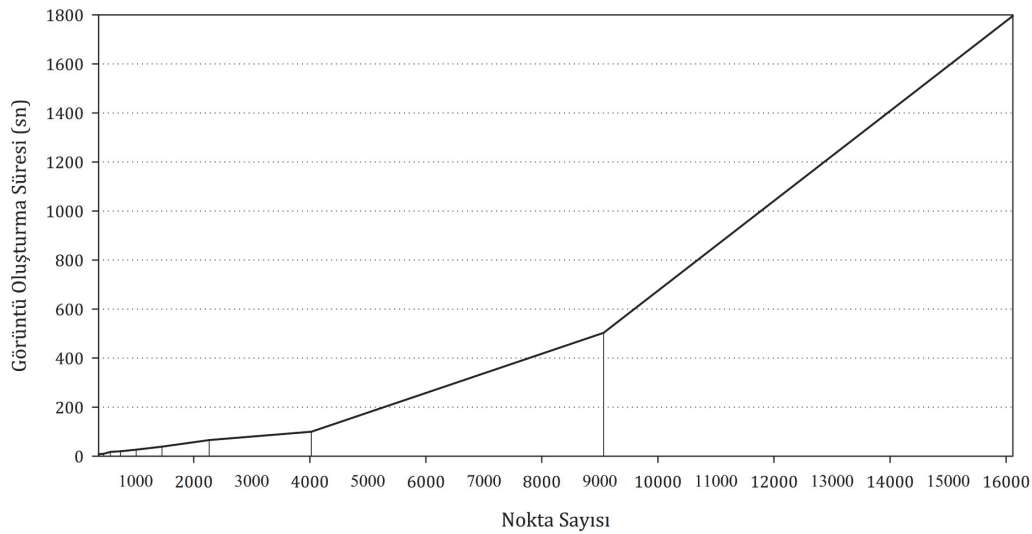
Şekil 4.22 (b)'de ise senaryo #3'e göre tümör #1, (3.03, -3.11) konumuna 2 V/m genliğe, tümör #2, (-3.04, 2.14) konumuna 3 V/m genliğe ve tümör #3, (-3.04, -0.48) konumuna 1 V/m genliğe sahip olacak şekilde yerleştirilmiştir. Algoritmanın bu senaryoda oluşturulan verilere uygulanması sonucu tümör #1, (2.97, -3.05) konumunda 1.99 V/m genliğe, tümör #2, (-2.97, 2.11) konumunda 3.11 V/m genliğe ve tümör #3, (-3.07, -0.47) konumunda 0.97 V/m genliğe sahip olacak şekilde tespit edilmiştir. Yine tespit edilen konumlar ve genlikler ile senaryolarda tanımlanan konumlar ve genlikler arasında küçük farklar bulunmaktadır.

Senaryo #2 ve #3 ile elde edilen verilerin önerilen algoritma kullanılarak işlenmesiyle elde edilen görüntüler Şekil 4.23'te verilmiştir. Görüntüler incelendiğinde, Şekil 4.21'de tümör civarında görülen dalgalanmaların, burada elde edilen görüntülerde de olduğu görülmektedir.



Şekil 4.23. Senaryo (a) #2 ve (b) #3 için EK temelli algoritma kullanılarak oluşturulan görüntüler

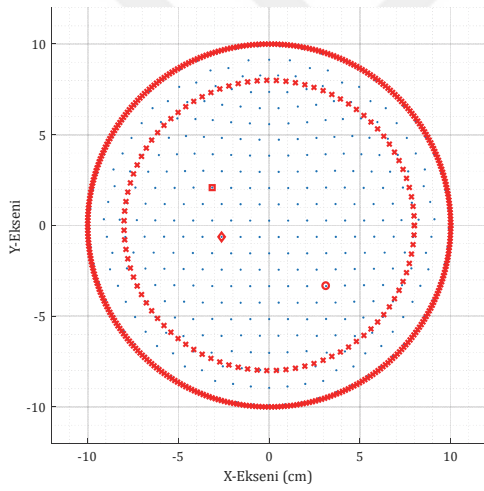
Görüntüleme alanının daha çok noktadan oluşacak şekilde ızgaralanması, daha kaliteli görüntüler oluşturulmasını sağlamaktadır. Ayrıca elde edilen görüntülere interpolasyon yapılmasıyla daha yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilebilmektedir. Algoritmanın çalışma süresinin ızgaralamada ele alınan nokta sayısına bağlı değişimi, senaryo #3 için Şekil 4.24'te verilmiştir.



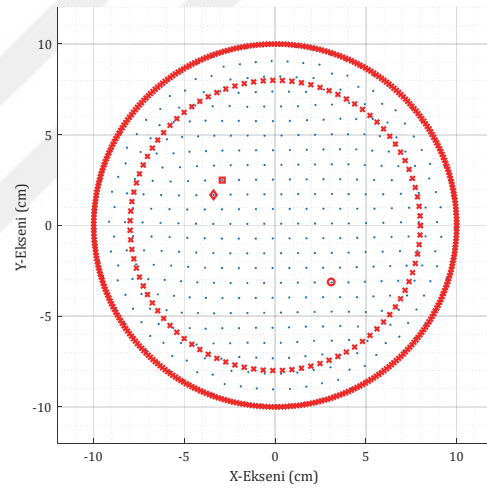
Şekil 4.24. Düzlemdeki nokta sayısına bağlı görüntü oluşturma süresinin değişimi

Şekil 4.24 ile verilen grafikteki değerler, ızgaralamada kullanılan üçgenlerin kenar uzunluklarının değiştirilmesiyle elde edilmiştir. Sürelerin hesaplanmasında 16 GB RAM ve Intel® Core™ i7-4700HQ işlemciye sahip bilgisayar kullanılmıştır. Kenar uzunlukları, her seferinde, bir önceki uzunluktan, ilk ele alınan üçgen kenar uzunluğunun %10 oranında çıkarılması ile elde edilmiştir. Kenar uzunluklarının küçülmesi, başlangıçta nokta adedinin artışında büyük farklar oluşturmazken, boyutların küçültülmesine devam edildikçe nokta sayısı ciddi oranda artmaya başlamıştır. Nokta sayısındaki artışın, görüntüleme süresini de orantılı olarak artırdığı görülmektedir. Ayrıca nokta sayısı az olduğunda tümör konumlarının tespitinde hataların arttığı, ancak nokta sayısının artmasıyla tümör konumlarının daha doğru tespit edildiği tablodan görülmektedir.

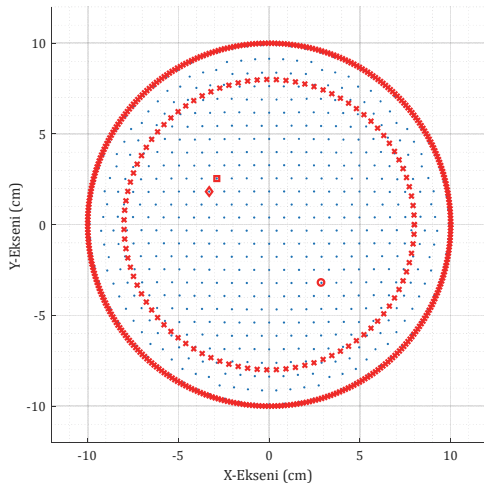
Şekil 4.24'ün elde edilmesinde dikkate alınan nokta sayıları için tespit edilen tümör konumları Şekil 4.25'te verilmiştir.



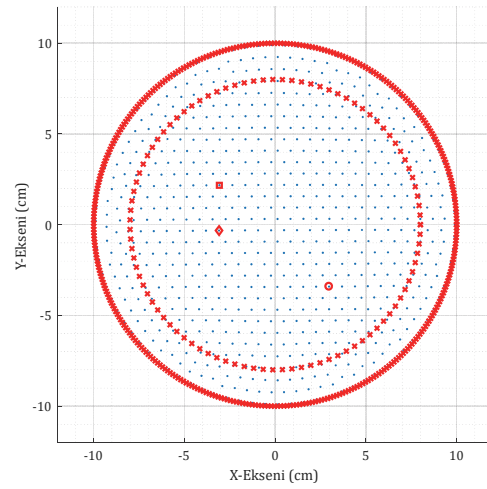
(a)



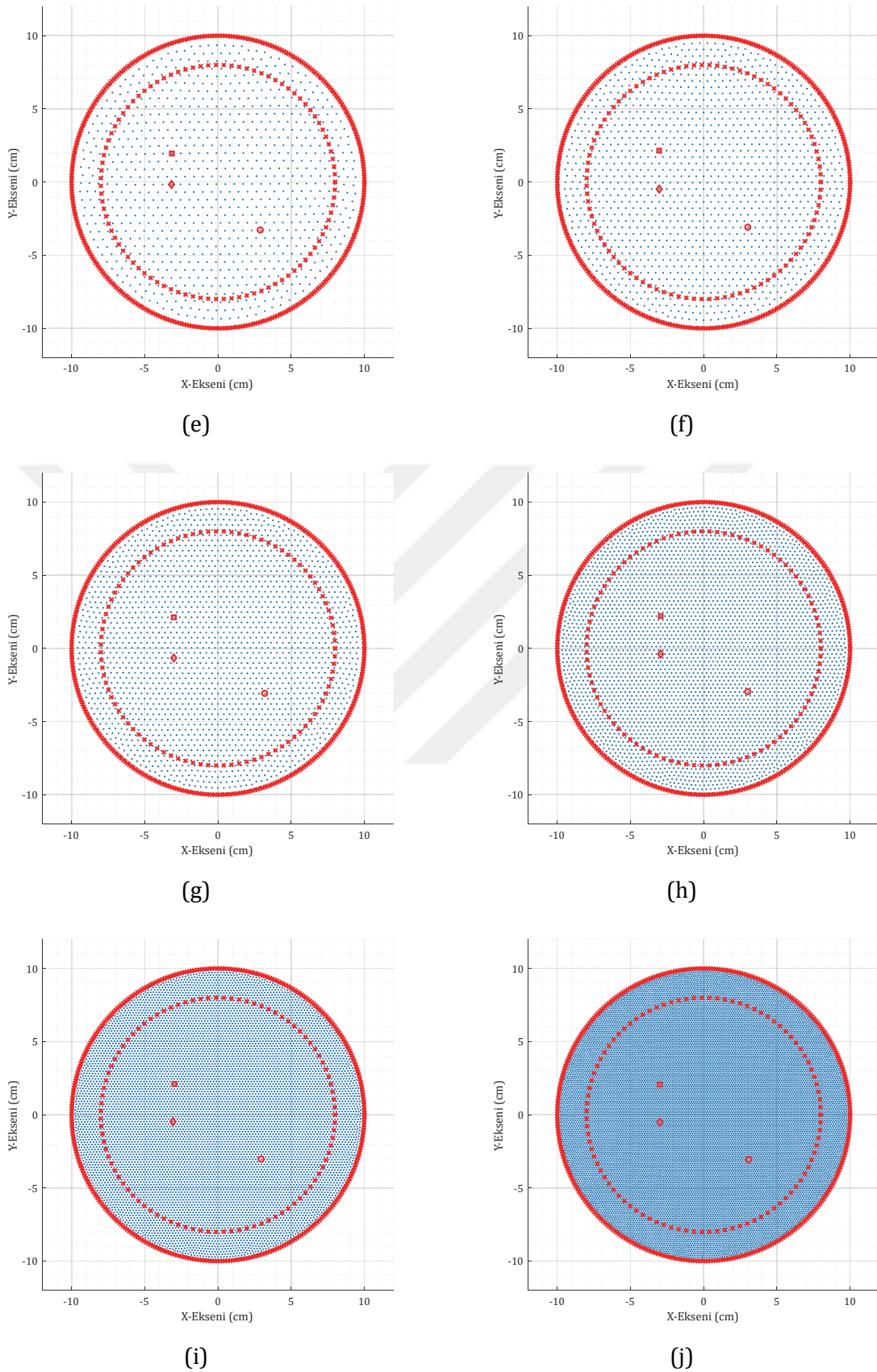
(b)



(c)

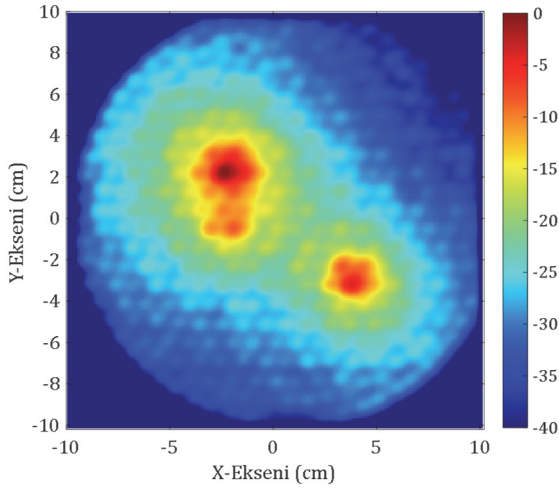


(d)

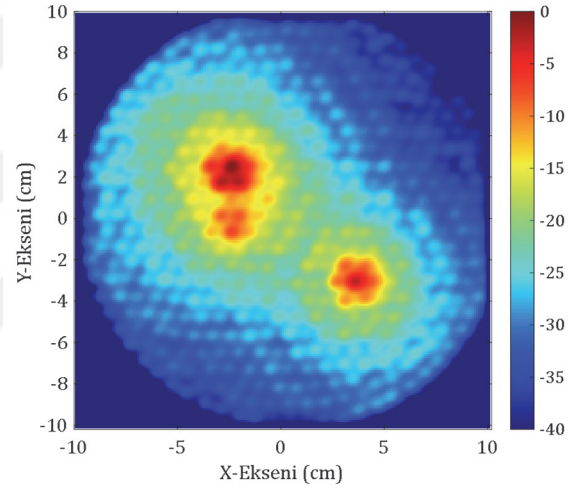


Şekil 4.25. Nokta sayıları (a) 362, (b) 447, (c) 562, (d) 737, (e) 1008, (f) 1452, (g) 2267, (h) 4027, (i) 9062 ve (j) 16114 için tespit edilen tümör konumları

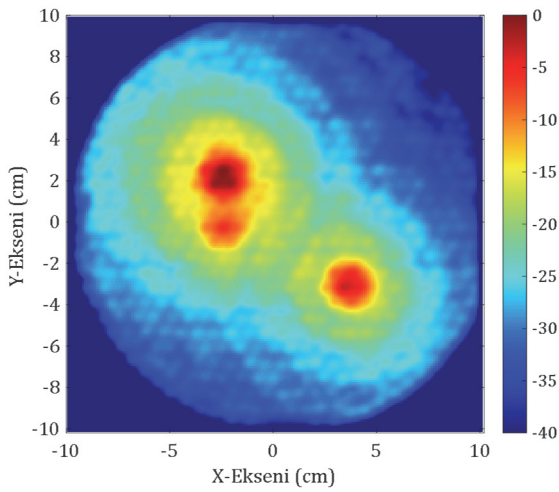
Şekil 4.25'te görülen mavi noktalar, ızgaralama sonucu oluşan üçgenlerin kesişim noktalarını temsil etmektedir. Şekil 4.25 (a) - (j) incelenirse, nokta sayısı arttıkça görüntüleme alanına ilişkin çözüm uzayının genişlediği görülmektedir. Bu durumda tümörün konumunun daha doğru tespit edilebileceği ve görüntünün daha kaliteli olarak elde edilebileceği görülmektedir. Şekil 4.25 (a)'nın ızgaralanması için oluşturulan üçgenlerin kenar uzunlukları 0.1 birim olarak belirlenmiştir. Böylece x-ekseninde yaklaşık olarak eşit aralıklı 20 nokta oluşturulmuştur. Görüntü içerisindeki üçgenlerin kenar uzunlukları birbirine eşit olacak şekilde düzlem optimize edilmiştir. Daha sonraki görüntülerde üçgenlerin kenar uzunlukları 0.09, 0.08, 0.07, 0.06, 0.05, 0.04, 0.03, 0.02 ve 0.015 birim olarak seçilmiştir. Nokta sayıları, ızgara düzleminin bu uzunluklara göre optimize edilmesi sonucu ortaya çıkmaktadır. Algoritmaya göre hesaplanan genliklerin görüntü düzlemine yerleştirilmiş hali ise Şekil 4.26'da verilmiştir.



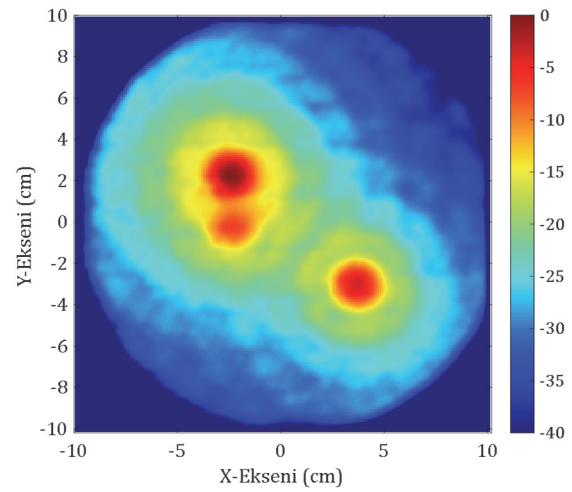
(a)



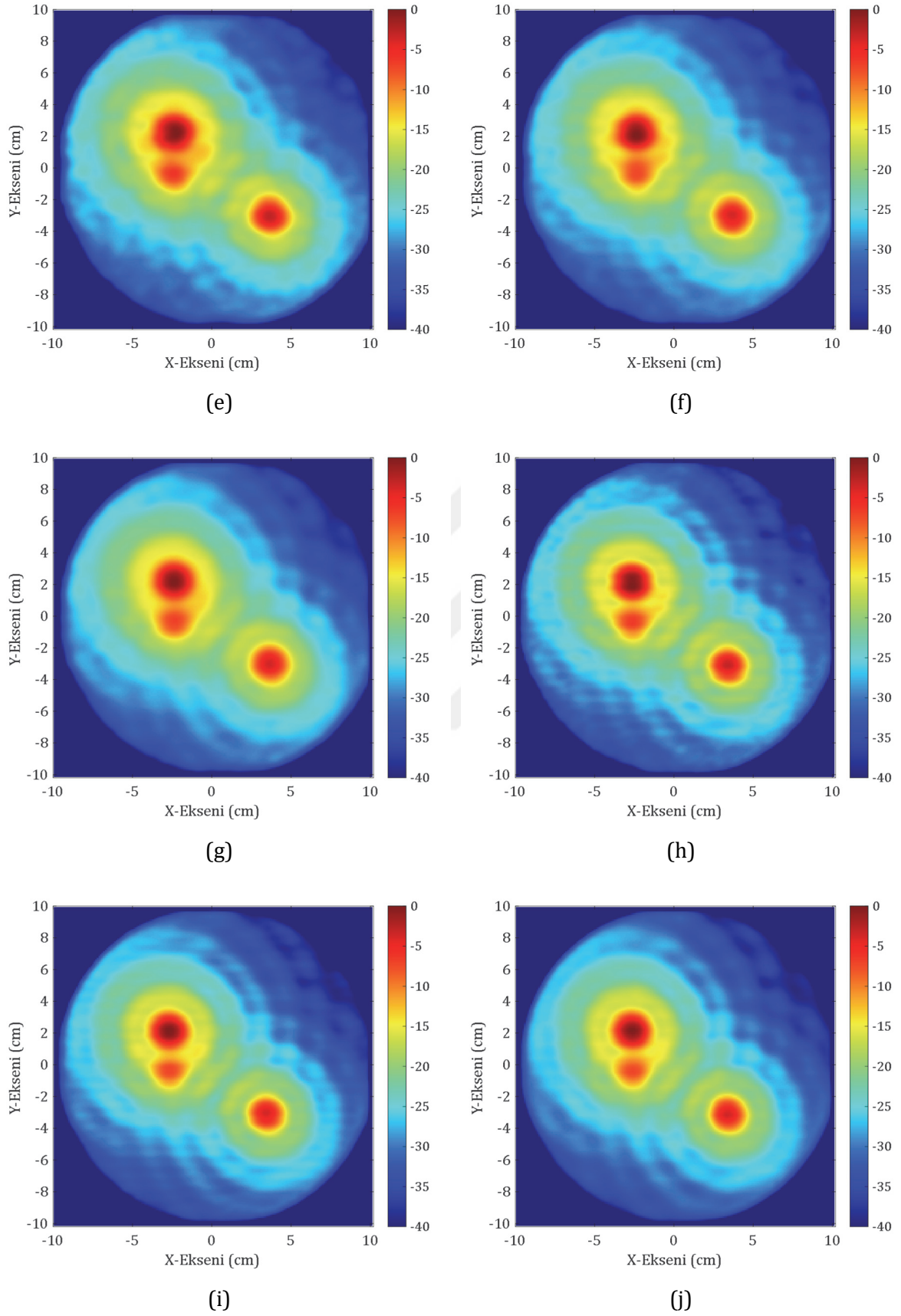
(b)



(c)



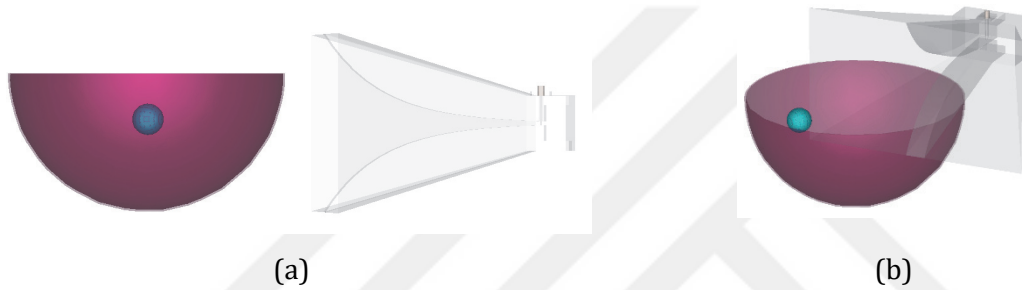
(d)



Şekil 4.26. Nokta sayıları (a) 362, (b) 447, (c) 562, (d) 737, (e) 1008, (f) 1452, (g) 2267, (h) 4027, (i) 9062 ve (j) 16114 için genliklerin görüntüsü

Şekil 4.26 ile verilen görüntüler, ızgaralamadan dolayı boşluklara sahip olacak şekilde elde edilmiştir ve elde edilen görüntüye iki boyutlu interpolasyon işlemi uygulanmıştır. Şekil 4.26 (a) incelendiğinde, nokta sayısının az olmasından dolayı hesaplanan genlikler, diğer görüntülere göre daha düşük çözünürlükle elde edilmiştir. Daha hızlı işlemci ve yüksek bellek kapasitesine sahip sistemler kullanılarak daha kaliteli görüntüler, daha kısa sürelerde elde edilebilmektedir. Benzetim verilerinin kullanılmasıyla elde edilen görüntüler, algoritmanın, meme kanseri görüntülenmesinde başarıyla kullanılabilir bir potansiyele sahip olduğunu göstermektedir.

Hesaplanan elektrik alan verilerinin görüntülenmesinden sonra, daha gerçekçi bir benzetim ortamı, CST Microwave Studio (CST MWS) kullanılarak oluşturulmuştur. Oluşturulan modelin üç boyutlu görüntüsü Şekil 4.27’de verilmiştir.



Şekil 4.27. CST MWS ortamında oluşturulan meme ve tümör modeli

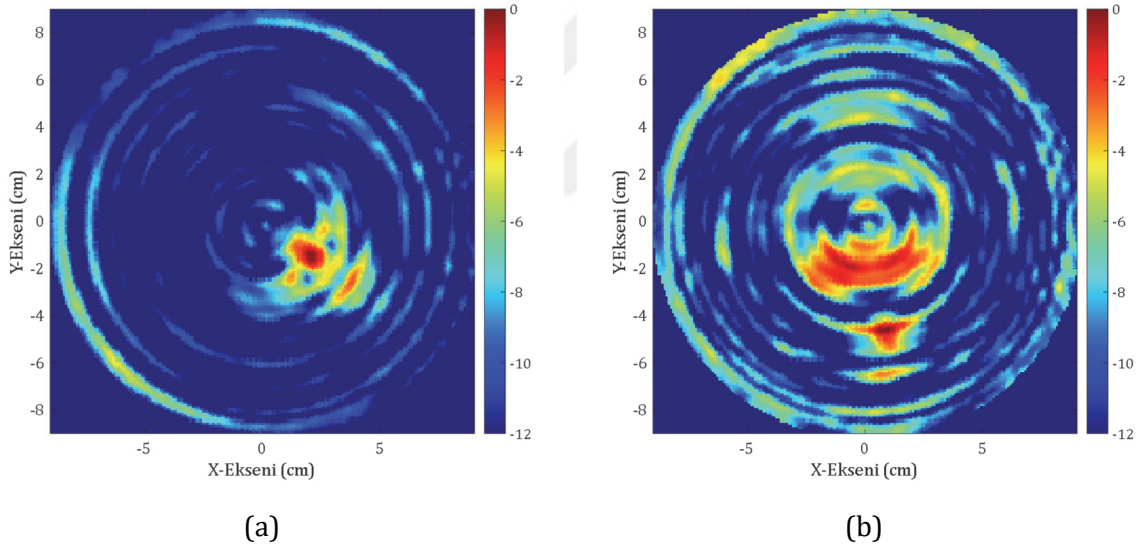
Benzetim ortamında model, kendi merkezinde 5°'lik açılarla döndürülmüş ve elde edilen veriler, görüntülemeye kullanılmıştır. Gerçekçi benzetim ortamında kullanılan parametreler ve değerleri Tablo 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7. CST MWS benzetiminde kullanılan parametreler ve değerleri

Parametre	Değer	
f_{\min}	1 GHz	
f_{\max}	16 GHz	
Frekans Adedi	18	
Deri Yarıçapı	7 cm	
Anten ile Deri Arasındaki Mesafe	2 cm	
Açı Artış Miktarı	5°	
Sağlıklı Dokunun Dielektrik Sabiti	4	
Tümör Dokusunun Dielektrik Sabiti	70	
Tümör Yarıçapı	1 cm	
Tümör Konumları	Senaryo #4	Senaryo #5
	(2.21, -1.55)	(0.85, -4.83)

CST MWS ortamında Tablo 4.7’de verilen parametrelerin kullanılmasıyla hazırlanan üç boyutlu model, daha gerçekçi benzetim verilerinin elde edilmesinde kullanılmıştır. İki boyutlu görüntüleme, ele alınan nesnenin ilgili kesitine ilişkin görüntünün oluşturulmasıyla sağlanmaktadır. Bu tez çalışmasında kullanılan yöntemler, Bölüm 3.3.2’de anlatılan BT gibi, görüntülenecek nesnenin ilgili kesitine ilişkin görüntü oluşturmaktadır.

CST MWS yazılımında hazırlanan modelin benzetiminin yapılmasıyla, dielektrik sabitlerinin gerçeğe yakın tanımlanmasından dolayı, daha gerçekçi veriler üretilmiş olacaktır. Bunun nedeni, CST MWS yazılımının, hesaplamalarda ihmaller yapmamasıdır. Benzetim sonucunda elde edilen ve algoritmada kullanılan değerler, antenden ölçülen ve Bölüm 3.1.1.1.1’de bahsedilen *geri dönüş kaybı* değerleridir. Geri dönüş kaybının, elektrik alan verisi olarak kullanılması, iki büyüklük arasında Eşitlik (3.1) ile verilen ilişkiden dolayı mümkündür. Benzetimlerden elde edilen geri dönüş kaybı verisine, bu çalışmada önerilen algoritmanın uygulanması sonucu elde edilen görüntüler Şekil 4.28’de verilmiştir.



Şekil 4.28. CST MWS ortamında oluşturulan meme ve tümör modeli kullanılarak (a) senaryo #4 ve (b) senaryo #5 için elde edilen görüntüler

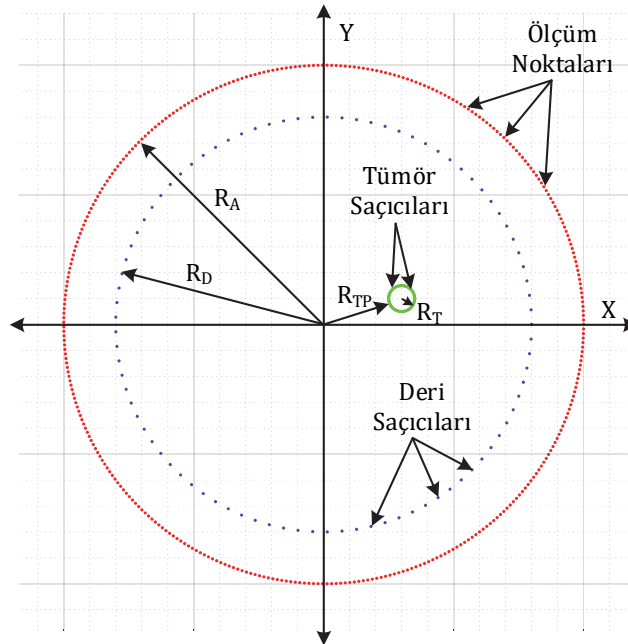
Şekil 4.28’de verilen görüntülerin elde edilmesinde görüntüleme alanı, daha kaliteli bir görüntü elde edebilmek için 56681 noktadan oluşturulmuştur. Görüntüler incelendiğinde Şekil 4.28 (a)’da tümör konumu, görüntü gürültüler içerse de senaryoya daha yakın ve belirli şekilde bulunmuştur. Bulunan tümör konumu görüntü üzerinden (2.18, -1.56) olarak ölçülmüştür. Bu değer, senaryo #4 ile tanımlanan konumdan (0.03, -0.01) farklı çıkmıştır. Burada ele alınan konumlar, görüntü düzleminde *cm* birimindedir ve buna göre ölçülen tümör merkezi, yatayda 0.3 mm ve dikeyde 0.1 mm farklı çıkmıştır. Şekil 4.28 (b)’de ise görüntüde yoğun miktarda gürültü

görülmektedir. Bunların sebebi, benzetim verilerinin filtrelenmeden ve herhangi bir ön işleminden geçirilmeden kullanılmış olmasıdır. Ayrıca önerilen algoritmanın uygulanmasında Eşitlik (3.66) uygulanırken tamamen homojen bir ortamda bulunan mükemmel saçıcılar varsayılmıştı. Ancak burada dielektrik ortam ve malzemenin özelliklerine göre kayıplar bulunmaktadır. Görüntünün iyileştirilmesinde bu kayıpların da formülasyona dahil edilmesi uygun olabilir. Algoritmanın uygulanabilirliğini sağlamak ve kolaylaştırmak için bunlar ihmal edilmiştir. Buna rağmen elde edilen görüntüler, EK temelli algoritmanın, basit hesaplama yapısıyla meme kanseri görüntülenmesinde başarıyla kullanılabileceğini göstermektedir.

Şekil 4.28 (b)'de tümör konumu, elde edilen görüntü üzerinden (0.84, -4.78) olarak ölçülmüştür. Senaryo #5'te tanımlanan konumlar ile aradaki fark ise (0.01, -0.05) olarak hesaplanmaktadır. Bu durumda görüntüdeki ölçülen saçıcı merkezi, senaryoda tanımlanan konumdan yatayda 0.1 mm, dikeyde ise 0.5 mm farklı çıkmıştır.

4.2.2. Ters Paralel Radon Dönüşümü Temelli Algoritmanın Benzetim Verilerine Uygulanması

Detayları Bölüm 3.3.2.'de anlatılan TPRD temelli almıtmaya ilişkin benzetim verileri oluşturularak, Eşitlik (3.85) eşitliği temelinde görüntüleme yapılacaktır. Bu algoritmanın uygulanması için öncelikle Şekil 4.29 ile verilen geometri ele alınacaktır. Geometri içerisinde bir ve daha fazla tümör için farklı konumlarda veriler üretilerek, ele alınan senaryo ile elde edilen görüntülerin karşılaştırması yapılacaktır.



Şekil 4.29. TPRD temelli algoritma için benzetim verisinin oluşturulacağı model

Şekil 4.29'da verilen geometri ele alınarak benzetim verilerinin elde edilmesi için kullanılan parametreler ve değerleri Tablo 4.8'de verilmiştir.

Tablo 4.8. TPRD temelli algorithmada kullanılacak verilerin oluşturulmasında kullanılan parametreler ve değerleri

Parametre	Değer
R_A	10 cm
R_D	8 cm
R_T	0.5 cm
Tümör Saçıcı Adedi	90
Deri Saçıcı Adedi	90
Açı Artış Miktarı	1°
F_{\min}	0.3 GHz
F_{\max}	8.5 GHz
Frekans Adedi	165

Şekil 4.29'da verilen R_{Tp} , tümörü oluşturan saçıcıların her birinin, görüntüleme merkezine olan mesafesini temsil etmektedir. Geometride yer alan saçıcıların tamamı, mükemmel iletken olarak kabul edilmiştir. Ayrıca geometri, hesaplamalarda kolaylık sağlamak adına homojen kabul edilmiştir. Tablo 4.8'de verilen parametreler ve değerleri kullanılarak saçılan elektrik alan verisi,

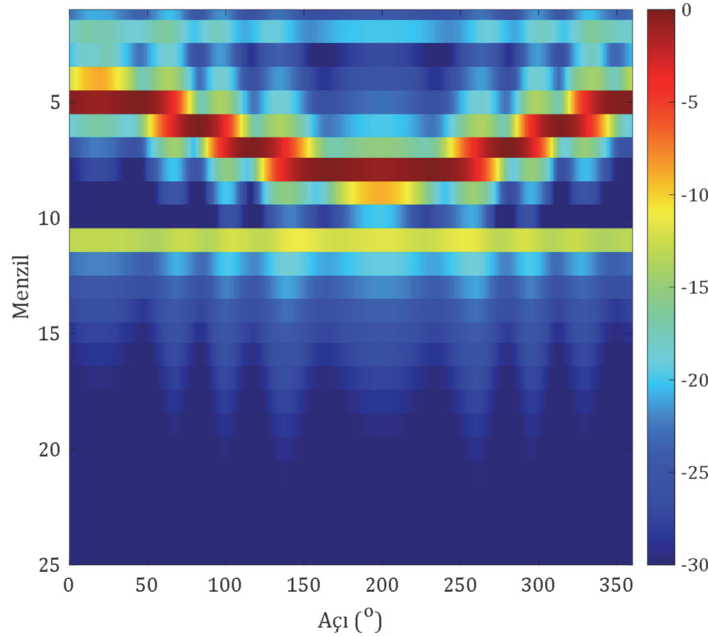
$$E(f, \phi) = \sum_{\phi=1}^{360^\circ} \left(\sum_{m=1}^{dn} A_D e^{-j2kR_D(m, \phi)} + \sum_{t=1}^{ta} \left(\sum_{p=1}^{tn} A_T e^{-j2kR_{Ts}(p, \phi)} \right) \right) \quad (4.7)$$

eşitliği ile hesaplanmıştır. Eşitlikte yer alan dn , deriyi oluşturan saçıcı adedini; ta , modelde yer alan tümör adedini; tn , her bir tümörü oluşturan saçıcı adedini; A_D , deriyi oluşturan saçıcıların elektrik alan genliğini; A_T , tümörü oluşturan saçıcıların elektrik alan genliğini; $R_D(m, \phi)$, ϕ açısı için deriyi oluşturan m . saçıcı ile ölçüm noktası arasındaki mesafeyi ve $R_{Ts}(p, \phi)$, ϕ açısı için tümörü oluşturan p . saçıcı ile ölçüm noktası arasındaki mesafeyi temsil etmektedir. Benzetim verilerinin elde edilmesinde kullanılan tümörlerin konumlarına ilişkin bilgiler Tablo 4.9'da verilmiştir.

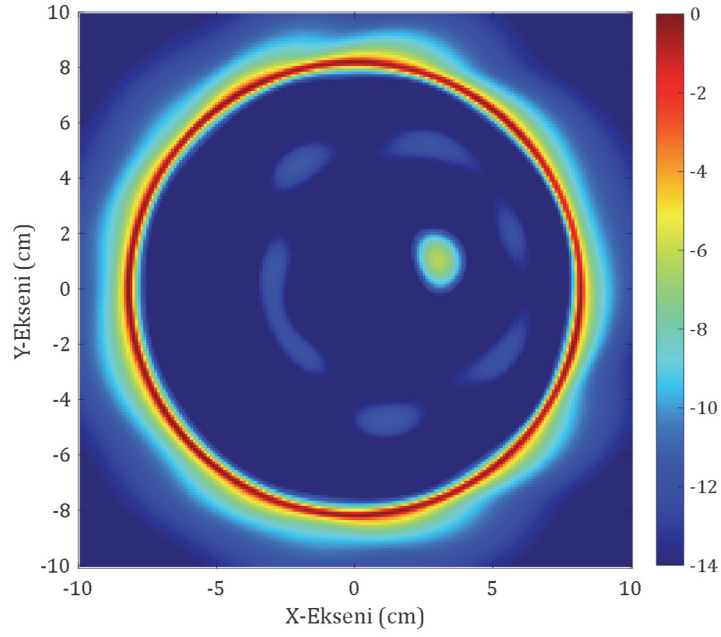
Tablo 4.9. TPRD temelli algoritma için benzetimde kullanılan senaryolara ilişkin bilgiler

Senaryo	Tümör Merkezleri		
	Tümör #1	Tümör #2	Tümör #3
#1	(3, 1)	-	-
#2	(3, 1)	(-2, 3)	-
#3	(3, 1)	(-2, 3)	(-2, -2)

Eşitlik (4.7) kullanılarak, Şekil 4.29’da geometrisi ve Tablo 4.8’de değerleri verilen modele ait, 300 MHz ile 8.5 GHz frekansları arasındaki 165 frekans noktası için, 1° açı artışı kullanılarak, toplamda 165 x 360 boyutlarına sahip saçılan elektrik alan matrisi elde edilmiştir. Elde edilen bu veriye ait menzil profili Şekil 4.30’da verilmiştir.

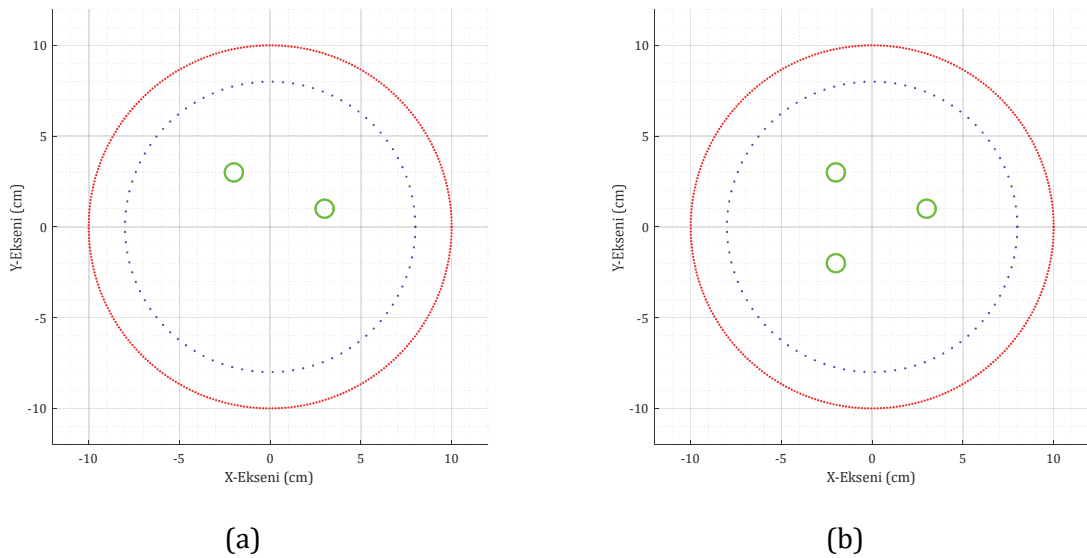
**Şekil 4.30.** Bir tümör içeren modele ilişkin menzil profili

Şekil 4.30'a bakıldığında, 11. verinin, modeldeki deriyi temsil ettiği anlaşılmaktadır. Açığa göre değişen tümör konumu ise, ilk 10 veri arasında deriyeye yaklaşip uzaklaşmaktadır. Bu veri, TPRD temelli algoritma kullanılarak görüntülenmiştir. Veriler, görüntüleme aşamasında Hamming filtresi ile filtrelenmiş ve verilere interpolasyon uygulanmıştır. Filtrelenerek oluşturulan görüntü, Şekil 4.31’de verilmiştir.



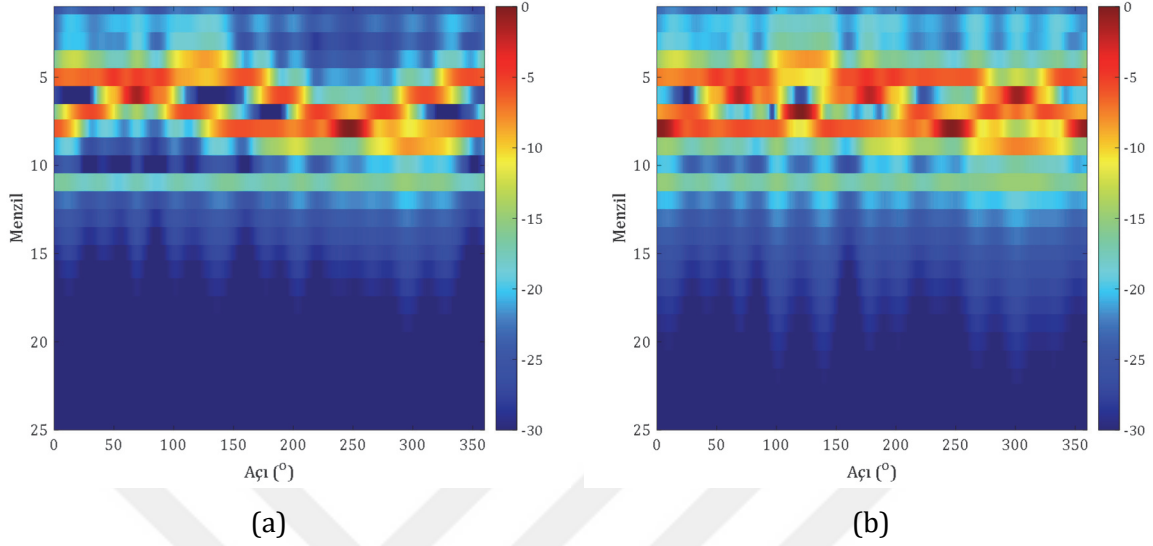
Şekil 4.31. Bir tümör içeren senaryo için TPRD temelli algoritma kullanılarak elde edilen görüntü

Şekil 4.31’de yuvarlak bir çember görülmektedir. Bu çember, geometride tanımlanmış olan deri saçıcılarını temsil etmektedir. Bu daire içerisinde yer alan tümörün konumu, (2.97, 0.97) cm olarak hesaplanmaktadır. Tümör civarında yer alan gürültüler, veriye uygulanan interpolasyon ve filtrelemelerden kaynaklanmaktadır. Benzetim çalışmaları, Şekil 4.32’de görüldüğü üzere, iki ve üç tümör içeren senaryolar için Eşitlik (4.7) kullanılarak tekrar edilmiştir.



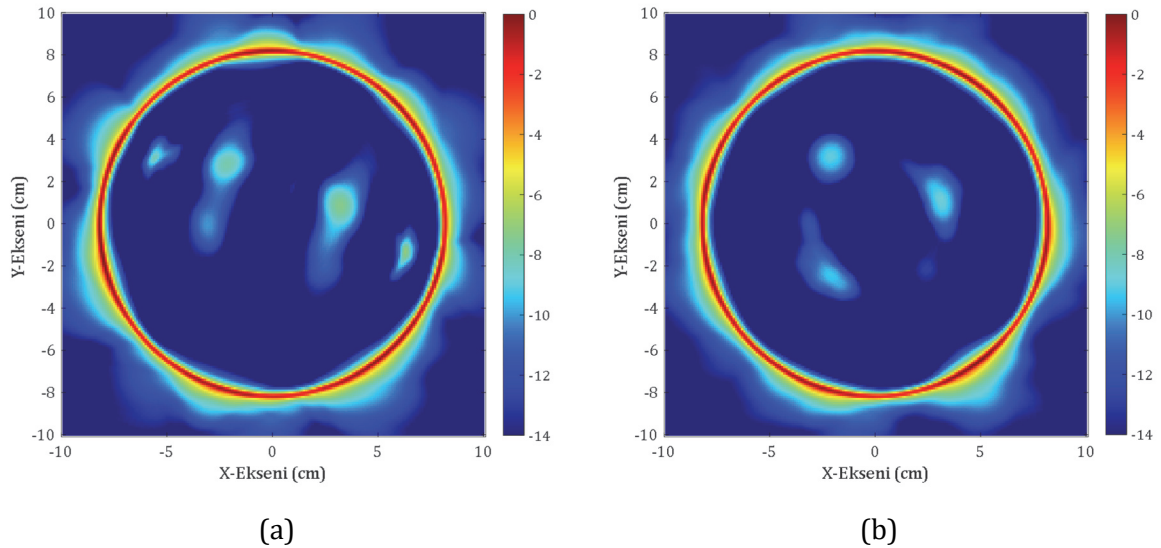
Şekil 4.32. Saçılan elektrik alan verisinin oluşturulmasında kullanılan (a) 2 ve (b) 3 tümör içeren geometriler

İki tümör içeren senaryonun menzil profili Şekil 4.33 (a)'da, üç tümör içeren senaryonun menzil profili ise Şekil 4.33 (b)'de verilmiştir.



Şekil 4.33. (a) 2 ve (b) 3 tümör içeren modellerin elde edilen menzil profilleri

Menzil profilleri Şekil 4.33'te verilen modeller için elde edilen görüntüler ise Şekil 4.34'te verilmiştir. Şekil 4.34 (a)'da iki tümör içeren senaryo görüntülenmiştir. Senaryoya göre tümörlerden (-2, 3) cm konumuna yerleştirilen tümör görüntüden (-2.07, 2.91) cm ve (3, 1) cm konumuna yerleştirilen tümör ise (3.05, 0.94) cm konumunda olacak şekilde görüntülenmiştir.



Şekil 4.34. (a) 2 ve (b) 3 tümör içeren modellere TPRD temelli algoritmanın uygulanmasıyla elde edilen görüntüler

Şekil 4.34 (a), belirlenen tümör konumlarında yüksek miktarda gürültü içermektedir. Bu gürültüler, görüntülerin dinamik aralığının daraltılması ve filtre parametrelerinin değiştirilmesi ile azaltılabilmektedir. Şekil 4.34 (b)'de, senaryoya göre (-2, 3) cm konumuna yerleştirilen tümör (-1.99, 3.11) cm, (3, 1) cm konumuna yerleştirilen tümör (3.11, 1.17) cm ve (-2, -2) cm konumuna yerleştirilen tümör (-1.99, -2.3) cm konumlarında görüntülenmiştir. Elde edilen görüntüler, TPRD dönüşümü temelli algoritmanın, benzetim verilerine uygulanabilirliğini göstermektedir.

4.2.3. Ters Dairesel Radon Dönüşümü Temelli Algoritmanın Benzetim Verilerine Uygulanması

Detayları Bölüm 3.3.3.'te verilen TDRD temelli algoritmanın meme kanseri görüntülemesine uygulaması ile ilgili benzetim çalışmaları yapılmıştır. Algoritmanın uygulanabilmesi için saçılan elektrik alan verilerinin oluşturulmasında Şekil 4.29 ile verilen geometri ele alınmıştır ve kullanılan parametrelere ilişkin değerler, Tablo 4.10'da verilmiştir.

Tablo 4.10. TDRD temelli algortmada kullanılacak verilerin oluşturulmasında kullanılan parametreler ve değerleri

Parametre	Değer
R_A	9 cm
R_D	7 cm
R_T	0.1 cm
Tümör Saçıcı Adedi	20
Deri Saçıcı Adedi	360
Açı Artış Miktarı	1°
f_{\min}	1 GHz
f_{\max}	64 GHz
Frekans Adedi	128

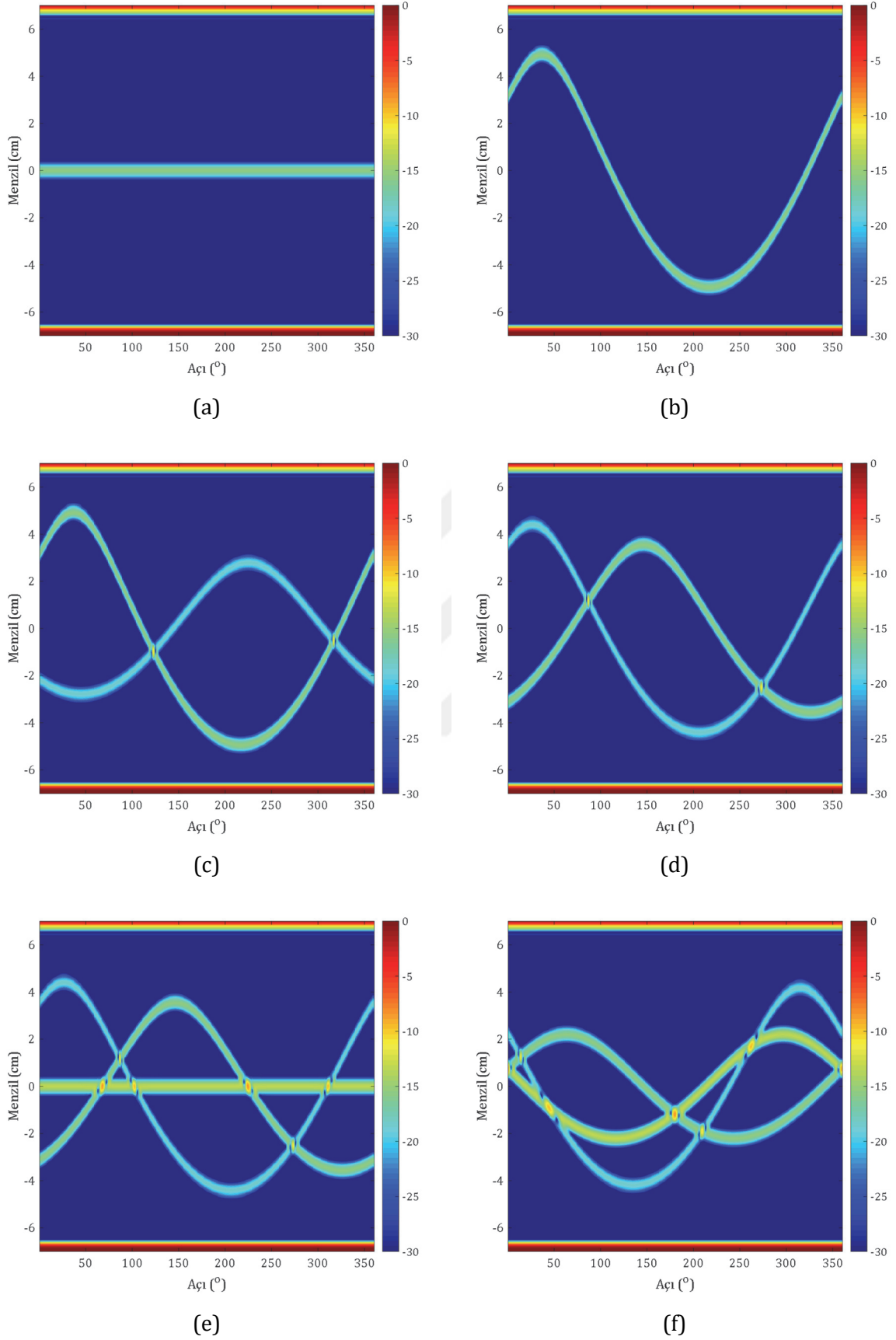
TDRD temelli algoritmanın uygulanması için veriler, 1 GHz ile 64 GHz arasında 128 frekans noktası için hesaplanmıştır. Menzil çözünürlüğü Eşitlik (3.54), maksimum menzil ise Eşitlik (3.55) ile ölçülmekteydi. Kullanılan değerlere göre menzil çözünürlüğü 0.24 cm ve maksimum menzil ise 30.48 cm olarak elde edilmektedir. Görüntüleme alanı, ölçüm noktaları ile çevrilmiş olduğuna göre dairesel kabul edebileceğimiz bu alanın çapı, $2.R_D$ olmaktadır. Bu hesaplamaların sonucu ise 14 cm olarak elde edilmektedir. Buna göre görüntüleme alanı, kullanılan radar sistemi ile görüntülenebilecek alan içerisindedir.

TDRD temelli algoritmanın uygulanması için saçılan elektrik alan verisi, Tablo 4.11’de verilen senaryolar göz önüne alınarak hesaplanmıştır.

Tablo 4.11. TDRD temelli algortmada kullanmak için yapılan benzetimde kullanılan senaryolara ilişkin bilgiler

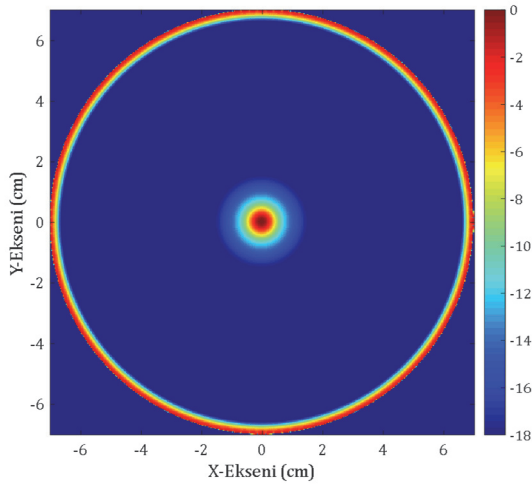
Senaryo	Tümörlerin Konumları (x, y) ve Genlikleri (V/m)					
	Tümör #1		Tümör #2		Tümör #3	
	Konum	Genlik	Konum	Genlik	Konum	Genlik
#1	(0, 0)	0.7	-	-	-	-
#2	(4, 3)	0.7	-	-	-	-
#3	(4, 3)	0.7	(-2, -2)	0.5	-	-
#4	(-3, 2)	0.7	(4, 2)	0.5	-	-
#5	(-3, 2)	0.7	(4, 2)	0.5	(0, 0)	0.9
#6	(1, 2)	0.7	(3, -3)	0.5	(1, -2)	0.9

Benzetim verileri, Eşitlik (4.7) kullanılarak hesaplanmıştır. Ölçüm sisteminin maksimum menzilin 30.48 cm ve görüntülenmek istenen alanın 14 cm olduğu bulunmuştur. Görüntülenmek istenen alandaki 14 cm uzunluğu dışındaki yerler, hedefe ait olmadığından dolayı, 14 cm alanına denk gelen veriler dışındaki veriler, E_s verisinden çıkarılmıştır. Menzil çözünürlüğü dikkate alındığında 14 cm’lik alan, yaklaşık olarak 59 veriye karşılık gelmektedir. E_s verisinden, bu 59 veri alınmıştır ve daha kaliteli görüntü oluşturmak için Bölüm 3.3.4.’te anlatılan sıfır doldurma işlemine tabi tutularak 20 kat genişletilmiştir. Elde edilen veriler, Eşitlik (3.91) ve Eşitlik (3.92) ile tanımlanan TDRD temelli algoritma kullanılarak görüntülenmiştir. Oluşturulan verilere ilişkin menzil profilleri Şekil 4.35’te, bu verilerin kullanılmasıyla elde edilen görüntüler ise Şekil 4.36’da verilmiştir.

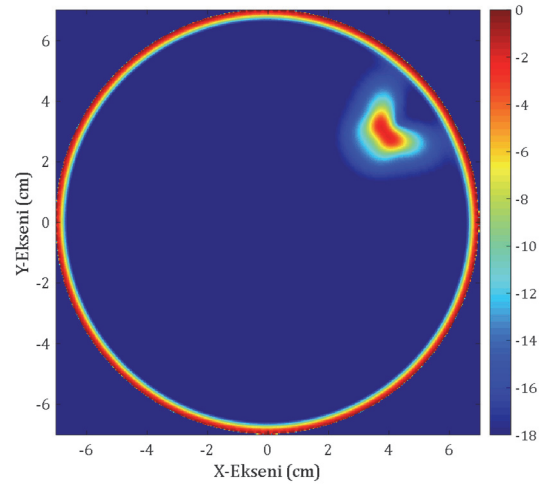


Şekil 4.35. TDRD temelli algoritma için senaryo (a) #1, (b) #2, (c) #3, (d) #4, (e) #5 ve (f) #6 kullanılarak hazırlanan E_s verilerinin menzil profilleri

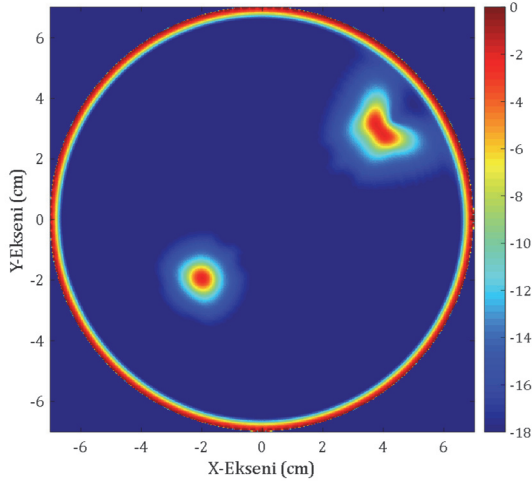
Menzil profilleri Şekil 4.35 ile verilen benzetim verileri kullanılarak elde edilen görüntüler, Şekil 4.36'da görülmektedir. Şekillerde görülen beyaz çember, benzetimde modellenmiş olan deriyi temsil etmektedir. Şekil 4.36 (a)'da tümör, görüntünün merkezinde oluşmuştur ve konumu $(0, 0)$ cm olarak hesaplanmıştır. Bu tümör modelinin kenara kaydırılmasıyla Şekil 4.36 (b) ile verilen görüntü elde edilmiştir. Görüntü incelendiğinde, $(3.95, 2.95)$ cm konumunda tespit edilen tümör, deriye yaklaştıkça şekilde bozulmalar oluşmaktadır. Modele yeni bir tümör eklendiğinde, senaryo #3 ile tanımlanan veriye ait Şekil 4.36 (b) ile verilen görüntü elde edilmiştir. Eklenen tümörün genliği, varolan tümörün yarısı olacak şekilde ayarlanmıştır. Böylece görüntüler ve tümörler arasındaki farklar karşılaştırılabilmektedir. Yeni eklenen tümör konumu, görüntüye göre $(-1.98, -1.98)$ cm koordinatlarında tespit edilmiştir.



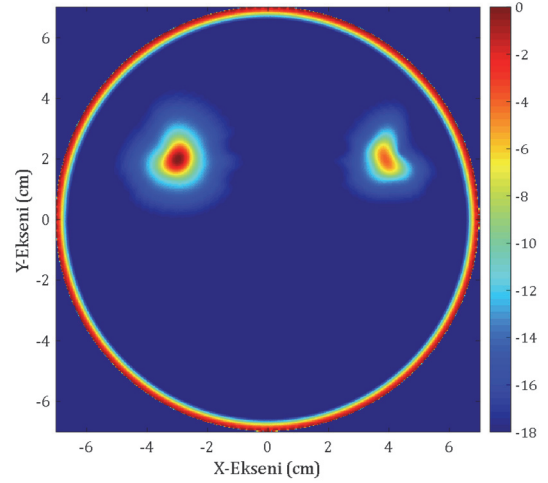
(a)



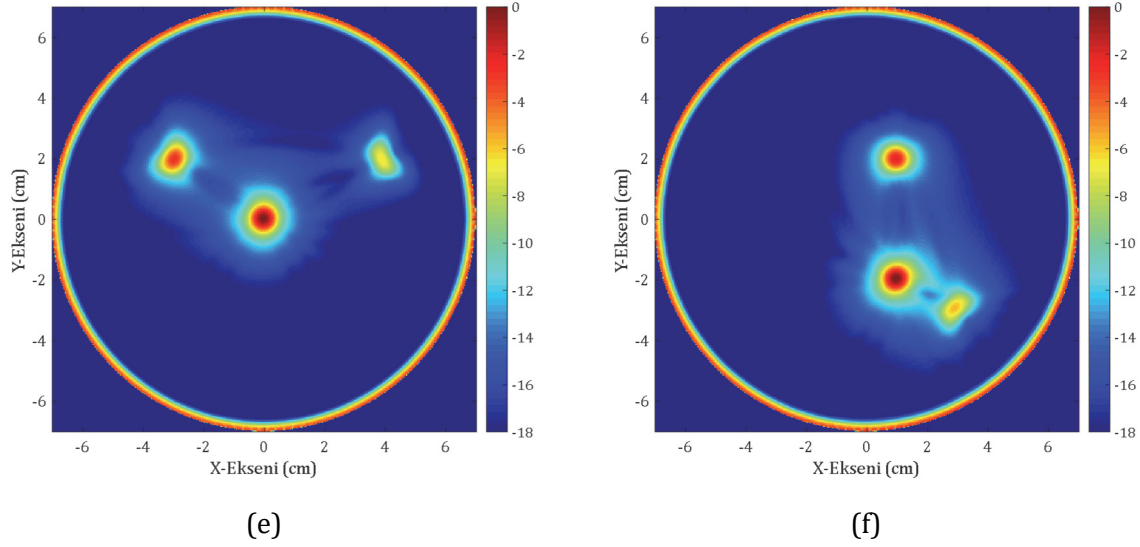
(b)



(c)



(d)



Şekil 4.36. TDRD temelli algoritmanın senaryo (a) #1, (b) #2, (c) #3, (d) #4, (e) #5 ve (f) #6 kullanılarak oluşturulan benzetim verilerine uygulanması sonucu elde edilen görüntüler

Şekil 4.36 (d), iki tümörün konumlarının değiştirilmesi ile elde edilmiştir. Elde edilen görüntü kullanılarak hesaplanan tümör konumları $(-2.93, -1.98)$ cm ve $(3.93, 1.92)$ cm'dir. Merkeze yaklaştıkça tümör şeklinde düzelleme görülebilmektedir. Senaryo #5 ve #6 ile tanımlanan, 3 tümör içeren modele ilişkin görüntüler ise Şekil 4.36 (e) ve (f)'de verilmiştir. Yeni eklenen tümörün genliği, ilk tümörün iki katı olacak şekilde seçilmiştir ve tümörlerin farklı konumları için görüntüler elde edilmiştir. Şekil 4.36 (f)'de ise tümör konumları $(0.98, 2)$ cm, $(1, -1.95)$ cm ve $(2.93, -2.93)$ cm olarak hesaplanmaktadır. Elde edilen görüntülerin, senaryolarda tanımlanan modeller ile büyük bir uyum sağladığı görülmektedir.

4.3. Meme Kanserinin Görüntülenmesine Yönelik Deneysel Çalışmalar

Bu bölümde, meme kanserinin görüntülenmesine yönelik daha gerçekçi veriler elde etmek için çeşitli deneysel çalışmalar yapılacaktır. Deneysel çalışmadan elde edilen veriler, Bölüm 4.2.'de önerilen ve benzetim verilerine uygulanan algoritmaların kullanılmasıyla görüntülenecek ve gerçekçi verilerdeki performansları irdelenecektir.

4.3.1. Fantom Yapımı ve Ölçümü

Algoritmanın deneysel verilere uygulanabilmesi için, R. Ortega-Palacios ve arkadaşları tarafından önerilen [109] meme ve tümör fantomu hazırlanmıştır. İlgili yayında önerilen karışımda, katılaşmayı sağlayacak şekilde değişiklikler yapılmıştır. Sağlıklı doku özelliğini göstermesi beklenen fantomun üretiminde 150 ml mısır yağı, 50 ml deiyonize su, 30 ml deterjan,

6 gr agar ve 8 gr sığır jelatini kullanılmıştır. Mısır yağı, deiyonize su ve deterjan, ısıtıcılı manyetik karıştırıcı üzerinde beher içerisinde karıştırılmış ve sıcaklığın 80°C'ye çıkması sağlanmıştır. Bu sıcaklığa ulaştıktan sonra öncelikle agar, ardından da katılaşmayı sağlaması için sığır jelatini eklenmiş ve karıştırma işlemine bir süre daha devam edilmiştir. Elde edilen karışım, buzlukta 2 saat bekletilmiştir ve buzluktan çıkarıldıktan sonra küçük parçalar kesilerek, tümör fantomunun yerleştirileceği yerler hazırlanmıştır. Hazırlanan sağlıklı meme fantomunun son hali Şekil 4.37'de görülmektedir.



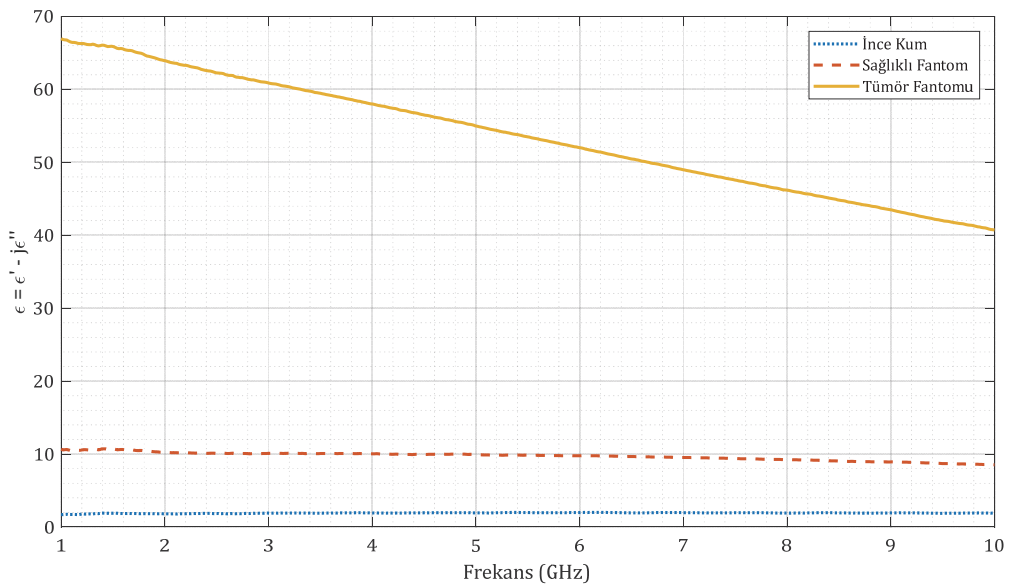
Şekil 4.37. Sağlıklı doku fantomu

Sağlıklı doku fantomunun ardından tümör dokusu fantomu hazırlanmıştır. Tümör dokusu özelliğini göstermesi beklenen fantomun üretiminde 100 ml deiyonize su, 60 ml etanol, 1 gr NaCl, ve 3 gr agar kullanılmıştır. Deiyonize su, etanol ve tuz, ısıtıcılı manyetik karıştırıcı üzerinde beher içerisinde karıştırılmış ve sıcaklığın 80°C'ye çıkması sağlanmıştır. Bu sıcaklığa ulaştıktan sonra agar eklenmiş ve karıştırma işlemine bir süre daha devam edilmiştir. Elde edilen karışım, buzlukta 1 saat bekletilmiştir. Buzluktan çıkarılan ve sağlıklı doku içerisine yerleştirilmek üzere küçük parçalara ayrılan fantom, Şekil 4.38'de verilmiştir.



Şekil 4.38. Tümör fantomu

Hazırlanan meme fantomu ve tümör fantomu ile birlikte deneylerde kullanılan kumun ϵ' ve ϵ'' değerleri ölçülmüş ve dielektrik sabitleri Eşitlik (2.1) kullanılarak göre hesaplanmıştır. Sağlıklı meme fantomu, tümör fantomu ve kuma ilişkin ölçüm verilerininin Eşitlik (2.1)'de kullanılmasıyla hesaplanan dielektrik sabitleri, 1 GHz ile 10 GHz frekans aralığı için Şekil 4.39'da grafiksel olarak verilmiştir.

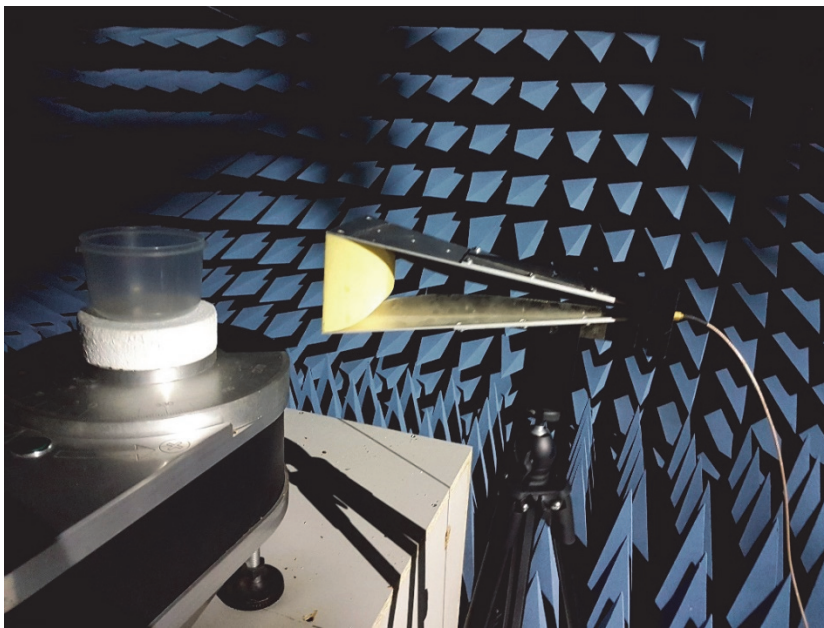


Şekil 4.39. İnce kum, sağlıklı fantom ve tümör fantomunun ölçülen dielektrik sabitleri

Şekil 4.39 incelendiğinde, ince kumun dielektrik sabiti, 1 GHz ile 10 GHz frekansları arasında 2 ile 1.68 arasında değişmektedir. Sağlıklı fantomun dielektrik sabiti, aynı frekans aralığı için 10.72 ile 8.52 arasında az miktarda azalma gösterirken tümör fantomunun dielektrik sabiti ise 66.98 değerinden başlayarak 40.73 değerine kadar doğrusal bir şekilde azalma göstermiştir. Sağlıklı fantom ile tümör fantomu arasındaki dielektrik karşıtlık oranı 6.25 ile 4.78, kum ile tümör fantomu arasındaki dielektrik karşıtlık oranı ise 33.49 ile 24.24 arasında değişmektedir. Dielektrik sabitleri arasındaki bu karşıtlık oranları, mevcut olan fantomlar ve kum kullanılarak çeşitli senaryolara göre deneyler yapılmasını ve bu verilerin görüntülenebilmesini olanaklı kılmaktadır.

4.3.2. Deneysel Verilerin Elde Edilmesi

Önerilen algoritmaların uygulanması için benzetim verilerinin ardından deneysel çalışmalardan elde edilen veriler de kullanılmıştır. Bunun için deneysel verilerin elde edilmesine ilişkin bilgiler verilecektir. Deneysel çalışmalar, Mersin Üniversitesi İleri Teknoloji Eğitim Araştırma ve Uygulama Merkezi (MEİTAM) bünyesinde yer alan Elektromanyetik Yansımaz Oda'da yapılmıştır. Ölçümlerde, tez kapsamında hazırlanan mikroşerit antenlerin denemeleri yapılmıştır ancak tez çalışmasının başından sonuna kadar yapılan deneysel verilerin sürekliliğinin sağlanması için özellikle 1 GHz ile 26 GHz frekansları arasında çalışan çift-çıkıntılı horn anten kullanılmıştır. Deneyler, çalışma süresince farklı zamanlarda farklı kurulumlarla yapılmıştır ancak sadeliği sağlamak için tez çalışmasının başından itibaren kullanılan düzenek, örnek olarak verilecektir. Bahsedilen deney düzeneği Şekil 4.40'ta görülmektedir.



Şekil 4.40. Örnek bir deney düzeneği kurulumu

Görüntüde yer alan mavi üçgen prizma şekilli süngerler, antenden yayılan elektromanyetik dalgaları absorbe ederek geri yansımayı engellemektedir. Böylece antene gelen elektromanyetik dalgalar, büyük oranda görüntülenmek istenen nesneye ait olmaktadır. Yapılan deneysel çalışmalar, belirlenen senaryolara göre gerçekleştirilmiştir. Tanımlanan senaryolara ilişkin bilgiler, Tablo 4.12’de verilmiştir.

Tablo 4.12. Deneysel çalışmalarda ele alınan senaryolar

Senaryo	Saçıcı Türü	Saçıcı Konumu
#1		<i>Vida İçermiyor</i>
#2	Kum İçerisinde Metal Vida	(0 cm, 0°)
#3		(4 cm, 0°)
#4		(5 cm, 0°)
#5		<i>Tümör F. İçermiyor</i>
#6	Kum İçerisinde Tümör Fantomu	(3 cm, 0°)
#7		(1.5 cm, 0°)
#8		<i>Tümör F. İçermiyor</i>
#9	Sağlıklı Meme Fantomu İçerisinde Tümör Fantomu	(0 cm, 0°)
#10		(3 cm, 0°)
#11		(5 cm, 0°)

Tablo 4.12’de tanımlanan 11 senaryodan #1, #5 ve #8 numaralı saçıcı içermeyen senaryolar, diğer senaryoların görüntülenmesinde ön işlemde kullanılmak üzere oluşturulmuştur. Senaryo #1 için deneysel kurulumla ilişkin görüntü Şekil 4.41’de verilmiştir.



Şekil 4.41. Köpük kap içerisinde ince kum

Senaryo #1 ile #7 arasındaki deneyler için 2 mm kalınlığında ve 7 cm yarıçapına sahip köpükten oluşturulan kap kullanılmıştır. Senaryo #2 için hazırlanan bir deney ortamı Şekil 4.42’de verilmiştir. Bu senaryoda vida, kum dolu kabın merkezine yerleştirilmiştir.



Şekil 4.42. Kum içerisinde vida deneyleri

Senaryo #2 - #4 arasındaki deneyler için kullanılan metal vida, Şekil 4.43’te verilmiştir.



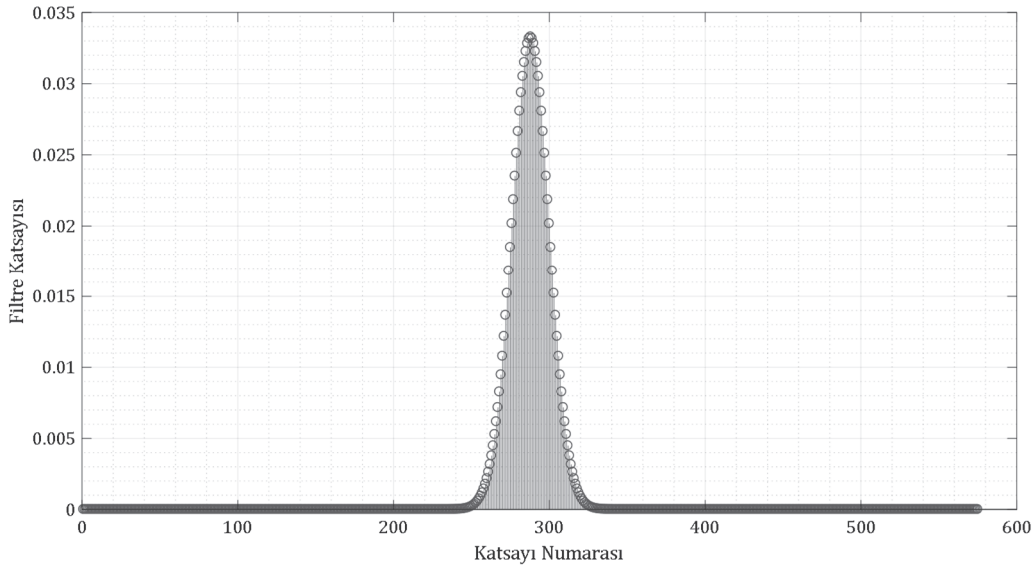
Şekil 4.43. Kum içerisinde vida deneylerinde kullanılan metal vida

Bu çalışmada verilen bütün senaryolarda deneyler, birbirleri ile karşılaştırılabilir olmaları için aynı anten ve aynı düzenek kullanılarak yapılmıştır. Deneylerde 1 GHz ile 26 GHz frekansları arasında çalışabilen çift-çıkıntılı horn anten kullanılmıştır. Görüntülenmek istenen nesne, döner düzenek üzerine yerleştirilmiştir. Antenler, kalibrasyonu yapılan Agilent E5071B ENA Series RF ağ analizörü cihazına bağlanmış ve 2 GHz ile 8 GHz frekansları arasında 601 frekans noktası için

veriler, döner düzenek ile ağ analizörünü aynı anda yöneten ve bu çalışma için hazırlanan bir kod ile alınmıştır. Döner düzenek 1° arayla dönecek şekilde ayarlanmış ve bunun tam sağlandığından emin olmak için dönüşler arasına zaman aralıkları eklenmiştir. Her bir açı için ağ analizöründen ayarlanan frekanslar arasında, yine ağ analizöründen ayarlanan adette geri yansıma kaybı verisi ölçülmüştür. Böylece 360° için ölçüm ortalama olarak 760 saniye (~12 dakika 40 saniye) sürmüştür.

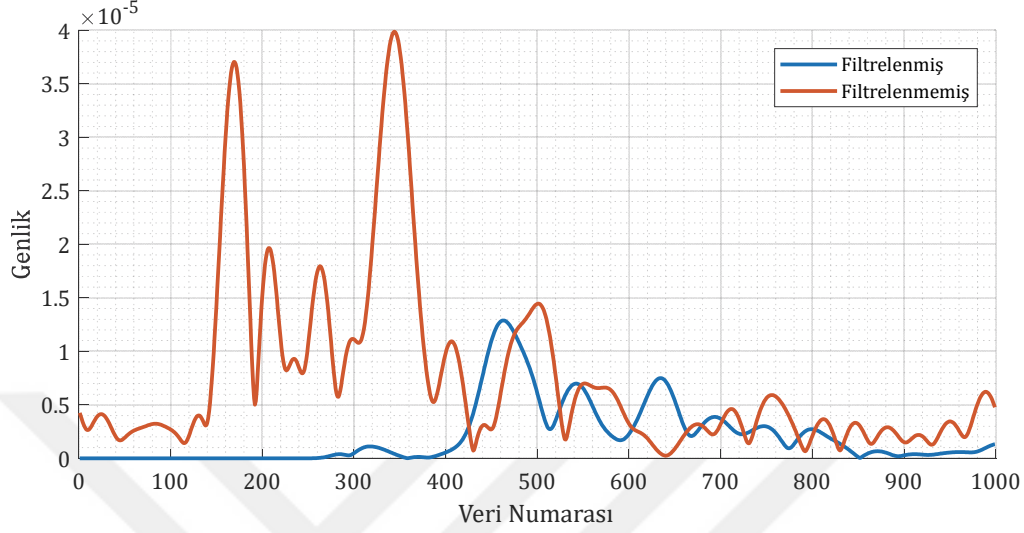
Frekans düzleminde alınan verilerin içerisinde anlamlı veriler, TFD alındıktan sonra elde edilen zaman düzleminde, görüntüleme alanına denk gelen veriler ayrılmaktadır. Görüntüleme alanı, ölçüm verilerinin içerisinde az sayıda veriyle temsil edildiğinden dolayı, veriye sıfır doldurma işlemi uygulanmaktadır. Bunun için ayrılan verinin FD alınmakta ve matrisin sonuna, veri adedinin 20 -25 katı kadar sıfır eklenerek tekrar TFD alınmaktadır. TFD alındıktan sonra ise senaryo #1 ile elde edilen ölçüm verisi, senaryo #2 - #4 verilerinden çıkartılmakta ve kum dolu kabın etkisinin azaltılması amaçlanmaktadır.

Senaryolara göre elde edilen ölçüm verileri incelendiğinde, saçıcılardan gelen verilerin genliklerinin, ölçüm verileri içerisinde zayıf değerlere sahip olduğu görülmektedir. Sinyal içerisindeki saçıcıyı temsil eden zayıf sinyallerin yükseltilmesi ve gürültülerin kaldırılması için Bölüm 3.3.5.6'da anlatılan binom filtre tercih edilmiştir. Filtre katsayılarının elde edilmesinde $h = [1/2 \ 1/2]$ vektörü kullanılmıştır ve 572 uzunluğunda bir filtre oluşturulmuştur. Farklı uzunluklara sahip filtre katsayıları, deneme-yanılma yolu ile kullanılabilir. Elde edilen 572 verilik binomial katsayılar Şekil 4.44'te verilmiştir.



Şekil 4.44. Verilerin filtrenmesinde kullanılan binomial katsayılar

Şekil 4.44'te grafiği görülen katsayılar kullanılarak yapılan filtreleme işlemi sonucu merkezden uzaklığı 4 cm olan vidaya ilişkin ölçüm verisinin 1. derecesine ait örnek bir grafik Şekil 4.45'te verilmiştir.

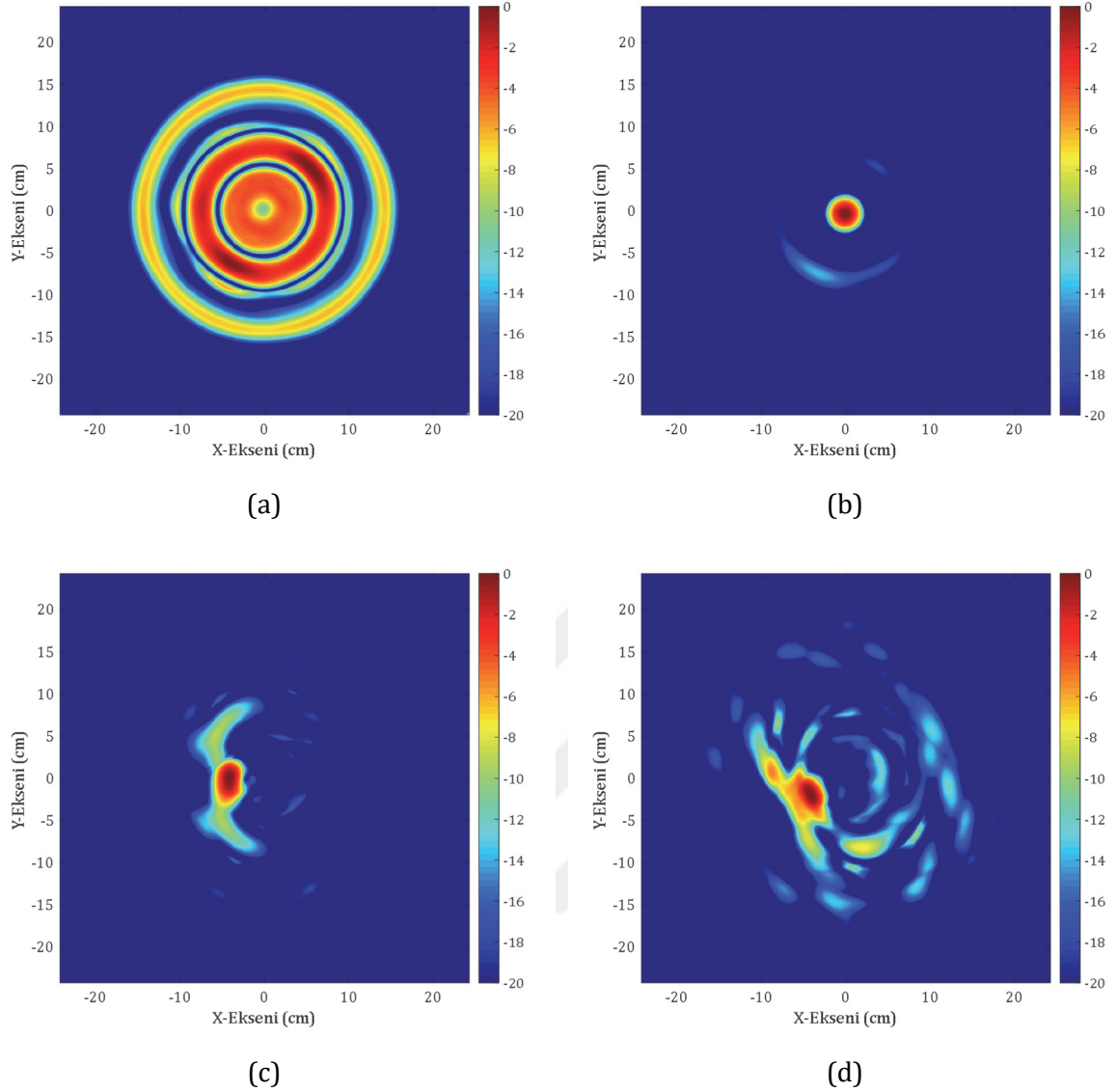


Şekil 4.45. Merkezden uzaklığı 4 cm olan vidanın ölçüm sonucunun 1. derecesine ait verilerin filtrelenmiş ve filtrelenmemiş eğrileri

Ölçüm senaryolarına göre elde edilen veriler, önerilen TPRD ve TDRD temelli algoritmaların performanslarının karşılaştırılmasında kullanılmıştır.

4.3.3. Ters Paralel Radon Dönüşümü Temelli Algoritmanın Deneysel Verilere Uygulanması

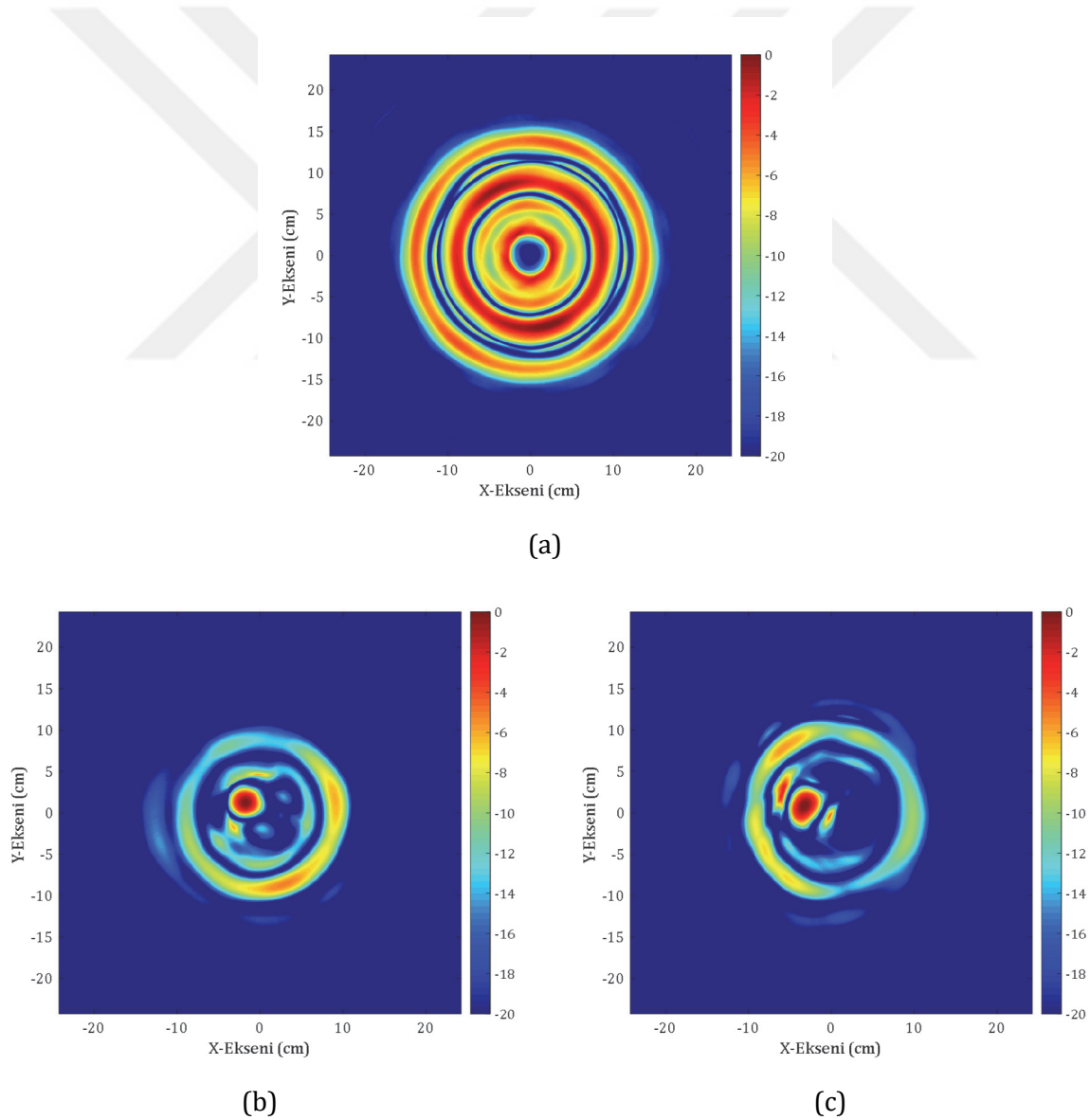
Teorisinden bahsedilen ve benzetim verileri üzerinde kullanılan TPRD temelli algoritma, deneysel veriler üzerinde de uygulanmıştır. Bu algoritmanın senaryo #1 - #4 arasındaki senaryolara uygulanması ile elde edilen görüntüler Şekil 4.46'da verilmiştir.



Şekil 4.46. (a) Senaryo #1, (b) senaryo #2, (c) senaryo #3 ve (d) senaryo #4 için elde edilen görüntüler

Senaryo #1, herhangi bir saçıcı içermeyen, sadece kum dolu köpük kabın düzeneğe yerleştirilmesi ve geri dönüş kaybı parametrelerinin ölçülmesi ile elde edilen verilerin kullanılması sonucu elde edilen görüntüdür. Kum içerisinde herhangi bir saçıcı olmadığından dolayı veri, her açıda benzer saçılımlar içermektedir. Saçılımların büyük kısmı ise havadan kaba geçiş yüzeyindedir. Bundan dolayı Şekil 4.46 (a), sadece bir saçıcı içermeyen ve dairesel olarak kabın sınırının yaklaşık olarak belli olduğu bir görüntüyü sergilemektedir. Bu veri, senaryo #2 - #4 arasındaki deneysel verilerden çıkarılarak, kabın ve kumun etkisinin azaltılması ve saçıcının etkisinin artırılması amacıyla kullanılmaktadır. Böylece senaryo #2 için elde edilen görüntü, Şekil 4.46 (b)'de görülmektedir. Vidanın, kum dolu kabın merkezine yerleştirilerek ölçülmesi ile elde edilen verilerin elde edilen görüntü kullanılarak vida konumu, 0.12 cm olarak ölçülmüştür.

Vidanın tam merkeze yerleştirilememiş olması veya görüntü üzerinden konum ölçerken merkezin tam seçilememiş olması bu farkları oluşturan sebepler arasında sayılabilir. Senaryo #3 ile merkezden 4 cm uzağa yerleştirilen vida, Şekil 4.46 (c) kullanılarak merkezden 3.93 cm uzakta tespit edilmiştir. Senaryo #4 ile merkezden 5 cm uzağa yerleştirilen vidaya ait görüntü ise Şekil 4.46 (d)'de verilmiştir ve bu görüntü kullanılarak vida konumu, merkezden 4.90 cm uzakta tespit edilmiştir. Bir sonraki aşamada kum içerisine tümör fantomu yerleştirilerek senaryo #5 - #7 için ölçülmüştür. Bir önceki aşamada kum içerisinde vida yerleştirilmesi, dielektrik sabitleri arasındaki kontrastın yüksek olmasını sağlamak içindi. Burada ise belirli bir dielektrik özelliği olan 2.5 cm çapında tümör fantomu, dielektrik sabiti düşük olan kum içerisine yerleştirilmiştir. Böylece dielektrik kontrast azalmıştır. Gerçeğe daha yakın sonuçlar vermesi beklenen senaryolar, Şekil 4.47'de görüldüğü gibi görüntülenmiştir.



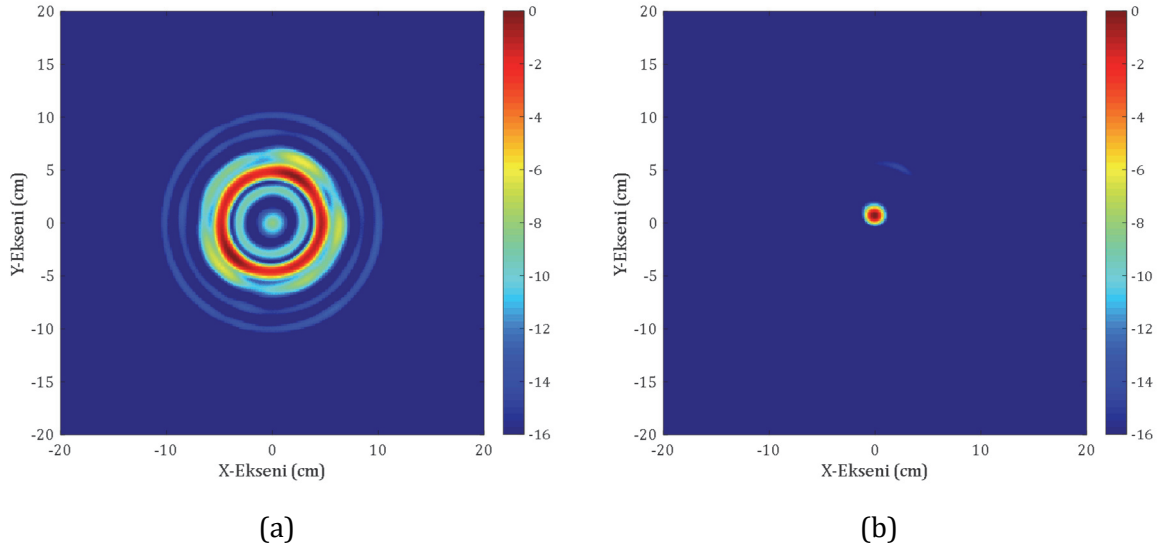
Şekil 4.47. (a) Senaryo #5, (b) senaryo #6 ve (c) senaryo #7 için elde edilen görüntüler

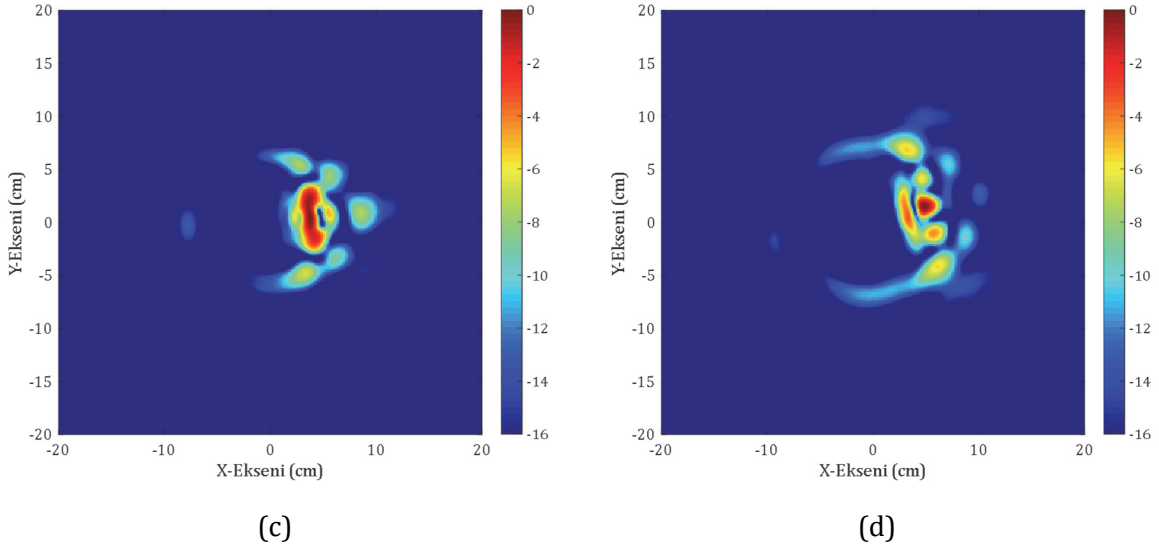
Şekil 4.47 (a), herhangi bir saçıcı içermeyen kum dolu kaba ilişkin bir görüntüdür. Tümör fantomunun kum içerisindeki ölçümlerine ilişkin görüntüler, Şekil 4.47 (b) ve Şekil 4.47 (c)'de görülmektedir. Görüntüler üzerinden tümör konumları, senaryo #6 için Şekil 4.47 (b)'den 3.12 cm ve senaryo #7 için Şekil 4.47 (c)'den 1.53 cm olarak ölçülmüştür. Ölçülen bu konumlar, merkezden uzaklığı temsil etmektedir. Tümör fantomu içeren görüntülerde kum, tümör fantomunun içerdiği suyu çektiğinden dolayı, şekillerden de görüldüğü gibi, ek gürültüler oluşmuştur.

4.3.4. Ters Dairesel Radon Dönüşümü Temelli Algoritmanın Deneysel Verilere Uygulanması

Bu tez çalışmasında meme kanserinin RTMDG yöntemiyle görüntülenmesinde kullanılmak üzere önerilen ve teorisi anlatılarak benzetim verilerinde uygulaması yapılan TDRD temelli algoritma, 3'ü saçıcı içermeyen toplam 11 senaryoda elde edilen deneysel verilerle doğrulanmıştır. Bu algoritmada filtrelenmemiş veriler kullanılmıştır ancak verilerin işlenmeye başlamasından önce bir ön işlem olarak saçıcı içermeyen senaryolara ait veriler, saçıcı içeren senaryolara ait verilerden çıkarılmıştır. Böylece saçıcı dışındaki etkilerin azaltılması hedeflenmiştir.

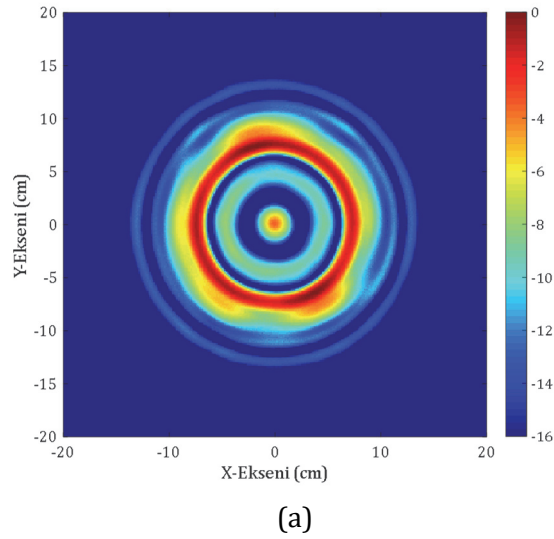
Şekil 4.48, senaryo #1 - #4 için elde edilen verilerin kullanılmasıyla elde edilmiştir.

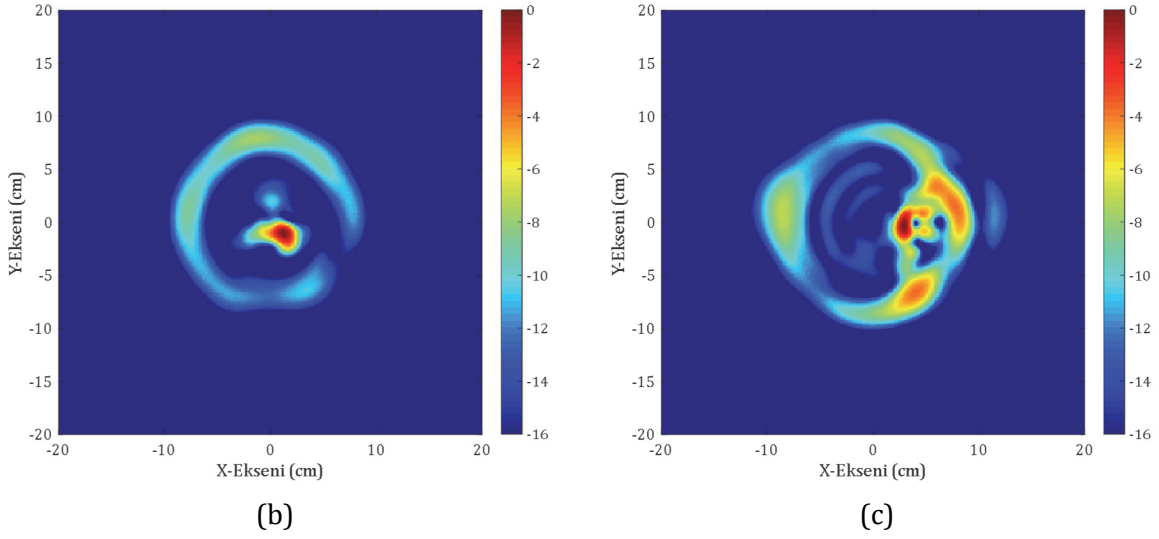




Şekil 4.48. (a) Senaryo #1, (b) senaryo #2, (c) senaryo #3 ve (d) senaryo #4 için elde edilen görüntüler

Şekil 4.48 (a) ile verilen görüntü, saçıcı içermeyen senaryo #1'e ilişkindir. Bu veri, diğer verilerden çıkarılmıştır. Şekil 4.48 (b), merkeze yerleştirilen vidaya ilişkin görüntüdür. Bu görüntü üzerinden vidanın konumu, merkezden 0.13 cm uzakta olacak şekilde hesaplanmıştır. Merkezden 4 cm uzağa yerleştirilen vida, Şekil 4.48 (c)'de görülmektedir ve merkezden 3.95 cm uzaklıkta ölçülmüştür. Şekil 4.48 (d)'de ise merkezden 5 cm uzağa yerleştirilen ve senaryo #4 ile belirtilen deneysel verilerin görüntüsü verilmiştir. Bu görüntü üzerinden vidanın konumu, 5.13 cm olarak ölçülmüştür. Algoritma, daha sonra senaryo #5 - #7 için uygulanmıştır. Tümör fantomu içeren kum dolu kabın ölçülmesine ilişkin görüntüler, Şekil 4.49'da verilmiştir.

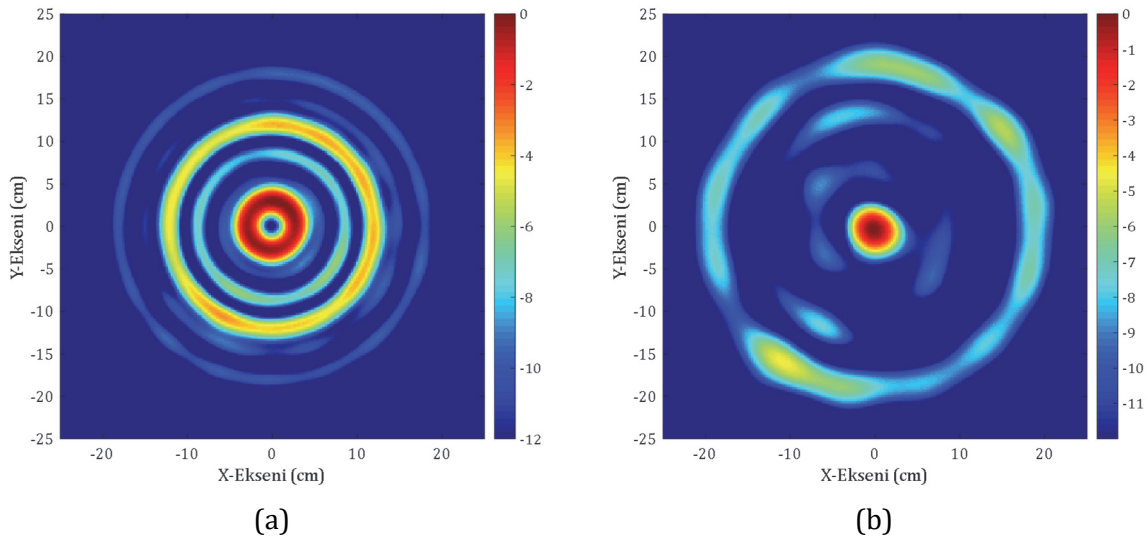


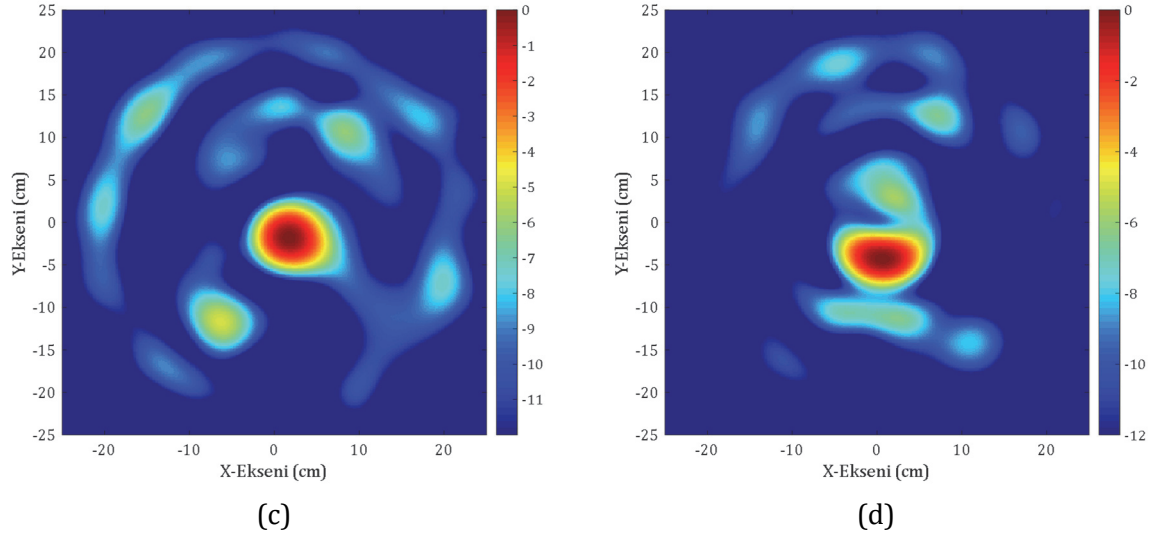


Şekil 4.49. (a) Senaryo #5, (b) senaryo #6 ve (c) senaryo #7 için elde edilen görüntüler

Şekil 4.49 (a), sadece kum dolu kabı temsil etmektedir. Tümör fantomunun merkezden 3 cm uzağa yerleştirildiği senaryo #6'ya ilişkin verilerin görüntülenmesiyle Şekil 4.49 (b) elde edilmiştir. Bu görüntü üzerinden tümör fantomunun konumu, 2.98 cm olarak hesaplanmaktadır. Tümör fantomu merkezden 1.5 cm uzağa yerleştirilmiş ve aynı deney tekrarlanmıştır. Bu ölçümlerden elde edilen verilerle Şekil 4.49 (c)'de verilen görüntü elde edilmiştir. Bu görüntü üzerinden tümör fantomunun konumu, merkezden 1.47 cm uzakta olacak şekilde hesaplanmıştır.

Algoritmanın daha gerçekçi veriler üzerindeki performansını incelemek için ise senaryo #8 - #11 ile belirtilen deneysel çalışmalar yapılmıştır. Bu deneysel çalışmalarda Şekil 4.38 ile verilen tümör fantomundan kesilen parçalar, Şekil 4.37'de verilen sağlıklı doku fantomunun içerisine yerleştirilmiştir. Yapılan ölçümlerin görüntülenmesi sonucu elde edilen görüntüler Şekil 4.50'de verilmiştir.





Şekil 4.50. (a) Senaryo #8, (b) senaryo #9, (c) senaryo #10 ve (d) senaryo #11 için elde edilen görüntüler

Şekil 4.50 (a), tümör sanfomu içermeyen, sadece sağlıklı fantom dolu kaba ilişkin görüntüyü içermektedir. Bu veri, senaryo #9 - #11 ile elde edilen verilerden çıkarılarak tümör fantomunun etkisinin daha belirginleştirilmesi sağlanmıştır. Şekil 4.50 (b), merkeze yerleştirilen tümör fantomunu göstermektedir. Merkeze yerleştirilen tümör, görüntüler üzerinde merkezden 0.1 cm mesafede olacak şekilde ölçülmüştür. Aynı tümör fantomu parçası, merkezden 3 cm uzağa yerleştirilmiştir. Bu senaryoya ilişkin görüntü Şekil 4.50 (c)'de verilmiştir. Şekilden tümör fantomunun konumu, merkezden 2.96 cm uzakta olarak şekilde hesaplanmıştır. Bir diğer senaryoya göre tümör fantomu, merkezden 5 cm uzaklığa yerleştirilmiştir. Bu senaryoya göre elde edilen verilerden Şekil 4.50 (d) ile verilen görüntü elde edilmiştir ve görüntü kullanılarak hesaplanan tümör fantomu konumu, merkezden 4.94 cm olarak hesaplanmıştır.

5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Cerrahi müdahalelerde bulunmadan bir doku içerisindeki anomalilerin tespit edilmesi ve görüntülerinin oluşturulması, doğru rahatsızlıklara doğru anlarda müdahale edilmesini sağlamaktadır. Müdahalelerin doğru yapılabilmesi için dokunun içerdiği anomalilerin, hastaya acı veya zarar vermeden yapılabilmesi oldukça önemlidir. Bunun için hastaya herhangi bir cerrahi müdahale yapılmadan önce hastalığın bulunduğu dokunun medikal görüntülemesi yapılmaktadır. Ölüme sebep olan hastalıkların istatistiklerine bakıldığında kadınlar arasında dünya çapında ilk sıraları meme kanseri almaktadır ve meme kanserinin görüntülenmesi, diğer dokulara göre daha az karmaşık yapıya sahip olmasından dolayı daha kolaydır. Kolay olmasına rağmen, erken evrede tespit edilemeyen meme kanseri, başka dokulara sıçrayarak yeni hastalıklara yol açabilmekte ve kişinin iyileşme şansını azaltmaktadır. Bundan dolayı meme kanserinin görüntülenmesi, araştırmacılar tarafından da son zamanlarda popüler olan bir alan haline gelmiştir.

Bu tez çalışmasında, dairesel benzetim ve ölçüm yolu ile biyolojik dokuların görüntülenmesinde, özellikle meme kanserinin görüntülenmesinde radar temelli mikrodalga görüntüleme yöntemlerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu kapsamda öncelikle görüntülenmesi amaçlanan model oluşturulmuştur. Başlangıçta sayısal verilerden oluşturulan model, daha sonra elektromanyetik benzetim yazılımları ile geliştirilmiştir. Sayısal olarak oluşturulan modelde, görüntüleme alanı tamamen homojen olarak düşünülmüş ve görüntüleme uzayının her bir noktasında dielektrik sabiti "1" olarak seçilmiştir. Mükemmel noktasal saçıcılardan oluşturulan sayısal model, elektrik alan verilerinin hesaplanmasında kullanılmıştır. Dairesel görüntüleme sisteminin yapısına uygun olarak hesaplanan elektrik alan verileri, gürültü ve kayıplar gibi birçok fiziksel etkinin ihmal edilmesiyle oluşmuştur. Bu verinin görüntülenmesinde öncelikle eşleştirme-kovalama (EK) algoritmasını temel alarak geliştirilen algoritma kullanılmıştır. EK temelli algoritma, iteratif hesaplamalar yaparak mevcut verinin içerdiği saçıcıların konumlarını tespit etmeye çalışmaktadır. Görüntüleme uzayını küçük parçalara ayırıp, ayrılan her bir parçayı birer saçıcı kabul eden EK temelli algoritma, verideki yüksek genlikli saçılımları yapan noktaları aramaktadır. İteratif işlem, görüntü uzayındaki bütün saçılımlar tespit edilene kadar devam etmektedir. Döngüyü sonlandırmak için elde kalan verinin enerjisinin belirli bir değerin altına düşmesi durumu gibi bir kriter kullanılmaktadır. Bu yöntemde her bir iterasyonda, bir saçıcıya ait konum belirlenmektedir ancak aynı zamanda algoritma, görüntüleme alanındaki bütün saçıcıları tarayarak en yüksek genlikli saçıcıyı aradığı için, bu esnada hesaplanan her bir genlik, görüntü düzlemine yerleştirilerek dokuya ilişkin genlik haritası oluşturulmaktadır. Bir, iki ve üç tümör içeren model kullanılarak elde edilen benzetim verileri, önerilen EK temelli algoritmanın kullanılması ile görüntülenmiş ve tümör konumları büyük doğrulukla tahmin edilmiştir. Ardından daha gerçekçi olan elektromanyetik yazılımla gerçekleştirilen benzetim sonuçlarına EK

temelli algoritma uygulanmıştır. Tek bir tümör modelinin, meme modeli içerisinde 2 farklı konuma yerleştirilmesiyle elde edilen veriler, EK temelli algoritma ile görüntülenmiştir. Elde edilen görüntüler, herhangi bir filtreleme işlemi kullanılmadığından ve EK temelli algoritmanın iterasyonlarında yapılan çeşitli ihmallerden dolayı, yüksek miktarda gürültü içermektedir. Ancak bu gürültülerin yanında tümöre ilişkin genlik, bağıl olarak daha yüksek olduğundan dolayı önerilen algoritma, daha gerçekçi verilerde de yüksek doğrulukla görüntüler üretebilmiştir. Bu aşamada, iteratif hesaplamalar sırasında yapılan ihmallerin azaltılması ve görüntü elde edildikten sonra görüntü işleme yöntemleri ile işlenmesi, görüntünün içerdiği gürültülerin azaltılmasını sağlayabilecektir.

Benzetim verilerinin önerilen EK temelli algoritma ile başarıyla görüntülenmesinden sonra sayısal model kullanılarak hesaplanan benzetim verileri, ters paralel radon dönüşümü (TPRD) temelli algoritmanın geliştirilmesinde kullanılmıştır. TPRD algoritması, bilgisayarlı tomografi görüntülemeye kullanılan ve dokudan zayıflayarak geçen X-ışınlarının ölçülerek görüntülenmesinde kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında ise meme kanserinin mikrodalga görüntülenmesinde TPRD algoritmasını temel alan bir görüntüleme algoritması geliştirilmiştir. Geliştirilen algoritma, dokudan zayıflayarak alıcıya ulaşan sinyalleri değil, dokudan saçılan alanların görüntülenmesine uygulanmıştır. Öncelikle çeşitli konumlarda çeşitli sayılarda tümör modeli içeren sayısal modellerle elde edilen benzetim verileri görüntülenmiştir. Kayıpların ihmal edildiği modele ilişkin elde edilen görüntülerde tümör konumları, beklendiği gibi çok küçük farklarla tespit edilmiştir. Daha sonra kum içerisinde metal vida ve kum içerisinde tümör fantomu deneyleri yapılmıştır. Deneysel çalışmalarda kumun tercih edilme nedeni, dielektrik sabiti değerinin çok küçük olmasıdır. Metal vida ise mükemmel saçıcı olarak kullanılmıştır. Kum içerisinde vida deneylerinde vidanın konumlarının yüksek doğrulukla bulunması beklenmektedir. Verilerin görüntülenmesiyle bu beklentinin karşılandığı söylenebilmektedir. Ardından kum içerisine iki farklı konuma tümör fantomu yerleştirilerek ölçümler yapılmıştır. Tümör fantomunun su içeriğini kum çektiğinden dolayı görüntüde beklenenden daha geniş bir alan tümör olarak görünebilmektedir. Bu durum filtreleme ve görüntünün dinamik aralığının değiştirilmesi ile ortadan kaldırılabilir. Ayrıca tümör fantomu, metal vida gibi bir mükemmel saçıcı değildir. Gerçek tümör dokusuna yakın elektriksel özellikler gösteren tümör fantomu, kum ile arasında yaklaşık olarak 30 kat dielektrik karşıtlık olacağından dolayı, vida deneylerinde olduğu gibi başarılı bir şekilde görüntülenebilmiştir.

Deneysel çalışmalarda daha gerçekçi veriler elde edebilmek için sağlıklı meme dokusunun ve tümör dokusunun dielektrik özelliklerini sergileyebilecek fantomlar üretilmiştir. Üretilen fantomlar, dielektrik değerleri ölçülerek doğrulanmıştır ve deneysel çalışmalarda kullanılmıştır.

Benzetim ve deneysel verilerin önerilen TPRD temelli algoritma ile görüntülenmesinden sonra ise dairesel ölçüm düzeneğine en uygun olan ters dairesel radon dönüşümü (TDRD) temelli

algoritma önerilmiştir. Bu algoritmanın önerilme sebebi, ölçüm sisteminin çalışması ile tam olarak aynı yapının algoritma olarak oluşturulmak istenmesidir. Mikrodalga görüntüleme sisteminde antenler kullanılmaktadır ve tek bir anten ile alınan bir saçıcıya ait veride tespit edilen menzil, dairesel bir alan içerisinde herhangi bir açıya karşılık gelebilmektedir. Tek bir anten kullanılarak çok sayıda frekans ve açı için yapılan ölçümlerde elde edilen veriler, bu mantığın ters işletilmesi ile görüntü düzlemine yerleştirilmelidir. Bunun için kullanılacak en uygun yöntem, bu çalışmada önerilen TDRD temelli algoritmadır. Önerilen algoritma, dairesel ölçümle alınmış ölçüm verilerinin, aynı dairesel sistemde, her bir veri için oluşturulan çemberlerle belirlenen alanlara yerleştirilmesini sağlamaktadır. Öncelikle sayısal yöntemlerle elde edilen benzetim verilerine uygulanan algoritma, farklı sayıda farklı konumlara yerleştirilen tümörlerin görüntülenmesinde başarıyla uygulanmıştır. Daha sonra kum içerisinde metal vida, kum içerisinde tümör fantomu ve sağlıklı fantom içerisinde tümör fantomu içeren deneysel verilere uygulanmıştır. Görüntüler elde edildikten sonra herhangi bir işlem uygulanmadığından dolayı, ham olarak elde edilen bu görüntüler, algoritmanın başarılı bir şekilde uygulanabilir olduğunu göstermektedir. Görüntülerin iyileştirilmesi için verilerin bir ön işlemden geçirilmesi ve oluşturulan görüntülerin de görüntü işleme yöntemleri ile işlenmesi, önerilebilecek yöntemler arasındadır.

Algoritmaların geliştirilmesinden sonra son aşama olarak ise deney prototipini oluşturmak olmuştur. Tezin son aşamalarında oluşturulan deney düzeneğinin amacı, oluşturulan algoritmaların, o algoritmaların oluşturulma mantığını deneysel olarak uygulayabilmektir. Tasarlanan deney prototipine, yine bu tez çalışması kapsamında tasarlanan mikroşerit antenlerin yerleştirilmesi ile elde edilen deneysel kurulum, verilerin bu çalışmada önerilen algoritmalara uygun şekilde elde edilmesine olanak sağlayacak ve elde edilen görüntülerin doğruluklarını ortaya koyacaktır.

Bu tez çalışmasında sonuç olarak, tasarlanan antenlerin yerleştirileceği deney prototipinin kullanılmasıyla oluşturulacak olan deney kurulumunun kullanılmasıyla elde edilen verilerin kullanılacağı üç farklı özgün algoritma geliştirilmiştir. Bu algoritmaların başarımları, meme kanserinin görüntülenmesinde benzetim ve deneysel verilerin görüntülenmesiyle doğrulanmıştır ve ilerleyen aşamalarda klinik çalışmaların yapılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- [1]. Bicer, M. B.; Avsar Aydin, E. and Akdagli, A., Meme kanseri görüntülemesinde mikrodalganın yeri. *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fen Bilimleri Dergisi* 2014, 30, (4), 257–263.
- [2]. Hassan, A.M. and El-Shenawee, M., Review of electromagnetic techniques for breast cancer detection. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 2011, 4, 103–118.
- [3]. Bicer, M. B. and Akdagli, A., An experimental study on microwave imaging of breast cancer with the use of tumor phantom. *ACES Journal* 2017, 32, (10), 941–948.
- [4]. Turkish Statistical Institute, Causes of death statistics. 2018, .
- [5]. Converse, M.; Bond, E.J.; Hagness, S.C. and Veen, B.D. Van, Ultrawide-band microwave space-time beamforming for hyperthermia treatment of breast cancer: a computational feasibility study. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 2004, 52, (8), 1876–1889.
- [6]. Meme Kanseri 2013.
- [7]. Fear, E.C.; Li, X.; Hagness, S.C. and Stuchly, M.A., Confocal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2002, 49, (8), 812–822.
- [8]. Sharyl, I. C. H.; Nass, J. and Lashof, J.C., *Mammography and beyond: developing technologies for the early detection of breast cancer*. National Academy Press: Washington, DC, 2002, 123-125.
- [9]. Heywang-Köbrunner, S.H.; Hacker, A. and Sedlacek, S., Advantages and disadvantages of mammography screening. *Breast Care* 2011, 6, (3), 199–207.
- [10]. Kuhl, C.K.; Schrading, S.; Leutner, C.C.; Morakkabati-Spitz, N.; Wardelmann, E.; Fimmers, R.; Kuhn, W. and Schild, H.H., Mammography, breast ultrasound, and magnetic resonance imaging for surveillance of women at high familial risk for breast cancer. *Journal of Clinical Oncology* 2005, 23, (33), 8469–8476.
- [11]. Bicer, M. B. and Akdagli, A., Implementation of the inverse circular radon transform-based imaging approach for breast cancer screening. *International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering* 2018, e21279.
- [12]. Daniels, J.J., Ground penetrating radar fundamentals. *USEPA Publication* 2000, (Appendix), 1–21.
- [13]. Davis, J.L. and Annan, a. P., Ground-penetrating radar for high-resolution mapping of soil and rock stratigraphy. *Geophysical Prospecting* 1989, (May 1988), 531–551.
- [14]. Narayanan, R.M., *Through wall radar imaging using uwb noise waveforms*, ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings, 2008, , pp. 5185–5188.
- [15]. Nag, S.; Barnes, M.A.; Payment, T. and Holladay, G., *Ultrawideband through-wall radar for detecting the motion of people in real time* 2002, , pp. 4710–4744.

- [16]. Yunqiang, Y. and Fathy, A.E., *See-through-wall imaging using ultra wideband short-pulse radar system*, IEEE Antennas and Propagation Society, AP-S International Symposium (Digest), 2005, , pp. 334–337.
- [17]. Huisman, J. and Hubbard, S., Measuring soil water content with ground penetrating radar. *Vadose Zone Journal* 2003, 2, (4), 476–491.
- [18]. Nakhkash, M. and Mahmood-Zadeh, M.R., *Water leak detection using ground penetrating radar*, Ground Penetrating Radar, 2004. GPR 2004. Proceedings of the Tenth International Conference on, 2004, , pp. 525–528.
- [19]. Hunaidi, O. and Giamou, P., Ground-penetrating radar for detection of leaks in buried plastic water distribution pipes. *Proceedings of the 7th International Conference on Ground Penetrating Radar* 1998, (May), 783–786.
- [20]. Hyun, S.Y.; Jo, Y.S.; Oh, H.C.; Kim, S.Y. and Kim, Y.S., The laboratory scaled-down model of a ground-penetrating radar for leak detection of water pipes. *Measurement Science and Technology* 2007, 18, (9), 2791–2799.
- [21]. Demirci, S.; Yigit, E.; Eskidemir, I.H. and Ozdemir, C., Ground penetrating radar imaging of water leaks from buried pipes based on back-projection method. *NDT and E International* 2012, 47, 35–42.
- [22]. Lai, W.W.L.; Chang, R.K.W.; Sham, J.F.C. and Pang, K., Perturbation mapping of water leak in buried water pipes via laboratory validation experiments with high-frequency ground penetrating radar (GPR). *Tunnelling and Underground Space Technology* 2016, 52, 157–167.
- [23]. Flores-Tapia, D.; Maizlish, O.; Alabaster, C. and Pistorius, S., Microwave radar imaging of inhomogeneous breast phantoms using circular holography. *2012 9th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI) 2012*, 86–89.
- [24]. Davis, S.K.; Van Veen, B.D.; Hagness, S.C. and Kelcz, F., Breast tumor characterization based on ultrawideband microwave backscatter. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2008, 55, (1), 237–246.
- [25]. Cheng, G.; Zhu, Y. and Grzesik, J., *3-D microwave imaging for breast cancer*, 2012 6th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP), 2011, , pp. 3672–3676.
- [26]. Lim, H.B.; Nhung, N.T.T.; Li, E.-P. and Thang, N.D., Confocal microwave imaging for breast cancer detection: delay-multiply-and-sum image reconstruction algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2008, 55, (6), 1697–1704.
- [27]. Guren, O.; Cayoren, M.; Tukenmez Ergene, L. and Akduman, I., Surface impedance based microwave imaging method for breast cancer screening: contrast-enhanced scenario. *Physics in Medicine & Biology* 2014, 59, (19), 5725–5739.
- [28]. Fhager, A.; Persson, M. and Lui, H.S., On the use of different polarization measurements in microwave imaging of breast cancer tumors. *2014 IEEE Conference on Antenna Measurements &*

Applications (CAMA) 2014, 1–3.

- [29]. Davis, S.K.; Tandradinata, H.; Hagness, S.C. and Van Veen, B.D., Ultrawideband microwave breast cancer detection: a detection-theoretic approach using the generalized likelihood ratio test. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2005, 52, (7), 1237–1250.
- [30]. Xie, Y.; Guo, B.; Xu, L.; Li, J. and Stoica, P., Multistatic adaptive microwave imaging for early breast cancer detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2006, 53, (8), 1647–1657.
- [31]. Kurrant, D.J.; Fear, E.C. and Westwick, D.T., Tumor response estimation in radar-based microwave breast cancer detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2008, 55, (12), 2801–2811.
- [32]. Klemm, M.; Craddock, I.J. and Preece, A., *Contrast-enhanced breast cancer detection using dynamic microwave imaging*, Proceedings of the 2012 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation, 2012, , pp. 1–2.
- [33]. Unal, I.; Turetken, B. and Cotur, Y., Microwave imaging of breast cancer tumor inside voxel-based breast phantom using conformal antennas. *2014 31th URSI General Assembly and Scientific Symposium, URSI GASS 2014* 2014, 1–4.
- [34]. Fear, E.C.; Meaney, P.M. and Stuchly, M., Microwaves for breast cancer detection? *IEEE Potentials* 2003, 22, (1), 12.
- [35]. Bicer, M. B.; Akdagli, A. and Ozdemir, C., A matching-pursuit based approach for detecting and imaging breast cancer tumor. *Progress In Electromagnetics Research M* 2018, 64, 65–76.
- [36]. Li, X.; Bond, E.J.; Van Veen, B.D. and Hagness, S.C., An overview of ultra-wideband microwave imaging via space-time beamforming for early-stage breast-cancer detection. *IEEE Antennas and Propagation Magazine* 2005, 47, (1), 19–34.
- [37]. Foster, K.R. and Schwan, H.P., Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. *Critical reviews in biomedical engineering* 1989, 17, (1), 25–104.
- [38]. Gabriel, C.; Gabriel, S. and Corthout, E., The dielectric properties of biological tissues: i. literature survey. *Physics in Medicine and Biology* 1996, 41, (11), 2231–2249.
- [39]. Gabriel, S.; Lau, R.W. and Gabriel, C., The dielectric properties of biological tissues: ii. measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in Medicine and Biology* 1996, 41, (11), 2251–2269.
- [40]. Gabriel, S.; Lau, R.W. and Gabriel, C., The dielectric properties of biological tissues: iii. parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine and Biology* 1996, 41, (11), 2271–2293.
- [41]. Buchner, R.; Barthel, J. and Stauber, J., The dielectric relaxation of water between 0°C and 35°C. *Chemical Physics Letters* 1999, 306, (1–2), 57–63.
- [42]. Chaudary, S.; Mishra, R.; Swarup, A. and Thomas, J.M., Dielectric properties of normal and malignant human breast tissues at radiowave and microwave frequencies. *Indian journal of*

biochemistry and biophysics 1984, 21, (1), 76.

- [43]. Surowiec, A.J.; Stuchly, S.S.; Barr, J.R. and Swarup, A., Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1988, 35, (4), 257–263.
- [44]. Campbell, A.M. and Land, D. V., Dielectric properties of female human breast tissue measured in vitro at 3.2 ghz. *Physics in Medicine and Biology* 1992, 37, (1), 193–210.
- [45]. Joines, W.T.; Zhang, Y.; Li, C. and Jirtle, R.L., The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 mhz. *Medical physics* 1994, 21, (4), 547–550.
- [46]. Hagness, M.L.; Popovic, D.; McCartney, L.; Watkins, C.B.; Lindstorm, M.J.; Harter, J.; Sewall, S.; Ogilvie, T.; Magliocco, A.; Breslin, T.M.; Temple, W.; Mew, D.; Booske, J.H.; Okoniewski, M. and Hagness, S.C., A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Physics in Medicine & Biology* 2007, 52, (20), 6093.
- [47]. Meaney, P.M.; Fanning, M.W.; Li, D.; Poplack, S.P. and Paulsen, K.D., A clinical prototype for active microwave imaging of the breast. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 2000, 48, (11), 1841–1853.
- [48]. Klemm, M.; Craddock, I.; Leendertz, J.; Preece, A. and Benjamin, R., Radar-based breast cancer detection using a hemispherical antenna array—experimental results. *IEEE Trans. Antennas and Propagation* 2009, 57, (6), 1692–1704.
- [49]. Meaney, P.M.; Fanning, M.W.; Zhou, T.; Golnabi, A.; Geimer, S.D. and Paulsen, K.D., *Clinical microwave breast imaging - 2d results and the evolution to 3d*, Proceedings of the 2009 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications, ICEAA '09, 2009, , pp. 881–884.
- [50]. Adnan, S.; Abd-Alhameed, R.A.; Hraga, H.I.; Elfergani, I.T.E. and Child, M.B., *Compact microstrip antenna design for microwave imaging*, 2010 Loughborough Antennas & Propagation Conference, 2010, pp. 389–392.
- [51]. Iqbal, N. and Karamzadeh, S., UWB microstrip antenna design for microwave imaging systems. *International Journal of Electronics, Mechanical and Mechatronics Engineering (IJEMME)* 2017, 7, (2), 1411–1417.
- [52]. Yun, X.; Fear, E.C. and Johnston, R.H., Compact antenna for radar-based breast cancer detection. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 2005, 53, (8 I), 2374–2380.
- [53]. Ozdemir, C., *Inverse synthetic aperture radar imaging*. Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, NJ, 2012, 1-11.
- [54]. Jacobi, J.H.; Larsen, L.E. and Hast, C.T., Water-immersed microwave antennas and their application to microwave interrogation of biological targets. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 1979, 27, (1), 70–78.

- [55]. Larsen, L.E. and Jacobi, J.H., Microwave scattering parameter imagery of an isolated canine kidney. *Medical Physics* 1979, 6, (5), 394–403.
- [56]. Bolomey, J.C.; Jofre, L. and Peronnet, G., On the possible use of microwave-active imaging for remote thermal sensing. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 1983, 31, (9), 777–781.
- [57]. Rius, J.M.; Jofre, L.; Broquetas, A.; Ferrando, M.; Pichot, C.; Bolomey, J.C. and Joachimowicz, N., Planar and cylindrical active microwave temperature imaging: numerical simulations. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1992, 11, (4), 457–469.
- [58]. Jofre, L.; Hawley, M.S.; Broquetas, A.; De Los Reyes, E.; Ferrando, M. and Elias-Fusté, A.R., Medical imaging with a microwave tomographic scanner. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1990, 37, (3), 303–312.
- [59]. Meaney, P.M.; Paulsen, K.D.; Hartov, A. and Crane, R.K., An active microwave imaging-system for reconstruction of 2-d electrical property distributions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1995, 42, (10), 1017–1026.
- [60]. Gunnarsson, T., Microwave imaging of biological tissues: applied toward breast tumor detection, Mälardalen University, 2007.
- [61]. Li, X.; Davis, S.K.; Hagness, S.C.; Van Der Weide, D.W. and Van Veen, B.D., Microwave imaging via space-time beamforming: experimental investigation of tumor detection in multilayer breast phantoms. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 2004, 52, (8 II), 1856–1865.
- [62]. Bindu, G.N.; Abraham, S.J.; Lonappan, A.; Thomas, V.; Aanandan, C.K. and Mathew, K.T., Active microwave imaging for breast cancer detection. *Progress In Electromagnetics Research* 2006, 58, 149–169.
- [63]. Bond, E.J.; Li, X.; Hagness, S.C. and Van Veen, B.D., Microwave imaging via space-time beamforming for early detection of breast cancer. *Ieee Transactions on Antennas and Propagation* 2003, 51, (8), 1690–1705.
- [64]. Li, D.; Member, S.; Meaney, P.M. and Paulsen, K.D., Conformal microwave imaging for breast cancer detection. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 2003, 51, (4), 1179–1186.
- [65]. Fang, Q.; Meaney, P.M.; Geimer, S.D.; Streltsov, A. V. and Paulsen, K.D., Microwave image reconstruction from 3-d fields coupled to 2-d parameter estimation. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2004, 23, (4), 475–484.
- [66]. Miyakawa, M.; Ishida, T. and Watanabe, M., Imaging capability of an early stage breast tumor by cp-mct. *Conference proceedings, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference* 2004, 2, 1427–1430.

- [67]. Fhager, A.; Hashemzadeh, P. and Persson, M., Reconstruction quality and spectral content of an electromagnetic time-domain inversion algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2006, 53, (8), 1594–1604.
- [68]. Bolomey, J.C.; Izadnegahdar, A.; Jofre, L.; Pichot, C.; Peronnet, G. and Solaimani, M., Microwave diffraction tomography for biomedical applications. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 1982, 30, (11), 1998–2000.
- [69]. Pichot, C.; Peronnet, G.; Bolomey, J.C. and Jofre, L., Active microwave imaging of inhomogeneous bodies. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 1985, 33, (4), 416–425.
- [70]. Pan, S.X.; Pan, S.X. and Kak, A.C., A computational study of reconstruction algorithms for diffraction tomography: interpolation versus filtered backpropagation. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing* 1983, 31, (5), 1262–1275.
- [71]. Joachimowicz, N.; Pichot, C. and Hugonin, J.P., Inverse scattering: an iterative numerical method for electromagnetic imaging. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 1991, 39, (12), 1742–1753.
- [72]. Meaney, P.M.; Paulsen, K.D.; Geimer, S.D.; Haider, S.A. and Fanning, M.W., Quantification of 3-d field effects during 2-d microwave imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2002, 49, (7), 708–720.
- [73]. Chew, W.C. and Wang, Y.M., Reconstruction of two-dimensional permittivity distribution using the distorted born iterative method. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1990, 9, (2), 218–225.
- [74]. Caorsi, S.; Gragnani, G.L. and Pastorino, M., Two-dimensional microwave imaging by a numerical inverse scattering solution. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 1990, 38, (8), 981–989.
- [75]. Paulsen, K.D. and Ryan, T.P., Two-dimensional hybrid element image reconstruction for tm illumination. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 1995, 43, (3), 239–247.
- [76]. Paulsen, K.D.; Meaney, P.M.; Moskowitz, M.J. and Sullivan, J.M., A dual mesh scheme for finite element based reconstruction algorithms. *IEEE Trans Med Imaging* 1995, 14, (3), 504–514.
- [77]. Meaney, P.M.; Paulsen, K.D.; Pogue, B.W. and Miga, M.I., Microwave image reconstruction utilizing log-magnitude and unwrapped phase to improve high-contrast object recovery. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2001, 20, (2), 104–116.
- [78]. Souvorov, A.E.; Bulyshev, A.E.; Semenov, S.Y.; Svenson, R.H.; Nazarov, A.G.; Sizov, Y.E. and Tatsis, G.P., Microwave tomography: a two-dimensional newton iterative scheme. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 1998, 46, (11 Part 1), 1654–1659.
- [79]. Caorsi, S.; Massa, A. and Pastorino, M., A numerical solution to full-vector electromagnetic scattering by three-dimensional nonlinear bounded dielectrics. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 1995, 43, (2), 428–436.

- [80]. Meaney, P.M.; Fang, Q.; Geimer, S.D.; Streltsov, A. V. and Paulsen, K.D., 3d scalar microwave image reconstruction algorithm. *IEEE MTT-S Int. Microw. Symp. Digest* 2002, 3, 2269–2272.
- [81]. Bulyshev, A.E.; Souvorov, A.E.; Semenov, S.Y.; Posukh, V.G. and Sizov, Y.E., Three-dimensional vector microwave tomography: theory and computational experiments. *Inverse Problems* 2004, 20, (4), 1239–1259.
- [82]. Abubakar, A.; Van Den Berg, P.M. and Semenov, S.Y., Two- and three-dimensional algorithms for microwave imaging and inverse scattering. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications* 2003, 17, (2), 209–231.
- [83]. Moll, J.; Harley, J.B. and Krozer, V., *Data-driven matched field processing for radar-based microwave breast cancer detection*, 2015 9th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), 2015, , pp. 1–4.
- [84]. Zhang, D. and Mase, A., *Ultrashort-pulse radar system for breast cancer detection experiment: imaging in frequency band*, 2011 China-Japan Joint Microwave Conference, 2011, , pp. 1–3.
- [85]. Klemm, M.; Craddock, I.; Leendertz, J.; Preece, A. and Benjamin, R., *Experimental and clinical results of breast cancer detection using uwb microwave radar*, 2008 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, 2008, , pp. 1–4.
- [86]. Bicer, M.B.; Akdagli, A. and Ozdemir, C., *Breast cancer detection using inverse radon transform with microwave image technique*, Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2015 23th, 2015, , pp. 2182–2185.
- [87]. Ünal, I.; Türetken, B.; Sürmeli, K. and Canbay, C., *An experimental microwave imaging system for breast tumor detection on layered phantom model*, 2011 XXXth URSI General Assembly and Scientific Symposium, 2011, , pp. 1–4.
- [88]. Sill, J.M. and Fear, E.C., Tissue sensing adaptive radar for breast cancer detection - experimental investigation of simple tumor models. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 2005, 53, (11), 3312–3319.
- [89]. Balanis, C.A., *Antenna theory: analysis and design*. Wiley & Sons, Inc.2016, 1096.
- [90]. Akdagli, A.; Bicer, M. B. and Ermis, S., A novel expression for resonant length obtained by using artificial bee colony algorithm in calculating resonant frequency of C-shaped compact microstrip antennas. *Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences* 2011, 19, (4), 597–606.
- [91]. Toktas, A.; Bicer, M. B.; Akdagli, A. and Kayabasi, A., Simple formulas for calculating resonant frequencies of C and H shaped compact microstrip antennas obtained by using artificial bee colony algorithm. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications* 2011, 25, (11–12), 1718–1729.
- [92]. Akdagli, A. and Toktas, A., A novel expression in calculating resonant frequency of H-

- shaped compact microstrip antennas obtained by using artificial bee colony algorithm. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications* 2010, 24, (14–15), 2049–2061.
- [93]. La, C. and Do, M.N., Tree-based orthogonal matching pursuit algorithm for signal reconstruction. *2006 International Conference on Image Processing 2006*, 1277–1280.
- [94]. Franaszczuk, P.J.; Bergey, G.K.; Durka, P.J. and Eisenberg, H.M., Time–frequency analysis using the matching pursuit algorithm applied to seizures originating from the mesial temporal lobe. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1998, 106, (6), 513–521.
- [95]. Mallat, S.G. and Zhang, Z., Matching pursuits with time-frequency dictionaries. *IEEE Transactions on Signal Processing* 1993, 41, (12), 3397–3415.
- [96]. Pati, Y.C.; Rezaifar, R. and Krishnaprasad, P.S., Orthogonal matching pursuit: recursive function approximation with applications to wavelet decomposition. *Proceedings of 27th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers* 1993, 40–44 vol.1.
- [97]. Tropp, J.A. and Gilbert, A.C., Signal recovery from random measurements via orthogonal matching pursuit. *IEEE Transactions on Information Theory* 2007, 53, (12), 4655–4666.
- [98]. Beatty, J., The radon transform and the mathematics of medical imaging, Honors Thesis, 2012.
- [99]. Feeman, T.G., *The mathematics of medical imaging*. Springer 2015, 205.
- [100]. Toft, P., The Radon transform: theory and implementation, Technical University of Denmark, 1996.
- [101]. Boerner, W.M.; Ho, C.M. and Foo, B.Y., Use of Radon’s projection theory in electromagnetic inverse scattering. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 1981, 29, (2), 336–341.
- [102]. Bicer, M. B. and Akdagli, A., Designing a compact monopole microstrip antenna operating at ultra-wide band for microwave imaging applications. *Turkish Journal of Engineering* 2017, 1, (2), 23–26.
- [103]. Bicer, M. B. and Akdagli, A., *Design and optimization of amorphous compact microstrip antenna using artificial bee colony algorithm for microwave imaging applications*, II. International Conference on Engineering Technology and Innovation, Budapest, Hungary, 2018, p. 137.
- [104]. Karaboga, D. and Basturk, B., On the performance of artificial bee colony (ABC) algorithm. *Applied Soft Computing* 2008, 8, (1), 687–697.
- [105]. Ustun, D. and Akdagli, A., Design of a dual-wideband monopole antenna by artificial bee colony algorithm for umts, wlan, and wimax applications. *International Journal of Microwave and Wireless Technologies* 2017, 9, (5), 1197–1208.
- [106]. Karaboga, D. and Basturk, B., A powerful and efficient algorithm for numerical function optimization: artificial bee colony (abc) algorithm. *Journal of Global Optimization* 2007, 39, (3), 459–471.

[107]. Karaboga, D. and Akay, B., A comparative study of artificial bee colony algorithm. *Applied Mathematics and Computation* 2009, 214, (1), 108–132.

[108]. Bicer, M. B. and Akdagli, A., A novel stacked monopole microstrip antenna for ultra-wideband applications. *Çukurova Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi* 2016, 31, (2), 21–26.

[109]. Ortega-Palacios, R.; Leija, L.; Vera, A.; and Cepeda, M.F.J., *Measurement of breast - tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation* , Program and Abstract Book - 2010 7th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE 2010, 2010, , pp. 216–219.



ÖZGEÇMİŞ

Adı ve Soyadı : Mustafa Berkan BİÇER
Doğum Tarihi : 14.04.1988
E-mail : mberkanbicer@gmail.com

Öğrenim Durumu :

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Elektrik-Elektronik Müh.	Fırat Üniversitesi	2005 -2009
Yüksek Lisans	Elektrik-Elektronik Müh.	Mersin Üniversitesi	2009 - 2011
Doktora	Elektrik-Elektronik Müh.	Mersin Üniversitesi	2012 - 2018

Görevler :

Görev Ünvanı	Görev Yeri	Yıl
Araştırma Görevlisi	Elektrik-Elektronik Müh., Mersin Üniversitesi	2009 - 2018

ESERLER (Makaleler ve Bildiriler)

- Bicer, M. B.** and Akdagli, A., Implementation of the inverse circular radon transform-based imaging approach for breast cancer screening. International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering, 2018, e21279.
- Bicer, M. B.** and Akdagli, A., An experimental study on microwave imaging of breast cancer with the use of tumor phantom. Applied Computational Electromagnetics Society Journal, 2017, 32, 941-947.
- Buldum, B.; Sık, A.; Akdagli, A.; **Bicer, M. B.**; Aldas, K. and Ozkul, I., ANN surface roughness prediction of AZ91D magnesium alloys in the turning process. Materials Testing, 2017, 59, 916-920.
- Ak, C.; Yildiz, A.; Akdagli, A. and **Bicer, M. B.**, Computing the pull-in voltage of fixed-fixed microactuators by artificial neural network. Microsystem Technologies, 2016, 23, 3537-3546.
- Toktas, A.; **Bicer, M. B.**; Kayabasi, A.; Ustun, D.; Akdagli, A. and Kurt, K., A novel and simple expression to accurately calculate the resonant frequency of annular-ring microstrip antennas. International Journal of Microwave and Wireless Technologies, 2015, 7, 727-733.
- Akdagli, A.; Toktas, A.; **Bicer, M. B.**; Kayabasi, A.; Ustun, D. and Kurt, K., ANFIS model for determining resonant frequency of rectangular ring compact microstrip antennas. International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics, 2014, 46, 483-490.
- Ustun, D.; Ozdemir, C.; Akdagli, A.; Toktas, A. and **Bicer, M. B.**, A powerful method based on artificial bee colony algorithm for translational motion compensation of ISAR image. Microwave and Optical Technology Letters, 2014, 56, 2691-2698.
- Kayabasi, A.; Toktas, A.; Akdagli, A.; **Bicer, M. B.** and Ustun, D., Applications of ANN and ANFIS to predict the resonant frequency of L-shaped compact microstrip antennas. Applied Computational Electromagnetics Society Journal, 2014, 29, 460-469.
- Bicer, M. B.** and Akdagli, A., A novel microstrip-fed monopole antenna for WLAN/WiMAX applications. Journal of Electromagnetic Waves and Applications, 2012, 26, 904-913.

10. Toktas, A.; **Bicer, M. B.**; Akdagli, A. and Kayabasi, A., Simple formulas for calculating resonant frequencies of C and H shaped compact microstrip antennas obtained by using artificial bee colony algorithm. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, 2011, 25, 1718-1729.
11. Kayabasi, A.; **Bicer, M. B.**; Akdagli, A. and Toktas, A., Computing resonant frequency of H-shaped compact microstrip antennas operating at UHF band by using artificial neural networks. *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 2011, 26, 833-840.
12. Akdagli, A.; **Bicer, M. B.** and Ermis, S., A novel expression for resonant length obtained by using artificial bee colony algorithm in calculating resonant frequency of C-shaped compact microstrip antennas. *Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences*, 2011, 19, 597-606.
13. **Bicer, M. B.**; Akdagli, A. and Ozdemir, C., A matching-pursuit based approach for detecting and imaging breast cancer tumor. *Progress In Electromagnetics Research M.*, 2018, 64, 65-76.
14. Avsar Aydin, E.; **Bicer, M. B.** and Akdagli, A., Assesment of accurate dielectric model and selected patents on microwave breast cancer detection. *Tehnički Glasnik*, 2015, 9, 454-460.
15. Toktas, A.; Akdagli, A.; **Bicer, M. B.**; Ozdemir, C. and Yamacli, V., A comparative study for slot-loaded compact microstrip antennas by using methods based on FDTD, FEM and MoM. *International Journal of Research in Computer and Communication Technology*, 2013, 2, 920-924.
16. Toktas, A.; Akdagli, A.; Ozdemir, C.; **Bicer, M. B.**; Toktas, F. and Yilmaz, B., Selected Patents on Compact Microstrip Antennas. *Recent Patents on Electrical & Electronic Engineering*, 2012, 5, 1-10.
17. **Bicer, M. B.** and Akdagli, A., A Novel Stacked Monopole Microstrip Antenna for Ultra-Wideband Applications. *Çukurova Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 2016, 31, 21-26.
18. **Bicer, M. B.** and Akdagli, A., Designing a compact monopole microstrip antenna operating at ultra-wide band for microwave imaging applications. *Turkish Journal of Engineering*, 2017, 1, 23-26.
19. **Bicer, M. B.**; Avsar Aydin, E. and Akdagli, A., Meme Kanseri Görüntülenmesinde Mikrodalganın Yeri. *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2014, 30, 257-263.
20. **Bicer, M. B.** and Akdagli, A., Design and optimization of amorphous compact microstrip antenna using artificial bee colony algorithm for microwave imaging applications. II. *International Conference on Engineering Technology and Innovation*, 2018-03-07, 2018-03-11, Budapest, Hungary, 2018.
21. Ustun, D.; Akkus, M.; **Bicer, M. B.**; Temurtas, H. and Akdagli, A., Sezgisel algoritmalar ile Butterworth ve Chebyshev alçak geçiren filtre tasarımı. *IEEE 23. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı*, 2015-05-16, 2015-05-19, Malatya, Türkiye, 2015.
22. **Bicer, M. B.**; Akdagli, A. and Ozdemir, C., Meme kanserinin ters radon dönüşümü kullanarak mikrodalga görüntüleme tekniği ile tespiti. *IEEE 23. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı*, 2015-05-16, 2015-05-19, Malatya, Türkiye, 2015.
23. **Bicer, M. B.** and Akdagli, A., A novel stacked monopole microstrip antenna for Ultra-Wideband Applications. *1st International Mediterranean Science and Engineering Congress*, 2016-10-26, 2016-10-28, Adana, Türkiye, 2016.

24. Ozel, G.; **Bicer, M. B.** and Akdagli, A., Baz istasyonlarının insanlar üzerindeki sağlık, sosyal ve psikolojik etkileri. Elektromanyetik Alanlar ve Etkileri Sempozyumu 2015, 2015-11-13, 2015-11-15, Mersin, Türkiye, 2015.

25. Yanik, H.; Derin, O.; Topak, H.; **Bicer, M. B.** and Akdagli, A., Endüstriyel otomasyon sistemleri tarafından yayılan elektromanyetik alanların ölçümü. Elektromanyetik Alanlar ve Etkileri Sempozyumu 2015, 2015-11-13, 2015-11-15, Mersin, Türkiye, 2015.

26. Kayabasi, A.; Akdagli, A.; **Bicer, M. B.** and Toktas, A., Yapay sinir ağları kullanarak UHF bandında çalışan C şekilli kompakt mikroşerit antenlerin rezonans frekansının belirlenmesi. V. URSI-Türkiye Bilimsel Kongresi, 2010-08-25, 2010-08-27, Güzelyurt, Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti, 2010.

27. **Bicer, M. B.**; Kilic, B.; Yanik, H. and Akdagli, A., İklimlendirme sistemleri tarafından yayılan elektromanyetik alanların ölçümü. Elektromanyetik Alanlar ve Etkileri Sempozyumu 2015, 2015-11-13, 2015-11-15, Mersin, Türkiye, 2015.

