T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MEME TÜMÖRLERİNİN ÇOK GENİŞ BANTLI RADAR TABANLI MİKRODALGA YÖNTEMİYLE TESPİTİ

Ali Recai ÇELİK

DOKTORA TEZİ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR
Ağustos-2018

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MEME TÜMÖRLERİNİN ÇOK GENİŞ BANTLI RADAR TABANLI MİKRODALGA YÖNTEMİYLE TESPİTİ

Ali Recai ÇELİK

DOKTORA TEZİ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR
Ağustos-2018

T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

DİYARBAKIR

Ali Recai ÇELİK tarafından yapılan "Meme Tümörlerinin Çok Geniş Bantlı Radar Tabanlı Mikrodalga Yöntemiyle Tespiti" konulu bu çalışma, jürimiz tarafından Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında DOKTORA tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan	: Prof. Dr. Aşur UYAR
Tez Danışmanı	: Doç. Dr. Muhammed Bahaddin KURT
İkinci Tez Danışmanı	: Prof. Dr. Selçuk HELHEL
Üye	: Doç. Dr. Ömer Faruk ERTUĞRUL
Üye	: Dr. Öğr. Üyesi Abdulnasır YILDIZ
Üye	: Dr. Öğr. Üyesi Cafer BUDAK

Tez Savunma Sınavı Tarihi: 27/08/2018

Yukarıdaki bilgilerin doğruluğunu onaylarım.

...../...../2018

Prof. Dr. Sevtap SÜMER EKER

Enstitü Müdürü V.

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının başlamasında, hazırlanmasında ve sonuçlanmasında bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren danışman hocam Doç. Dr. Muhammed Bahaddin KURT'a çok teşekkür ediyorum.

Çalışmam boyunca desteğini her zaman yanımda hissettiğim ikinci danışman hocam Prof. Dr. Selçuk HELHEL'e, tezin yazılması sürecinde görüşlerinden yararlandığım Prof. Dr. Aşur UYAR ve Dr. Öğr. Üyesi Abdulnasır YILDIZ hocalarıma, tezdeki deneysel ölçümler için yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Caner ÖZDEMİR ve Prof. Dr. Mehmet Siraç ÖZERDEM hocalarıma, tezimin içeriği hakkında önemli öneriler sunan Doç. Dr. Ömer Faruk Ertuğrul ve Dr. Öğr. Üyesi Cafer BUDAK hocalarıma, çalışmamla ilgili fikir alışverişinde bulunduğum ve tezime katkı sunan mesai arkadaşım Arş. Gör. Hüseyin ÖZMEN'e teşekkürlerimi sunuyorum.

Çalışmam MÜHENDİSLİK.17.011 numaralı doktora projesi kapsamında Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir. Bu desteklerinden ötürü kendilerine teşekkür ediyorum.

Ayrıca maddi ve manevi destekleriyle bugünlere gelmemi sağlayan aileme ve başarı dileklerinde bulunarak motive olmamı sağlayan tüm sevdiklerime de teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

		Sayfa
TEŞEKKÜR……		I
İÇİNDEKİLER…….....		II
ÖZET…….....		V
ABSTRACT…….....		VII
ÇİZELGE LİSTESİ…….....		IX
ŞEKİL LİSTESİ…….....		X
EK LİSTESİ…….....		XIII
KISALTMA VE SİMGELER……		XIV
1.	**GİRİŞ**…….....	1
1.1.	Kanser Tespitinde Kullanılan Başlıca Yöntemler……...…	4
1.1.1.	X-Ray Mamografi ……...……...…	4
1.1.2.	Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)…...……...…	5
1.1.3.	Dijital Tomosentez ……..……...…	5
1.1.4.	Ultrasonografi……..……...…	6
1.1.5.	Diğer Bazı Görüntüleme Yöntemleri…...……...…	6
1.2.	Mikrodalga Temelli Yöntemler…….....	7
1.2.1.	Mikrodalga Radyometri...……....	8
1.2.2.	Mikrodalga İndüklemeli Termal Akustik Görüntüleme..…….....	9
1.2.3.	Mikrodalga Mikroskopi……...……....	9
1.2.4.	Mikrodalga Tomografi ve Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme..…….....	9
1.3.	ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme…….....	10
1.3.1.	Monostatik Ölçüm……...……...……....	12
1.3.2.	Bistatik Ölçüm……....…….....	13
1.3.3.	Multistatik Ölçüm…….....……...……....	13
1.4.	ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sisteminde Kullanılmaya Uygun Antenlerin Sahip Olması Gereken Özellikler……...…….....	15
1.4.1.	Anten Empedansı...……...……...…….....	15

1.4.2. Empedans Uyumu..……...……...……..... 16

1.4.3. Yansıma Katsayısı (Γ) ve Geri Dönüş Kaybı (S_{11}).…….……..... 16

1.4.4. Duran Dalga Oranı (DDO)...…….……...……..... 17

1.4.5. Anten Bant Genişliği (BG).……...……...……..... 17

1.4.6. Işıma Örüntüsü…….……...……...……...……..... 18

1.4.7. Yarı Güç Hüzme Genişliği (YGHG)…….……...……..... 19

1.4.8. Yönlülük, Kazanç ve Verimlilik…….....……...……..... 19

1.5. Tezin Amacı ve Katkısı……..…….....……...……..... 21

2. KAYNAK ÖZETLERİ .....…… 23

2.1. Meme Yapısının Elektriksel Özellikleri ile İlgili Çalışmalar…...……...… 24

2.2. ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sistemi ile İlgili Çalışmalar..... 26

2.3. ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sistemi İçin Tasarlanan Antenler ile İlgili Çalışmalar..... 31

3. MATERYAL VE METOT…….……... 35

3.1. Ölçüm Ortamı.……...…….……... 35

3.2. Antenler……..…….……..…… 36

3.2.1. Anten Tasarımıyla İlgili Ön Bilgiler…… 36

3.2.1.1. HFSS Programı……...…..…… 41

3.2.1.2. Baskı Devre Kazıma Makinesi...…..…… 41

3.2.2. Dairesel Yamalı DMA Tasarımı……..…… 42

3.2.2.1. Dairesel Yamalı DMA'nın Üretimi ve Ölçüm Sonuçları....…… 47

3.2.3 Dörtgen Yamalı DMA Tasarımı…..…… 50

3.2.3.1. Dörtgen Yamalı DMA'nın Üretimi ve Ölçüm Sonuçları.....…… 53

3.2.4. Çift Çıkrıklı Horn Anten …….…… 57

3.3. Meme Fantomları…….…… 58

3.3.1. Meme Fantomu Tasarımı ile İlgili Ön Bilgiler…….……... 58

3.3.2. Dikdörtgen Prizma Şekilli Fantom……... 61

3.3.3. Yarım Küre Şekilli Fantom…...……... 62

4. BULGULAR VE TARTIŞMA……..... 63

4.1. Önerilen DMA'lar ile Benzer Çalışmalarda Tasarlanan Antenlerin Performans Karşılaştırması..... 63

4.2. Dikdörtgen Prizma Şekilli Fantom Kullanılarak Yapılan Ölçümler ve Frekans Domeninde Elde Edilen Bulgular….. 64

4.3. Yarım Küre Şekilli Fantom Kullanılarak Yapılan Ölçümler ve Zaman Domeninde Elde Edilen Bulgular…….. 68

4.3. Zaman Domeninde Elde Edilen Veriler Kullanılarak Oluşturulan Bir Görüntü.. 72

5. SONUÇ VE ÖNERİLER..... 75

6. KAYNAKLAR……..... 79

EKLER……... 89

ÖZGEÇMİŞ……... 95

ÖZET

MEME TÜMÖRLERİNİN ÇOK GENİŞ BANTLI RADAR TABANLI MİKRODALGA YÖNTEMİYLE TESPİTİ

DOKTORA TEZİ

Ali Recai ÇELİK

DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

2018

Kanser hastalığı, günümüzde ölüm nedenleri arasında ilk sıralarda yer almaktadır. Kanser hücreleri kontrolsüz bir şekilde bölünüp çoğalarak tümörleri oluşturur ve ortaya çıkan tümörler normal dokuları sıkıştırıp zarar verir. Ayrıca, kanser hücreleri vücudun farklı bölgelerine yayılarak, organların işlevlerini yapmalarına da engel olabilir. Erkeklerde akciğer ve prostat kanseri, kadınlarda ise meme ve rahim kanseri en çok görülen kanser türleri arasında yer almaktadır. Kanser tedavisini gerçekleştirebilmek için hastalığın hangi evrede olduğunun bilinmesi gerekir. Hastalığın evresi, tümörün boyutu ve ne kadar yayılmış olduğuyla ilgilidir. Örneğin, meme kanserinin 4 evreden oluştuğu kabul edilir. Hastalık ilerledikçe yani 4. evreye yaklaşıldıkça, tedavide başarı oranı azalmaktadır. Oysa hastalığın ilk evrelerde tespit edilmesi durumunda tedavideki başarı oranının %100'e yakın olabileceği bilimsel olarak ispatlanmıştır. Buna göre, meme kanserinin meydana getirdiği sorunların erken tanı sayesinde büyük ölçüde çözülebildiği söylenebilir. Bundan dolayıdır ki, küçük boyuttaki tümörlerin erken safhada tespit edilebilmesi konusu araştırmacıların her zaman üzerinde durduğu bir konu olmuştur.

Son yıllarda meme kanseri tespitiyle ilgili yeni medikal görüntüleme teknolojilerine ihtiyaç artmış, sistemlerin iyileştirilmesi için yapılan araştırmalar hız kazanmıştır. Görüntüleme amacıyla yapılan meme tarama yöntemlerinde dikkate alınması gereken başlıca ilkeler; kötü huylu ve küçük boyutlu kitlelerin doğru ve başarılı tespiti, yüksek çözünürlüğe sahip görüntülerin üretilmesi, maliyetin düşük olması ve konforlu bir ortamla hastaların rahat etmelerinin sağlanmasıdır.

Memenin görüntülenmesi için çeşitli yöntemler mevcuttur. Yöntemlerde kullanılan tekniklere göre görüntüleme uygulamaları değişmekle birlikte, hepsinin ortak amacı tümörün varlığını, konumunu ve boyutunu tespit eden bir görüntü elde edebilmektir. En yaygın kullanılan yöntemlerden biri olan X-Ray mamografi yöntemi, X ışınları kullanarak meme kanserinde tanılamayı sağlamaktadır. Ancak X-Ray mamografide iyonize edici ışın kullanılması ve memenin sıkıştırılması gerekliliği bu yöntemin olumsuz yanları olarak görülmektedir.

X-Ray mamografiye alternatif bir yöntem, iyonize edici ışınların kullanılmadığı manyetik rezonans görüntüleme yöntemidir. Ancak, bu yöntemde ters tanıya neden olabilecek düşük belirginlik oluşması, yöntemdeki işlemlerin konforsuz olup uzun sürmesi ve yöntemin yüksek maliyete sahip olması gibi dezavantajlar bulunmaktadır. Diğer bir yöntem olan ultrasonografi yöntemi zararsız olmakla birlikte, yoğun yağ dokulu meme yapılarında derindeki tümörü bulma konusunda pek başarılı değildir ve mamografiye göre daha az etkilidir. Bu nedenle genellikle mamografi işlemine destek olarak kullanılır.

Bahsedilen ve başlıca kullanılan bu yöntemlere ek olarak dijital tomosentez, manyetik rezonans spektroskopi, termografi, optik görüntüleme, elektriksel empedans tomografisi, diffüz optik tomografi ve mikrodalga görüntüleme gibi birçok yöntem sayılabilir. Her yöntemin olumlu ve olumsuz özellikleri bulunmaktadır.

Bu tez çalışmasında, mikrodalga teknikler kullanılarak yapılabilecek görüntüleme yöntemleri incelenmiş, bu yöntemlerden biri olan 'çok geniş bantlı radar tabanlı mikrodalga görüntüleme' yöntemi detaylı olarak anlatılmıştır. Bu yöntemin kullanıldığı ölçüm çeşitlerinden biri olan monostatik ölçüm düzeneği oluşturularak küçük boyutlu tümörlerin tespiti ve görüntülenmesi deneysel olarak incelenmiş ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Mikrodalgalarla meme kanseri tespit sistemlerinde alıcı ve verici olarak görev yapan sensörlerin yani antenlerin belirli özelliklere sahip olması gerekmektedir. Bu nedenle kullanılacak antenler özel olarak tasarlanmalıdır. Öncelikle, tasarımı yapılacak olan antenin çalışma frekans aralığının, diğer bir ifadeyle bant genişliğinin olabildiğince yüksek olması arzu edilir. Çünkü saçılan alanı daha çok frekansta örneklemek, görüntüleme sistemlerinde toplanan veriyi arttırmanın en makul yoludur. Anten tasarımındaki ikinci önemli husus ise antenin 'arka hüzme–ön hüzme' güç seviyesi oranının düşük, ışıma hüzmesinin 3 dB genişliğinin 'yani yarım güç hüzme genişliğinin' dar olması gerekliliğidir. Bu özelliklere sahip olan bir antenin yüksek bir sinyal–gürültü oranına, diğer bir ifadeyle yüksek bir kazanca sahip olacağı söylenir. Verimli çalışan bir antenin yönlülüğü de aynen kazanç gibi yüksek seviyelerde olacaktır. Yönlülüğün yüksek olmasına ek olarak kararlı olması yani ışıma hüzmelerindeki ana lobların tüm çalışma frekans aralığı boyunca birbirine yakın yönlere odaklanmış olmaları da istenir. Son olarak, kullanılacak antenlerin boyutları olabildiğince küçük olarak tasarlanmalıdır. Bu sıkı tasarım sayesinde, antenlerin sistemlerde kolay bir şekilde kullanılmaları ve saçılan alanı örnekleme oranının mümkün olduğunca yüksek olması hedeflenmektedir.

Özet olarak, meme kanserinin mikrodalga görüntüleme sistemiyle tespitinde kullanılacak antenlerin çok geniş frekans bandına, yüksek ve kararlı yönlülüğe, yüksek kazanç ve verimliliğe ve küçük boyutlu bir tasarıma sahip olmaları arzu edilir.

Bu tez çalışmasında, çeşitli modifikasyon teknikleri ve benzetim programında yer alan optimizasyon yöntemleri kullanılarak yukarıda bahsedilen tüm özelliklere sahip dörtgen yamalı ve dairesel yamalı iki farklı düzlemsel monopol anten tasarımı yapıldı. Benzetim sonuçlarına göre başarılı olduğu görülen antenlerin üretimleri gerçekleştirildi. Üretilen antenlere ait parametreler ölçülerek test edildi. Benzetim sonuçlarıyla pratik ölçüm sonuçlarının birbirleriyle uyumlu oldukları gözlemlendi. Bu bağlamda, tez çalışmasının ilk katkısı literatüre yeni antenler kazandırmak şeklinde olmuştur.

Çalışmanın ikinci aşamasında ise, gerçek meme yapısıyla benzer elektriksel özelliklere sahip farklı şekillerdeki fantomlar oluşturuldu. Üretilen iki antenin daha iyi performansa sahip olanı kullanılarak, fantomlara yerleştirilen küçük boyuttaki tümörlerin tespitine yönelik iki farklı ölçüm yapıldı. Ölçümlerdeki amaçlardan biri, tasarlanan antenin çok geniş bantlı radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sisteminde kullanıldığında nasıl bir performans göstereceğini incelemekti. Önerilen antenin benzer çalışmalara kıyasla daha iyi bir çalışma performansı göstermesi hedeflendi. Ayrıca zaman domeninde ölçümler yapılarak, tümörlü ve tümörsüz durumlarda meme fantomundan yansıyan sinyallerin zamana göre değişimlerinin gözlemlenmesi ve elde edilen veriler kullanılarak bir görüntü oluşturulması da diğer bir amaçtı.

Bahsedilen amaçlar gerçekleştirildi, tasarlanan dairesel yamalı düzlemsel monopol antenin çok geniş bantlı radar tabanlı mikrodalga görüntüleme için uygun olduğu görüldü. Meme fantomlarının içine gömülmüş olan 6 mm boyutundaki tümör benzeri nesnenin varlığı frekans ve zaman domenindeki sonuçlar incelenerek tespit edildi, nesnenin konumu ve boyutu hakkında çıkarımlar yapıldı. Daha sonra, elde edilen veriler renklendirilerek bir görüntü oluşturuldu, nesnenin konum ve boyut değerleri tespit edildi. Bu boyuttaki bir tümörün mikrodalgalarla tespiti, mevcut yöntemlerle birlikte kanserin erken safhada teşhis edilmesi için kullanılacak ve tedavideki başarı oranının yükselmesini sağlayacaktır. Bu önemli başarının, tez çalışmasının ikinci katkısı olacağı ve devam eden araştırmalara fayda sağlayacağı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Meme Kanseri, Mikrodalga Ölçümler, Çok Geniş Bantlı Sistem, Radar Tabanlı Sistem, Düzlemsel Monopol Anten.

ABSTRACT

DETECTION OF THE BREAST TUMORS BY ULTRA-WIDEBAND RADAR BASED MICROWAVE METHOD

PhD THESIS

Ali Recai ÇELİK

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

2018

Cancer disease is among the first causes of death today. Cancer cells divide and multiply by uncontrolled and form tumor-named tissues. The resulting tumors squeeze and damage normal tissues. In addition, cancer cells can spread to different parts of the body, preventing them from functioning.

Lung and prostate cancer in males and breast and uterine cancer in females are among the most common types of cancer. In order to be able to perform cancer treatment, it must be known at what stage the disease is. It is about the stage of the disease, the size of the tumor and how far it has spread.

For example, breast cancer is considered to consist of 4 cases. As the disease progresses, that is, as the fourth stage is approached, the success rate of treatment decreases.

However, it has been scientifically proven that the success rate in treatment can be close to 100% if the disease is detected in the first stage. Accordingly, it can be said that the problems caused by breast cancer can be solved to a great extent by early diagnosis.

Therefore, the early detection of small-sized tumors has always been a topic for researchers. In recent years, the need for new medical imaging technologies for breast cancer detection has increased. The researches for the improvement of the systems have been accelerated.

The main conditions to be considered in breast screening methods for imaging purposes are;

The accurate and successful detection of malignant and small-sized tumors, producing high resolution images, low cost and providing a comfortable environment for illness.

Various methods are available for imaging the breast. According to the techniques used in the methods, imaging applications vary, but obtaining an image that determines the existence, location and size of the tumor is common aim tumor of all of them. X-ray mammography, one of the most commonly used methods, allows the diagnosis of breast cancer using X-rays. However, the use of ionizing radiation in x-ray mammography and the necessity of compressing the breast are seen as negative aspects of this method.

An alternative method of X-ray mammography is magnetic resonance imaging, in which ionizing radiation is not used. However, there are disadvantages in this method, such as the occurrence of low significance which may lead to adverse diagnosis, discomfort of the procedure, long duration and high cost of the method.

Another method, ultrasonography, which is harmless, is unsuccessful in finding intramuscular tumors in dense fat breast tissue. It is less effective than the mammography method. For this reason, it is usually used as a support to the mammography process.

In addition to the mentioned methods, which are mainly used, there are many methods such as digital tomosynthesis, magnetic resonance spectroscopy, thermography, optical imaging, electrical impedance tomography, diffuse optical tomography and microwave imaging. Each methods has positive and negative specialities.

In this thesis study, imaging methods that can be done using microwave techniques have been investigated. One of these methods, ‘ultrawideband radar based microwave imaging', has been described in detail. The method of monostatic measurement, which is one of the measurement types used in this method, has been investigated experimentally and successful results have been obtained.

Sensors acting as receiver and transmitter in microwave based breast cancer detection systems, ie antennas, must have certain characteristics. For this reason, these antennas to be used should be specially designed.

First of all, it is desirable that the working frequency range, in other words the bandwidth of the antenna, should be as high as possible. Because, sampling the scattered area more freely is the most reasonable way to increase the data collected in the imaging systems.

The second important aspect of the antenna design is that the ratio of the power level of the back-to-front lobe of the antenna is low. The 3 dB width of the radiation beam, that is, the half power beam width, must be narrow.

It can be said that an antenna having these characteristics will have a high signal-to-noise ratio, in other words a high gain.

The directivity of an efficient antenna will be at the same high levels as gain. In addition to being highly directional, it is also desirable that they are stable, that the main lobes in the radiation should be focused on directions that are close to each other throughout the entire operating frequency range.

Finally, the dimensions of the antennas to be used should be designed as small as possible. Thanks to this compact design, it is aimed that the antennas should be used easily in the systems and the sampling rate of the scattered area should be as high as possible.

In summary, it is desirable that the antennas to be used in the detection of breast cancer by microwave imaging system should have a high gain and efficiency in a wide frequency band, high and stability, and a compact design.

In this thesis study, two different planar monopole antenna designs with rectangular patches and circular patches with all the above mentioned features were made by using various modification techniques and optimization methods included in the simulation program.

According to the simulation results which are seen as successful, the fabrication of the antennas have been realized. The parameters of the produced antennas were measured and tested. Simulation results and practical measurement results were observed to be compatible with each other. In this context, the first contribution of the thesis work was to add new antennas to the literature.

One of the purposes of the measurements was to see how the designed antenna would perform when used in a ultrawideband radar-based microwave imaging system. The proposed antenna was aimed to show better performance compared to similar works. Also measurements were aimed making in time domain. The time-dependent changes of the signals reflected from the breast phantom were aimed to observe in tumorous and non-tumorous situations. Another purpose is to create an image using the obtained data.

The mentioned aims have been accomplished, it was found that the designed circular patch antenna with planar monopole is suitable for ultrawideband radar based microwave imaging. The presence of the 6 mm sized tumor-mimicking object embedded in the breast phantoms was determined by examining the results in the frequency and time domain. Then, conclusions were made about the position and size of the object. Also, the obtained data was colored to form an image. The position and dimension values of the object were determined with high accuracy rates.

Detection of a tumor at this size will ensure that the cancer is diagnosed at an early stage and that the rate of success in treatment is increased. This important achievement is thought to be the second contribution of the thesis work and will benefit from ongoing research.

Keywords: Breast Cancer, Microwave Measurements, Ultra-Wideband System, Radar Based System, Planar Monopole Antenna.

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge No		Sayfa
Çizelge 1.1.	Evrelere göre meme kanseri tedavisinde başarı oranları	3
Çizelge 2.1.	Sağlıklı yağ dokusunun 6 ve 7 GHz frekanslardaki elektriksel özellikleri	25
Çizelge 2.2.	Deri dokusunun 6 ve 7 GHz frekanslardaki elektriksel özellikleri	26
Çizelge 2.3.	Tümör dokusunun 6 ve 7 GHz frekanslardaki elektriksel özellikleri	26
Çizelge 3.1.	Önerilen dairesel yamalı DMA'nın tasarım parametreleri ve boyutları	46
Çizelge 3.2.	Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın tasarım parametreleri ve boyutları	53
Çizelge 3.3.	Meme yapısında yer alan dokuların Debye model parametreleri	58
Çizelge 3.4.	7 GHz frekans için meme yapısında yer alan dokuların ve meme fantomu için kullanılan maddelerin elektriksel özellikleri	61
Çizelge 4.1.	Önerilen DMA'lar ile benzer çalışmalarda tasarlanan antenlerin performans karşılaştırması	63
Çizelge 4.2.	Tez çalışmasında yapılan ölçüm ile benzer çalışmalarda yapılan ölçümlerin performans karşılaştırması	77

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.1.	ABD için tahmin edilen 2018 yılı kanser teşhis sayıları	2
Şekil 1.2.	2014 yılı Türkiye kanser istatistikleri	2
Şekil 1.3.	Bir elektromanyetik dalganın farklı ortama geçişi	7
Şekil 1.4.	Mikrodalga görüntüleme yöntemleri	8
Şekil 1.5.	Yer altı radar modellemesinin çalışma prensibi	12
Şekil 1.6.	Monostatik ölçüm düzeneği	12
Şekil 1.7.	Monostatik teknikle yapılan bir ölçüm	13
Şekil 1.8.	Bistatik ölçüm düzeneği	13
Şekil 1.9.	Multistatik ölçüm düzeneği	14
Şekil 1.10.	Multistatik teknikle ölçüm yapılmaya hazır bir anten dizisi	14
Şekil 1.11.	Multisatik ölçüm sistemine ait temsili bir görüntü	15
Şekil 1.12.	Bant genişliğinin grafiksel gösterimi	18
Şekil 1.13.	Yönlü ışıma örüntüleri	19
Şekil 2.1.	Bristol Üniversitesi'nde yapılan çalışmadan örnek bir görüntü	27
Şekil 2.2.	Queensland Üniversitesi'nde oluşturulan ölçüm düzeneğine ait şema	28
Şekil 2.3.	Tümörü temsil eden su dolu bir çubuk ve sağlıklı memeyi temsil eden bitkisel yağdan oluşan silindir şekilli kap	29
Şekil 2.4.	Tümörü temsil eden un ve su karışımı maddeden ve sağlıklı memeyi temsil eden bitkisel yağdan oluşan dikdörtgen şekilli kap	29
Şekil 2.5.	Vivaldi antenlerle tümör tespiti için yapılan bazı ölçümler	33
Şekil 2.6.	Parabol şekilli toprak yüzeyli ve dairesel yamalı DMA	30
Şekil 3.1.	Mikroşerit yama antenin yapısı	37
Şekil 3.2.	Mikroşerit hat beslemeli bir MYA ve ışıma oluşumu	37
Şekil 3.3.	DMA çeşitleri	38
Şekil 3.4.	Dairesel yamalı DMA	39
Şekil 3.5.	Önerilen dairesel yamalı DMA'nın tasarım ve gelişim süreci	44

Şekil 3.6. Önerilen dairesel yamalı DMA'nın gelişimi boyunca benzetim ortamında elde edilen geri dönüş kayıpları 44

Şekil 3.7. Önerilen DMA'nın gelişimi boyunca benzetim ortamında 8 GHz frekansı için elde edilen ışıma örüntüleri 45

Şekil 3.8. Önerilen dairesel yamalı DMA'nın görünümü ve tasarım değerleri 46

Şekil 3.9. Üretimi yapılan dairesel yamalı DMA'nın görüntüsü 47

Şekil 3.10. Önerilen dairesel yamalı DMA'ya ait frekans-saçılma parametreleri grafiği 48

Şekil 3.11. Önerilen dairesel yamalı DMA'ya ait farklı frekanslardaki ışıma örüntüleri 48

Şekil 3.12. Önerilen DMA'ya ait yönlülük ve kazanç değerlerinin frekansa göre değişim grafiği 49

Şekil 3.13. Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın tasarım ve gelişim süreci 51

Şekil 3.14. Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın gelişimi boyunca benzetim ortamında elde edilen geri dönüş kayıpları 52

Şekil 3.15. Önerilen DMA'nın gelişimi boyunca benzetim ortamında 6 GHz frekansı için elde edilen ışıma örüntüleri 52

Şekil 3.16. Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın görünümü ve tasarım değerleri 53

Şekil 3.17. Üretimi yapılan dörtgen yamalı DMA'nın görüntüsü 54

Şekil 3.18. Önerilen dörtgen yamalı DMA'ya ait frekans-saçılma parametreleri grafiği 54

Şekil 3.19. Önerilen dörtgen yamalı DMA'ya ait farklı frekanslardaki ışıma örüntüleri 55

Şekil 3.20. Önerilen DMA'ya ait yönlülük ve kazanç değerlerinin frekansa göre değişim grafiği 56

Şekil 3.21. Amitec DRH20 çift çıkrıklı horn anten 57

Şekil 3.22. Yağ, deri ve tümörün frekansa göre değişen dielektrik sabiti değerleri 59

Şekil 3.23. Yağ, deri ve tümörün frekansa göre değişen iletkenlik sabiti değerleri 59

Şekil 3.24. Kanola yağıyla oluşturulmuş ve merkezinde tümör benzeri nesne bulunan meme fantomu 61

Şekil 3.25. Katı balmumu, ısıtıcı tablalı karıştırıcı ve laboratuvar araç gereçleri 62

Şekil 3.26. Yarım küre şekilli fantom oluşumu 62

Şekil 4.1. Dikdörtgen prizma şekilli meme fantomu üzerinde yapılan ölçümün temsili görünümü 64

Şekil 4.2. Dikdörtgen prizma şekilli meme fantomu üzerinde yapılan ölçüme ait örnek bir görüntü 65

Şekil 4.3. Merkezde tümörün olduğu ve olmadığı durumlar için S_{11} sonuçları 65

Şekil 4.4. Tümör merkezdeyken antenin farklı pozisyonlardan elde ettiği S_{11} sonuçları 66

Şekil 4.5. Tümör benzeri nesnenin 45 mm derinliğine yerleştirildiği dikdörtgen prizma şekilli fantomun temsili görünümü 66

Şekil 4.6. 45 mm derinde tümörün olduğu ve olmadığı durumlarda DMA'nın elde ettiği S_{11} sonuçları 67

Şekil 4.7. 45 mm derinde tümörün olduğu ve olmadığı durumlarda çift çıkrıklı horn antenin elde ettiği S_{11} sonuçları 67

Şekil 4.8. 45 mm derinde tümörün olduğu durum için DMA ve çift çıkrıklı horn antenin elde ettiği S_{11} sonuçları 68

Şekil 4.9. Yarım küre şekilli meme fantomu üzerinde yapılan ölçümün temsili görünümü 69

Şekil 4.10. Yarım küre şekilli meme fantomu üzerinde yansımasız odada yapılan ölçüme ait örnek görüntüler 69

Şekil 4.11. Antenden yayılan Gauss darbe sinyali 70

Şekil 4.12. Tümörlü ve tümörsüz durumlar için fantomdan yansıyıp anten tarafından alınan sinyal 70

Şekil 4.13. Antenin tümöre yakın olduğu durum ve tümörsüz durum için fantomdan yansıyıp anten tarafından alınan sinyal 71

Şekil 4.14. Antenin tümöre uzak olduğu durum ve tümörsüz durum için fantomdan yansıyıp anten tarafından alınan sinyal 71

Şekil 4.15. Tümörlü ve tümörsüz meme fantomlarından yansıyan verilerin işlenmesiyle oluşturulan ve tümörün boyut ve konum bilgisinin görüldüğü örnek bir görüntü 73

EK LİSTESİ

Ek No		Sayfa
Ek 1	: VNA cihazı ile ilgili temel bilgiler	89
Ek 2	: HFSS programı ve optimizasyon ile ilgili bilgiler	91
Ek 3	: Baskı devre makinesi ile ilgili bilgiler	94

KISALTMA VE SİMGELER

WHO	: Dünya Sağlık Örgütü
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ACS	: Amerikan Kanser Topluluğu
KDB	: Kanser Dairesi Başkanlığı
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
ÇGB	: Çok Geniş Bantlı
VNA	: Vektör Network Analizör
DDO	: Duran Dalga Oranı
BG	: Bant Genişliği
YGHG	: Yarı Güç Hüzme Genişliği
MYA	: Mikroşerit Yama Anten
DMA	: Düzlemsel Monopol Anten
HFSS	: High Frequency Structure Simulator
Γ	: Yansıma katsayısı
dB	: Desibel
GHz	: Gigahertz
D	: Yönlülük
G	: Kazanç
e	: Verimlilik
ε_r	: Dielektrik sabiti
σ	: İletkenlik sabiti
f_c	: Merkez frekansı
Δr	: Menzil çözünürlüğü
δd	: Derinlik çözünürlüğü

1. GİRİŞ

İnsan vücudunun temel yapıtaşı hücredir ve tüm organlar bu hücrelerden meydana gelmektedir. Kas ve sinir hücreleri dışındaki diğer sağlıklı vücut hücrelerinde, ölen hücrelerin yenilenmesi ve yaralanan dokuların onarılması amacıyla bölünebilme yeteneği bulunmaktadır. Sağlıklı hücreler belirli bir sistem dahilinde ve gerektiği kadar bölünürler. Kanser hücreleri ise bilinçsiz ve kontrolsüz bir şekilde bölünerek çoğalırlar. Kanser hücreleri birikerek tümörleri oluştururlar ve oluşan tümörler normal dokuları sıkıştırıp, tahrip edebilirler. Dolaşım yoluyla vücudun diğer bölgelerine de yayılıp zarar verebilirler. Bu nedenle, kanser hastalığı ülkemizde ve tüm dünyada en önemli sağlık sorunlarından biri olarak kabul edilir. Milyonlarca kişinin hayatını kaybetmesine neden olan bu hastalıkla ilgili Birleşmiş Milletler Dünya Sağlık Örgütü'nün 2017 yılında yayımladığı rapora göre; dünyada her yıl 14 milyondan fazla insana kanser teşhisi konulmakta ve bu sayının 2030 yılına kadar 21 milyona çıkması öngörülmektedir. Örgütün istatistiklerine göre, dünyada kanser nedeniyle hayatını kaybedenlerin sayısı 2000 yılına göre yüzde 27,5 artış göstererek 8.8 milyona yükselmiş durumdadır. Kanser kaynaklı ölümlerin ana nedeninin, teşhiste yaşanan gecikme olarak belirlenmiş olması da aynı raporda verilen önemli diğer bir bilgidir (WHO 2017).

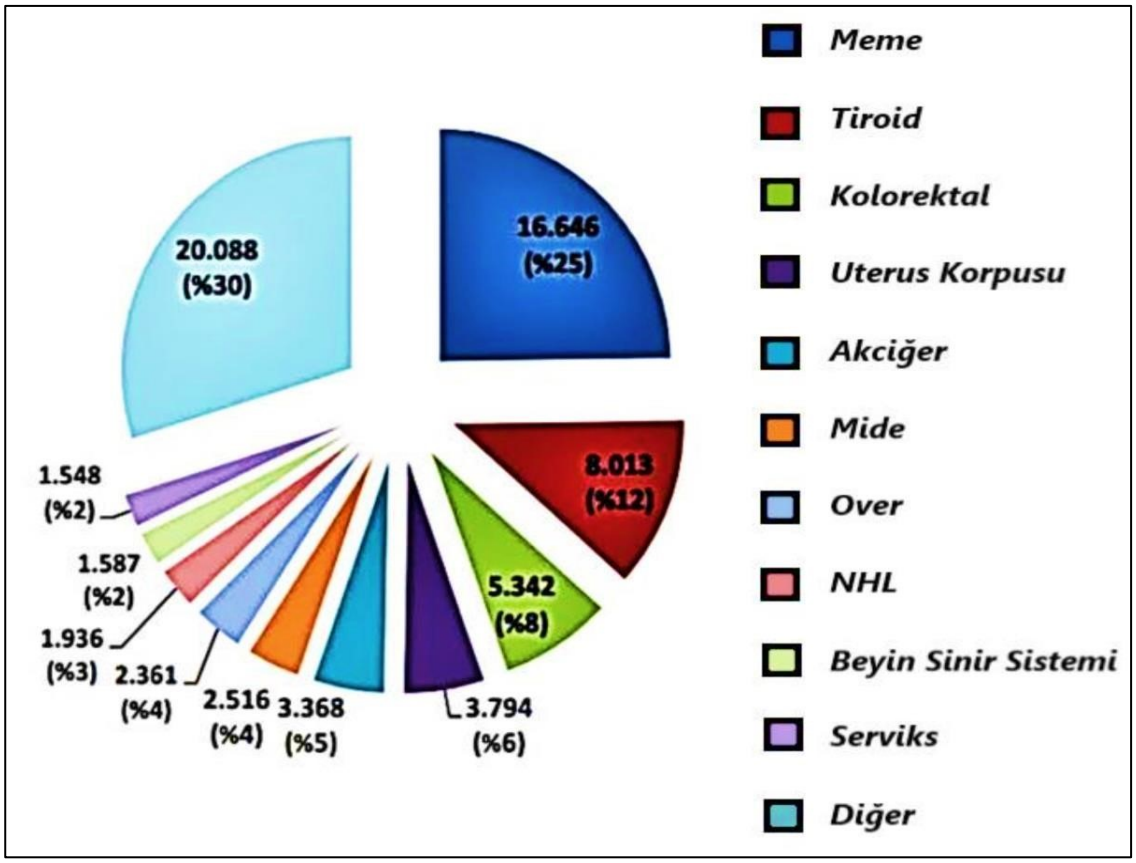
Amerikan Kanser Topluluğu, dünya üzerinde kanser kayıtçılığı yapan ve öngörülerini yayımlayan önemli bir kuruluştur. Bu topluluk, Amerika Birleşik Devletleri (ABD)'de 2018 yılında en sık görülmesi beklenen 10 kanser türü tahminini erkekler ve kadınlar için ilan etmiştir. Tahmini yeni kanser teşhis sayıları Şekil 1.1'de verilmiştir. Buna göre; erkeklerde prostat kanseri, kadınlarda ise meme kanseri ilk sırada yer almaktadır. Hastalığın erken safhada teşhis edilmesinin tedavideki başarı oranını belirgin şekilde yükselttiği, bu topluluk tarafından yayımlanan raporda da vurgulanmıştır (ACS 2018).

Ülkemizde ise kanser istatistiklerinin incelenmesi, 'Kanser Kayıtçılığı Programı' adı altında Halk Sağlığı Genel Müdürlüğü Kanser Dairesi Başkanlığı (KDB) tarafından yürütülmektedir. Başkanlık tarafından geniş çaplı bir araştırma sonucunda ilan edilen en son resmi veriler 2014 yılına aittir. Şekil 1.2'de verilmiş olan 2014 yılı Türkiye Kanser İstatistiklerine göre, ülkemizde görülen en yüksek kanser türü de yine meme kanseri olmuştur. KDB, kanserden korunmak için düzenli aralıklarla sağlık kontrollerinin yapılmasını teşvik etmektedir (KDB 2014).

Tahmini Yeni Kanser Teşhis Sayıları

Erkekler			Kadınlar		
Kanser Türü	Sayısı	Oranı	Kanser Türü	Sayısı	Oranı
Prostat	164.690	%19	Meme	266.120	%30
Akciğer	121.680	%14	Akciğer	112.350	%13
Kolon & Rektum	75.610	%9	Kolon & Rektum	64.640	%7
Mesane	62.380	%7	Rahim	63.230	%7
Cilt	55.150	%6	Tiroid	40.900	%5
Böbrek	42.680	%5	Cilt	36.120	%4
Lenfoma	41.730	%5	Lenfoma	32.950	%4
Baş & Boyun	37.160	%4	Pankreas	26.240	%3
Lösemi	35.030	%4	Lösemi	25.270	%3
Karaciğer & Safra	30.610	%4	Böbrek	22.660	%3
Diğer	199.000	%23	Diğer	183.550	%21

Şekil 1.1. ABD için tahmin edilen 2018 yılı kanser teşhis sayıları (ACS 2018)



Şekil 1.2. 2014 yılı Türkiye kanser istatistikleri (KDB 2014)

Bu tez çalışmasında, tüm dünyada ve ülkemizde kadınlarda en sık görülen ve erken evrede teşhis edilmesi durumunda tedaviye olumlu cevap verme oranı çok yüksek olan meme kanserinin mikrodalga tekniklerle tespit edilmesi incelenecektir. Meme kanseri tedavisini başarıyla sürdürmek için hastalığın hangi evrede olduğunun bilinmesi gerekir. Evreleme; kanserin nerede yerleştiği, hangi boyutlarda olduğu, vücutta yayılıp yayılmadığı gibi durumların tanımlanmasıdır. Meme kanseri evrelendirme sistemi 0 ile IV arasında bir rakamla belirtilir. Evrelere göre tedavide başarı oranı Çizelge 1.1'de verilmiştir.

Çizelge 1.1. Evrelere göre meme kanseri tedavisinde başarı oranları (Karpat 2009)

Evreler	Tümör Boyutu	Yayılma Durumu	Tedavide Başarı Oranları
Evre 0	< 20 mm	Yayılmamış	%100
Evre I	< 20 mm	Yayılmamış	%98
Evre II	20 – 50 mm	Yayılmamış	%88
Evre III A	> 50 mm	Yayılmış	%56
Evre III B	> 50 mm	Yayılmış	%49
Evre IV	> 50 mm	Yayılmış	%16

ACS verilerine göre tümör boyutunun 20 mm'den küçük olduğu Evre 0 ve Evre I safhalarında hastalığın tespit edilmesi durumunda, kurtulma oranları sırasıyla %100 ve %98 gibi yüksek miktarlardadır (ACS 2018). Evre II'de tümör 20 mm'den büyük boyutta ancak başka bölgelere yayılmamış durumdadır. Hastalığın bu evrede tespit edilmesi durumunda ise, kurtulma oranı %88 olarak belirlenmiştir. İlerleyen evrelerde, tümör boyutunun artması ve tümörün yayılarak diğer organlara zarar vermesi nedeniyle tedavide başarı oranları azalmaktadır. Bu sebeple, çalışmamızda 20 mm'den küçük boyutlu ve konum olarak meme fantomunun yüzeyinden 30 mm veya daha uzakta yer alan tümörlerin mikrodalga teknikler kullanılarak tespit edilmesi hedeflenmiştir. Yapılan iki farklı deneyden birinde dikdörtgen prizma şekilli fantom kullanılmış ve 45 mm derindeki tümör benzeri nesne başarıyla tespit edilmiştir. Diğer bir deneyde ise, yarım küre şekilli fantom kullanılmış ve 30 mm derindeki nesne farklı pozisyonlarda başarıyla tespit edilmiştir. Kullanılan nesne silindir şekilli olup, 3 mm yarıçapa ve 4 mm yüksekliğe sahiptir. Boyut, nesnenin sahip olduğu en yüksek uzunluktur. Dolayısıyla, kullanılan nesne 6 mm boyutundadır.

1.1. Meme Kanseri Tespitinde Kullanılan Başlıca Yöntemler

Meme kanserinin tespit edilmesi için X-Ray mamografi, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), dijital tomosentez ve ultrasonografi gibi çeşitli yöntemler mevcuttur (Patlak ve ark. 2001). Her yöntemin bazı avantajları olduğu gibi, istenmeyen ve olumsuz yanları da bulunmaktadır. Olumsuzlukların giderilmesi ve yöntemlerin iyileştirilmesi amacıyla yeni görüntüleme teknolojilerine ihtiyaç sürekli artmakta, çeşitli medikal görüntüleme yöntemlerinin araştırılıp geliştirilmesi araştırmacılar için aktif bir çalışma alanı olmaya devam etmektedir.

Bu bölümde meme kanseri görüntülemede kullanılan başlıca yöntemler anlatılacak, sonraki bölümde ise mikrodalga temelli yöntemler incelenecektir.

1.1.1. X-Ray Mamografi

Meme kanseri tümörlerini görüntülemede kullanılan en yaygın yöntem, X ışınlarını kullanarak hastalığı tanılamayı sağlayan X-Ray mamografi yöntemidir. Bu yöntemin yaygın kullanımına ve hastalık teşhisindeki büyük önemine karşın, zararlarının ve dezavantajlarının olduğu da bilimsel olarak ortaya konulmuştur. Detaylı olarak açıklamak gerekirse, X ışınları 0.125–125 keV enerji aralığında ve dalga boyu 10 ile 0.01 nanometre, yani frekansı 30 ile 30.000 PHz aralığında değişen elektromanyetik dalgalardır (Bearden 1967). Bu dalgalar, iyonize edici radyasyon sınıfına dahildir, uygulanacak kişi açısından risk taşırlar ve vücut için zararlı olabilirler. Dolayısıyla yöntemin en büyük dezavantajlarından biri iyonize edici ışınların kullanılmasıdır.

Özellikle yoğun meme yapısına sahip genç hastalarda, sağlıklı bir dokunun kanserliymiş gibi görülmesi (yalancı pozitif) ve kanserli bir dokunun sağlıklıymış gibi görülmesi (yalancı negatif) hataları X-Ray mamografide azımsanmayacak oranlardadır. Dolayısıyla, bu yöntem kullanılarak elde edilen görüntüler radyologlar tarafından değişik şekillerde yorumlanabilmektedir. Bu durum X-Ray mamografinin diğer bir dezavantajı olarak görülür (Abbak 2015). Ayrıca bu yöntemde iyi bir görüntülemenin yapılabilmesi için memenin sıkıştırılması gerekliliği vardır. Hasta için rahatsız edici olan ve konforsuzluk oluşturan bu durum, yöntemin başka bir olumsuz yanıdır. Bahsedilen çeşitli dezavantajlar ve kusurlar, alternatif yöntemlerin geliştirilmesi için motive edici olmuştur. Günümüzde araştırmacılar tarafından meme kanserinin erken teşhisi için X-Ray mamografiden farklı görüntüleme yöntemleri aranmakta ve bulunan yeni yöntemlerin geliştirilmesi için çalışmalar devam etmektedir.

1.1.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

X-Ray mamografiye alternatif olarak önerilmiş olan yöntemlerden biri MRG'dir. Kesitsel bir radyolojik inceleme yöntemi olan MRG'de iyonize edici radyasyon kullanılmaz. Görüntüler, çok güçlü bir mıknatıs ve radyo dalgalarının kullanımıyla elde edilir. Bu yönüyle X-Ray mamografiye üstünlük göstermektedir (Kuhl ve ark. 2005). Yoğun meme dokusu nedeniyle X-Ray mamografi tarafından tespit edilmesi zor olan tümörler MRG ile görüntülenebilir. İnsan vücudunun büyük bir bölümü yağ ve sudan meydana gelmektedir. Bu oluşumlarda ağırlıklı olarak hidrojen atomları yer almaktadır. MRG; su ve yağın, dolayısıyla da hidrojen atomlarının güçlü bir manyetik alan içerisinde dalgalarla uyarılıp titreştirilmesi ve rezonansa uğratılmasıyla elde edilen sinyallerin görüntüye dönüştürülme yöntemidir. MRG, doku kontrast çözünürlüğü en yüksek olan radyolojik görüntüleme yöntemlerinden biridir (Yeşildağ ve Oyar 2003).

Bahsedilen olumlu özelliklerine rağmen yüksek risk durumları dışında meme kanseri tespitinde MRG pek tercih edilmemektedir. Çünkü bu yöntemde hastayı etkileyecek birçok dezavantaj da bulunmaktadır. Örneğin; kalp pili, nörostimülatör, infüzyon pompası, metal protez gibi aygıtlar manyetik alandan etkilenerek işlev göremez hale geleceği için, bu cihazları taşıyan hastalar MRG yönteminden faydalanamazlar. MRG'nin temel prensibine göre, sinyaller proton yoğunluğuna bağlı olarak değişim gösterirler. Bu nedenle bazı dokulardan yeterli sinyal alınamaz ve ters tanıya neden olabilecek düşük belirginlik oluşur. Bu durum MRG'nin diğer bir dezavantajıdır (Dündar 2017). Diğer bir olumsuzluk ise, işlemlerin uzun sürerek hastada bir huzursuzluk oluşturmasıdır. Ayrıca, MRG'nin yüksek bir maliyete sahip olması, daha ucuz maliyetli yöntemlere olan ihtiyacın devam etmesine neden olmaktadır.

1.1.3. Dijital Tomosentez

Bu yöntemde değişik açılarla çok sayıda görüntü alınmakta ve meme dokusunun görüntüleri milimetrelik kesitler şeklinde 3 boyutlu olarak bilgisayar yardımıyla elde edilmektedir. Kesitsel düzlemde inceleme yapma olanağı sayesinde, dokuların üst üste gelerek oluşturduğu yalancı pozitif ve negatif görüntülerden kaynaklanan olumsuz sonuçların sayısı oldukça azaltılmıştır (Vedathanm ve ark. 2015). Büyük algılayıcıların kullanımı ve pozisyon ayarlamanın zorluğu, uzun uygulama zaman aralığı, görüntüde bazı yalancı noktaların oluşumu, X-Ray mamografi kadar olmasa da iyonize edici sinyallerin kullanımı gibi özellikleri dijital tomosentezin kusurları olarak görülmektedir.

1.1.4. Ultrasonografi

Ultrasonografi veya kısaca ultrason; meme dokusu yoğun kişilerde, 30 yaş altı veya gebe hastalarda tercih edilen temel görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemde görüntüler, alıcı ve verici özelliği bulunan transdüserin göğüs derisine dokundurulması ve göğüs yüzeyine gönderilen yüksek ses dalgalarının (5-15 MHz) yansımasıyla elde edilir. Dalga boyu 10-300 mikron arasında değişen ultrason dalgalar, meme kanserinin tespiti için yeterli çözünürlük sağlamaktadır. Ultrason görüntüleme tekniği iyonize edici radyasyon içermediğinden dolayı, hasta için herhangi bir yan etkisi bulunmamaktadır (HQO 2016). Ayrıca X-Ray mamografi yönteminde olduğu gibi çekim sırasında memenin bastırılması ve sıkıştırılması gibi durumlar yoktur. Herhangi bir ağrı duyulmadığı için istenilen sıklıkta tekrar edilebilir. Diğer yöntemlere kıyasla kolay uygulanabilir ve ucuz maliyetli olması yöntemin avantajları arasındadır.

Ultrasonda iyi görüntü elde edilebilmesi ve görüntülerin doğru yorumlanabilmesi için hem cihazın çok duyarlı olması hem de uygulayan hekimin deneyimli olması gerekir. İncelemeyi yapan kişiye bağımlı bir yöntem olması ve meme dokusu içindeki elle hissedilmeyen küçük kalsiyum birikimlerini (mikrokalsifikasyonlar) güvenilir bir şekilde göstermemesi, bu yöntemin meme kanseri görüntülemede tek başına kullanılmasına engel olmaktadır (Machado ve ark. 2012). Bu nedenle genellikle mamografiye yardımcı bir yöntem olarak tümörlerin içi su dolu fibrokistik yapılar mı yoksa katı tümörler mi olduğunun ayırt edilmesinde kullanılır.

X-Ray mamografi kullanılarak şüpheli bir kitle veya yoğunluk artışının gözlemlenmesi halinde radyolog tarafından meme ultrasonu çekilmesi uygun görülebilir. Meme ultrasonografisi; gelişmiş ultrasonografi cihazlarında meme için özel olarak üretilmiş elemanlarla yapılmalı ve konuyla ilgili radyoloji uzmanlarınca dikkatli bir şekilde incelenmelidir.

1.1.5. Diğer Bazı Görüntüleme Yöntemleri

Bahsedilen başlıca yöntemlerin yanı sıra; elektriksel empedans tomografisi, difüz optik tomografi, biyomanyetik görüntüleme, mikrodalga görüntüleme gibi birçok yöntem kullanılmaktadır. Her yöntemin üstün ve eksik yanları bulunmaktadır.

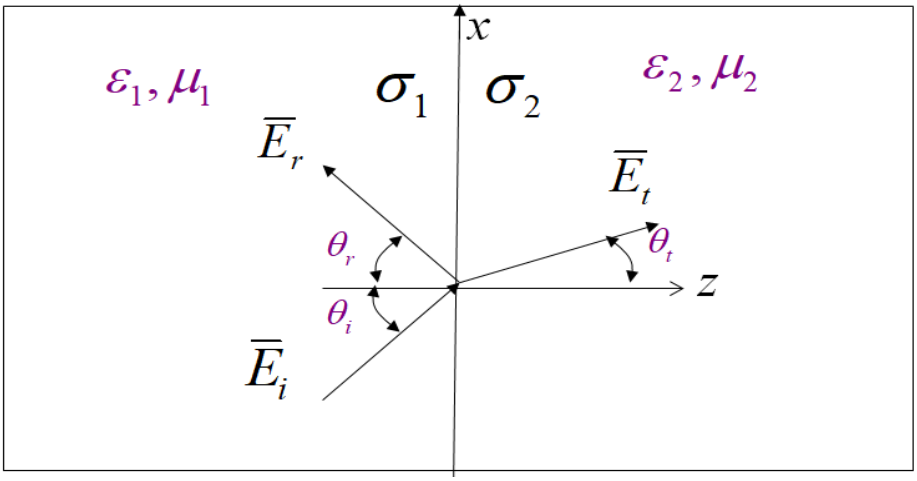
Bu tez çalışmasında, birçok üstün özelliğe sahip olan ve son yıllarda üzerinde çok sayıda çalışma yapılan mikrodalga temelli yöntemler detaylı olarak incelenecektir.

1.2. Mikrodalga Temelli Yöntemler

Mikrodalgaların tıbbi görüntüleme sistemlerinde kullanılabilme potansiyelleri son yıllarda yoğun olarak incelenmektedir. Önceki bölümlerde bahsedilen yöntemlerin eksiklikleri özet olarak; iyonize edici zararlı ışınların kullanımı, teşhis edilememe veya yanlış teşhislerin yapılması, hastayı rahatsız edecek uzun ve ağrılı ölçümlerin yapılması ve yüksek maliyete sahip sistemlerin kullanılması şeklindeydi. Mikrodalgaların kullanıldığı meme kanseri tespit sistemlerinde ise bu olumsuzluklar bulunmaz.

Mikrodalgalar elektromanyetik spektrumda 0.3–300 GHz frekans aralığında tanımlıdırlar. Bu frekanslarda sağlıklı ve tümörlü meme dokularının bağıl geçirgenlik (dielektrik sabiti) ve iletkenlik sabiti gibi elektriksel özelliklerinde belirgin farklılıklar görülmektedir. Mikrodalga görüntüleme sisteminin temel prensibi, işte bu farklılıkların tespit edilerek görüntüye dönüştürülmesi işlemine dayanır (Fear ve ark. 2002).

Bu durumu daha detaylı açıklamak gerekirse; Şekil 1.3'de gösterildiği üzere, bir elektromanyetik dalga bir ortamdan başka bir ortama geçerken dalganın bir kısmı ikinci ortama geçerken bir kısmı ise geri yansır. Yansıyan dalganın bulunması için yansıma katsayısı (Γ) hesaplanır.



Şekil 1.3. Bir elektromanyetik dalganın farklı ortama geçişi

Γ değeri hesaplanırken, şayet dalga eğik geliyor ve dik polarizasyona sahipse Eşitlik (1.1), paralel polarizasyona sahipse Eşitlik (1.2) kullanılır. Dalga dik olarak geldiğinde, dalganın geliş ve iletim açıları sıfır olacağından dolayı Γ Eşitlik (1.3) kullanılarak hesaplanılır. μ sembolü ortamın manyetik geçirgenliğini, ε sembolü elektriksel geçirgenliğini, σ sembolü iletkenlik sabitini ve ω sembolü açısal frekansı ifade etmek üzere, Eşitlik (1.1), (1.2) ve (1.3)'de yer alan empedans (η) değerleri bulunurken Eşitlik (1.4) kullanılır (Ulaby 2006).

$$\Gamma_{\perp} = \frac{\eta_2 \cos\theta_i - \eta_1 \cos\theta_t}{\eta_2 \cos\theta_i + \eta_1 \cos\theta_t} \quad (1.1)$$

$$\Gamma_{\mathrm{P}} = \frac{\eta_2 \cos\theta_t - \eta_1 \cos\theta_i}{\eta_2 \cos\theta_t + \eta_1 \cos\theta_i} \quad (1.2)$$

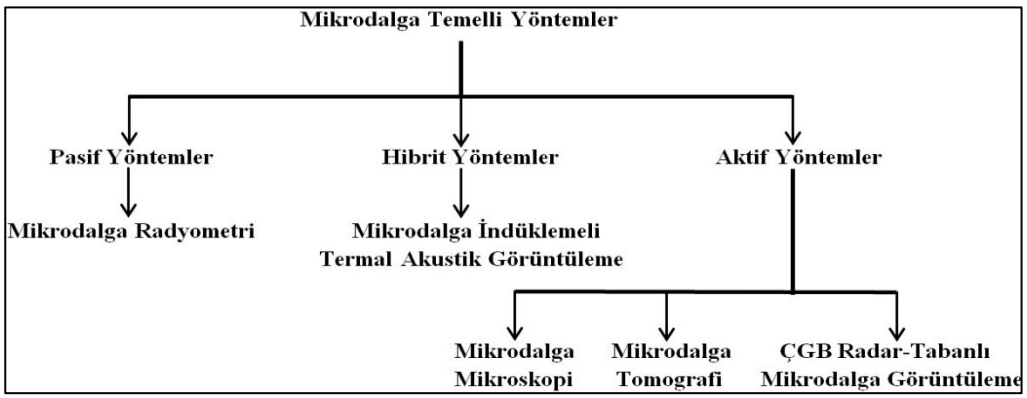
$$\Gamma = \frac{\eta_2 - \eta_1}{\eta_2 + \eta_1} \quad (1.3)$$

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon - j\frac{\sigma}{\omega}}} \quad (1.4)$$

Eşitlik 1.4'de farklı ε ve σ değerlerinin kullanılmasıyla elde edilecek olan η değerlerinin Γ ile ilgili eşitliklerde yerlerine konulmasıyla birlikte, ε veya σ'nin yansımayı artırdığı görülecektir. Mikrodalga frekanslarında meme yapısı içinde yer alan tümör dokusunun hem ε ve hem de σ değerlerinin sağlıklı dokuya kıyasla çok daha büyük değerlere sahip olmasından dolayı, tümörün varlığı yansıyan dalganın miktarı artmasına yol açar tümörün tespit edilebilmesine olanak sağlar.

Mikrodalga frekanslarda meme dokusu, beyin ve kas gibi diğer dokulara göre sinyalleri daha çok geçirebilir. Ayrıca vücutta bulunduğu konum sayesinde, mikrodalga kaynaklarla en iyi şekilde aydınlatılıp çoklu sayıda ölçüm yapılabilir. Bu özellikleri nedeniyle, mikrodalgaların görüntülemedeki başarısını test etmek için en uygun organlardan birinin meme olduğu söylenebilir (Güren 2014).

Mikrodalga görüntüleme yöntemleri pasif, karma (hibrit) ve aktif yöntemler olmak üzere üç sınıfa ayrılabilir (Xie ve ark. 2006). Şekil 1.4'de bu yöntemlerden en önemli olanları gösterilmiştir. Her yöntem hakkında özet bilgiler verildikten sonra, bu tez çalışmasında kullanılan ve aktif yöntemler kategorisinde yer alan 'Çok Geniş Bantlı (ÇGB) Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme' yöntemi detaylı olarak incelenecektir.



Şekil 1.4. Mikrodalga görüntüleme yöntemleri

1.2.1. Mikrodalga Radyometri

Meme kanseri tespitinde mikrodalgaların kullanıldığı görüntüleme yöntemlerinden biri mikrodalga radyometridir. Bu yöntemde, belirli bir sıcaklığa sahip biyolojik dokudan yayılan ışımalar pasif olarak tespit edilmektedir.

Sistemin temel prensibine göre, şüpheli meme alanı ve sağlıklı meme alanlarının termo-harita görüntüleri karşılaştırılarak meme sıcaklığı ölçülür. Bu işlemler için radyometrik teknikler ve mikrodalga frekanslar kullanılır (Mouty ve ark. 2000).

Bu yöntemdeki en önemli problem tümörden yayılan küçük mikrodalga sinyallere karşılık, alıcı antenin yeteri kadar hassasiyete sahip olup olamayacağıdır. Mikrodalga radyometride sinyalin zayıf olmasından dolayı kablosuz cihazlar gibi harici elektromanyetik girişimler, cihazın kendisinden dolayı ise dâhili elektromanyetik girişimler ölçümlerde hatalara neden olabilmektedir (Iudicello 2009).

1.2.2. Mikrodalga İndüklemeli Termal Akustik Görüntüleme

Bu yöntemde meme, bir mikrodalga darbe üreteci tarafından mikrodalgaya maruz bırakılmaktadır. Mikrodalga sinyaller kötü huylu dokuların ısıtılması için kullanılır ve ultrason dönüştürücüleri tarafından algılanmaya uygun basınç dalgaları genişletilip üretilir (Wang ve ark. 1999). Bu yöntemin olumsuz yanı, uygulama esnasında elektromanyetik enerjinin seviyesinin artmasıdır. Çünkü yöntem için gereken mikrodalga darbenin ortalama gücü, mevcut diğer mikrodalga görüntüleme sistemlerinde kullanılanlara göre çok daha yüksektir (Ku ve Vanga 2001).

1.2.3. Mikrodalga Mikroskopi

Mikrodalga mikroskopi yönteminin çalışma prensibi, açık uçlu mikrodalga boşluk rezonatörün elektromanyetik alanıyla, kötü huylu dokuların etkileşiminden kaynaklanan rezonans frekansındaki değişimlerin ölçülmesine dayanır. Bu yöntem yüksek uzamsal çözünürlüğe sahiptir (Ramahi ve Kermani 2005). Mikrodalga mikroskopi, meme kanserinin tespiti açısından bazı avantajlara sahiptir. Örneğin, bu yöntemde karmaşık ters saçılma algoritmalarına ve deri dokusu için özel işlemlere gerek duyulmaz. Bu yöntem dar frekans aralığında çalışır, dolayısıyla meme dokusunun karmaşık dağılımlı dielektrik modellerini kullanmaya da gerek duyulmamaktadır. Özellikle erkeklerde meme kanseri tespitinde kullanılabilir. Ancak, yapılan literatür incelemesinde bu tekniğin henüz güvenilir bir teknik olarak kabul edilemeyeceği, yanlış pozitif sonuçlara sık rastlanıldığı görülmüştür. (Wu ve Ramahi 2004).

1.2.4. Mikrodalga Tomografi ve Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme

Meme dokusunun mikrodalgalarla aydınlatılması ve iletilen/saçılan dalgaların ölçülmesi prensibine dayanan iki önemli aktif görüntüleme yöntemi vardır. Bunlardan biri mikrodalga tomografi, diğeri ise radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yöntemidir. Mikrodalga tomografi yönteminin temel hedefi, meme içindeki dielektrik dağılımın bir bütün halinde elde edilmesinin sağlanmasıdır (Bulyshev ve ark. 2001). Bu amaçla, meme düşük enerjiye sahip mikrodalgalarla aydınlatılır ve gönderilen sinyalin meme ile etkileşimi neticesinde, saçılan alan memeye yakın bir konumda bulunan alıcı anten veya anten dizileri tarafından ölçülür. Memeye ait dielektrik sabiti ve iletkenlik sabiti değerleri, ölçülen bu alan sayesinde elde edilmeye çalışılır. Sonuç olarak görüntüleme işlemi bir ters saçılım problemi olarak ifade edilir ve doğrusal olmayan farklı 'en iyileme' yöntemleriyle problem çözülür (Grzegorczyk ve ark. 2012).

Bu yöntemin matematiksel teorisi Maxwell denklemlerinin ters çözümlerine dayanır. Bu işlemler zaman alır, karmaşık ve zahmetlidir. Bu durum mikrodalga tomografinin olumsuz yanlarından biridir (Karpat 2009). Radar tabanlı yöntemlerde ise amaç, test edilen alandaki güçlü saçıcının (bu tez için tümörün) tespit edilmesidir. Bu amacın gerçekleşmesi için ÇGB sinyallerle meme aydınlatılarak, geri yansıyan dalgalar kayıt altına alınır (Hagness ve ark. 1999). Hüzme biçimlendirme (Li ve ark. 2005) ve zamanda geri besleme (Kosmas ve Rappaport 2005) gibi işaret işleme yöntemleri kullanılarak enerji dağılımı hesaplananır ve görüntü oluşturulur.

Mikrodalga tomografi ile radar tabanlı mikrodalga görüntülemenin farkını biraz daha açıklamak gerekirse; tomografi, doğrusal olmayan bir ters saçılma probleminin tüm meme dokusunun dielektrik özelliklerinin görüntüsünü çıkartmak için çözüldüğü yöntemdir (Bulyshev ve ark. 2001). Radar tabanlı yaklaşımda ise, daha hızlı bir algoritmayla özellikle kötü huylu meme tümörlerinin yüksek saçıcı özelliklerinden yararlanılarak, sadece tümörlerin varlık, konum ve boyutlarının belirlenmesi için basit bir problem çözülür (Fear ve ark. 2013). Kısacası mikrodalga tomografi ile karşılaştırıldığında, radar tabanlı mikrodalga görüntüleme tüm memeden ziyade sadece tümörün görüntülenmesine odaklanır. Bu nedenle, radar tabanlı mikrodalga görüntülemede kullanılan sinyal işleme aşamaları, mikrodalga tomografide yapılan işlemlere göre çok daha kolaydır. ÇGB sinyallerin kullanıldığı radar tabanlı yöntemler 'ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme' olarak adlandırılır.

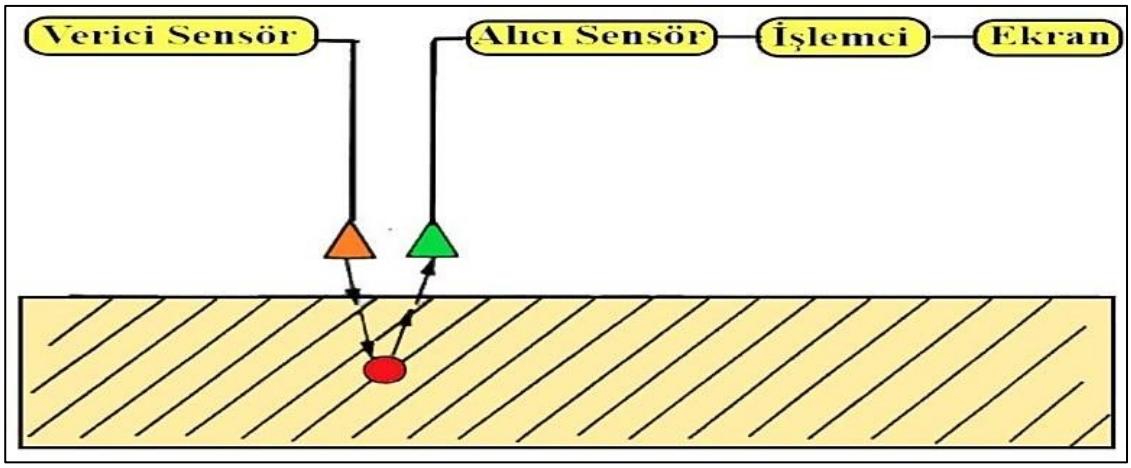
1.3. ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme

Mikrodalga görüntüleme çeşitleri arasında, özellikle ÇGB radar tabanlı yönteme olan ilgi son yıllarda artmıştır. Önceki bölümde bahsedildiği üzere; bu yöntemin temel prensibi, memenin oldukça geniş bantlı yani kısa süreli mikrodalga darbelerle aydınlatılması ve dokudan yansıyan dalgaların memede bulunan tümörün yerinin tespitinde kullanılması şeklindedir. Bu nedenle yöntemin isimlendirilmesinde 'ÇGB' ifadesi kullanılmıştır. Düşük frekans bandı (3.1–5 GHz) yeterli bir nüfuz etme derinliği sağlarken; yüksek frekans bandı (6–10.6 GHz) elde edilen görüntülerin yeterli çözünürlükte olmasını sağlar. Dolayısıyla, hem konum olarak derinde bulunan hem de boyut olarak küçük olan tümörler başarılı şekilde tespit edilerek görüntülenebilirler (Azim ve ark. 2013, Zhang 2014).

Yöntemin isminde 'radar tabanlı' ifadesinin yer alma nedeni ise, yöntemde 'Yer Altı Radar Modellemesi' tekniğinin çalışma prensibinin kullanılmasıdır. Yer altı radar tekniği kullanılarak yer altında bulunan borular, kara mayınları, metal objeler vb. gibi gömülü nesneler tespit edilebilir. Bu amaçla, verici sensör yer altına kısa sinyal halinde ve mikrodalga frekans bandında dalgalar gönderir. Gönderilen dalga gömülü bir nesneye veya dielektrik sabiti farklılaşan bir katmana denk geldiğinde, bu yüzeylerden yansıyan dalgalardaki değişimler alıcı sensör aracılığıyla kayıt altına alınır. Zamanın bir fonksiyonu olarak kaydedilen bu verilere radar izi adı verilir. Bu veriler kullanılarak hedefteki nesnenin görüntüsü elde edilebilir (Karpat 2009).

Özetlemek gerekirse, nesnenin tespit edilme süreci hedefe birkaç nanosaniyelik kısa darbeli elektromanyetik enerji iletilerek başlatılır; hedeften yansıyan enerji alıcılarla algılanır ve elde edilen veriler örnekleme, filtreleme ve zaman alanına dönüştürme gibi işlemlere tabi tutulur. Gönderilen ve yansıyan dalgaların hareket süresinin doğru hesaplanması için, hem verici hem de alıcının zeminden uzaklığının eşit olması gerekir. Yeraltı radar modellemesinin işleyişi Şekil 1.5'de gösterilmiştir.

ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yöntemiyle meme kanseri tespitinde de benzer bir yol izlenerek, memede gömülü olarak yer alan tümör hedef nesne olarak belirlenir. Bu yöntemde, farklı konumlara kısa darbeler göndermek ve yansıyan darbeleri almak için bir anten veya anten dizisi kullanır. İletilen ve yansıyan sinyaller arasındaki zaman gecikmesi ve yansıyan sinyallerin genliği incelenerek, hedefin yani tümörün varlığı, konumu ve boyutu hakkında bilgi sahibi olunur.

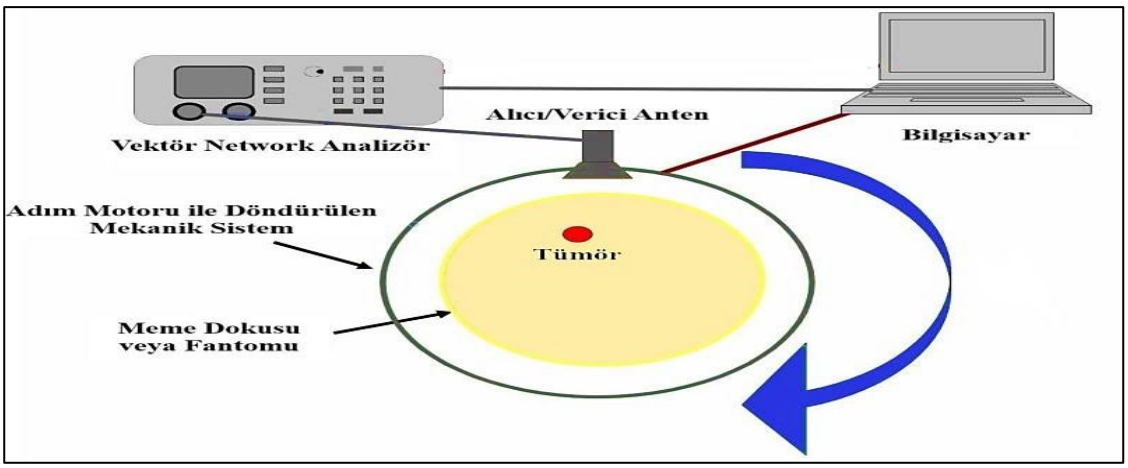


Şekil 1.5. Yer altı radar modellemesinin çalışma prensibi

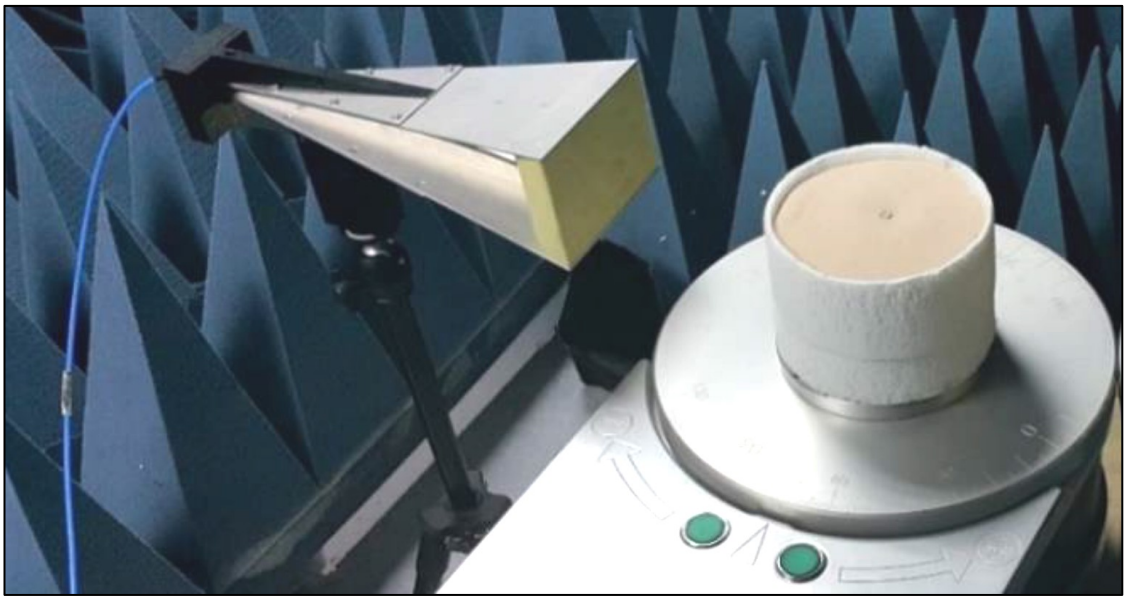
ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntülemede, ölçüm düzeneğine göre adlandırılan üç ana sistem yapılandırması mevcuttur. Bunlar; monostatik, bistatik ve multistatik ölçüm tekniklerinin kullanıldığı yapılardır. Bu üç sistemde de, Vektör Network Analizör (VNA) kullanılarak saçılma parametreleri elde edilir. Bu parametreler devre kapılarına gelen ve devre kapılarından iletilip yansıyan dalgaların birbirleriyle olan ilişkilerinin ölçüsü olarak tanımlanmaktadır.

1.3.1. Monostatik Ölçüm

Bu ölçüm sisteminde, mikrodalga sinyalleri hem iletme hem de alma görevinde aynı anten kullanılır. Bu nedenle VNA cihazıyla 'S_{11}' saçılma parametresi ölçülür. Bu parametre yansıma katsayısının belirlenmesini sağlar. Tek anten kullanıldığından dolayı, ölçümlerde mekanik bir sistem aracılığıyla antenin döndürülmesi ve farklı pozisyonlarda S_{11} verilerinin tekrar alınıp kaydedilmesi gerekir. Monostatik ölçüm düzeneği görsel olarak Şekil 1.6'da, bu düzeneğin kullanıldığı örnek bir ölçüme ait görüntü ise Şekil 1.7'de verilmiştir (Biçer ve Akdağlı 2017).



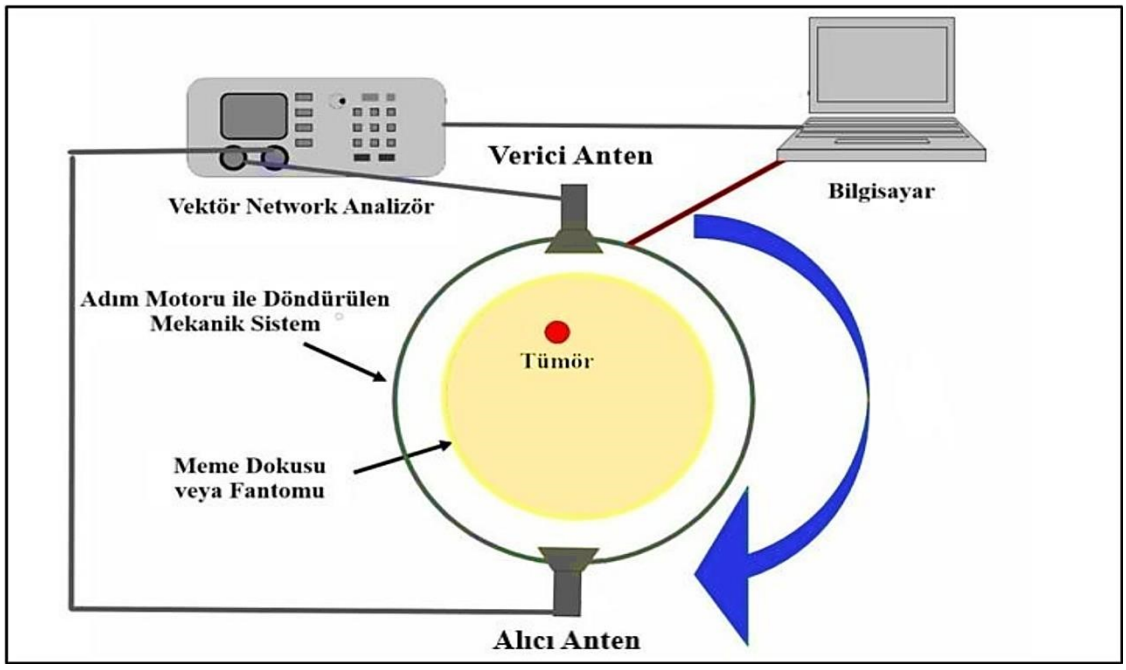
Şekil 1.6. Monostatik ölçüm düzeneği



Şekil 1.7. Monostatik teknikle yapılan bir ölçüm (Biçer ve Akdağlı 2017).

1.3.2. Bistatik Ölçüm

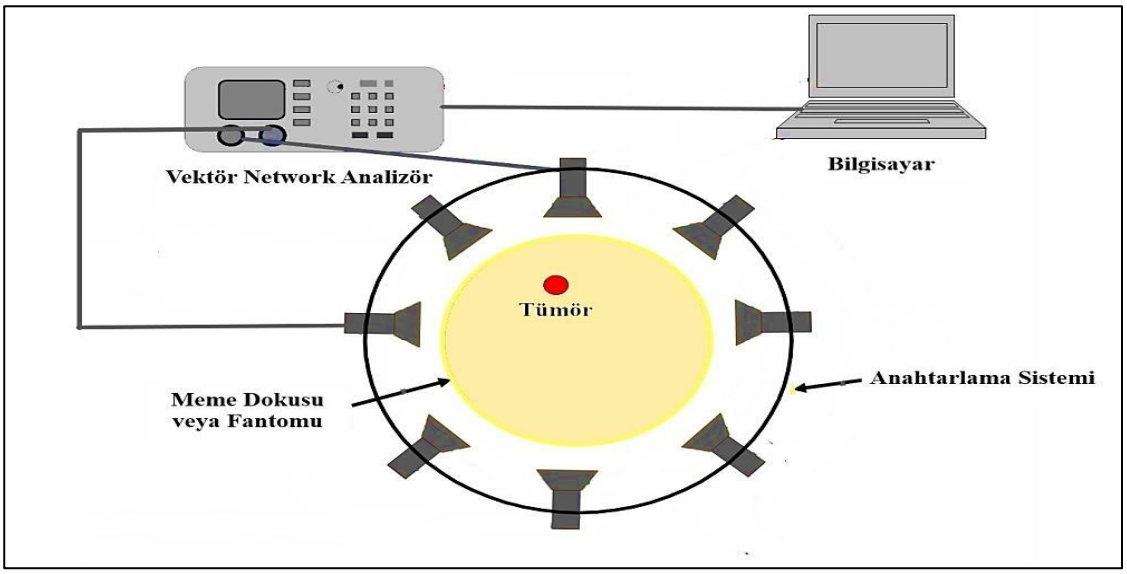
Bu ölçüm sisteminde aynı özelliklere sahip iki antenden biri mikrodalga sinyalleri iletme, diğeri ise alma görevinde kullanılır. Bu nedenle VNA cihazıyla '$\mathbf{S_{21}}$' saçılma parametresi ölçülür. Bu parametre iletim katsayısının belirlenmesini sağlar. Ölçümlerde antenler mekanik bir sistem aracılığıyla hedef nesnenin genellikle karşılıklı konumlarına yerleştirilir ve aynı anda döndürülürler. Bu döndürme neticesinde, farklı pozisyonlarda S_{21} verileri alınır ve kaydedilir. Bistatik ölçüm düzeneği görsel olarak Şekil 1.8'de verilmiştir.



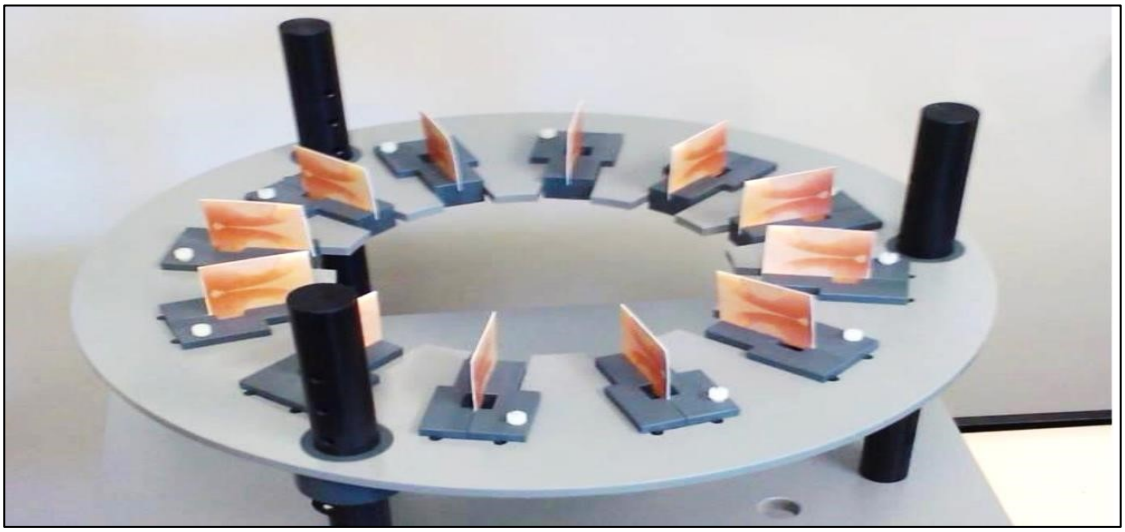
Şekil 1.8. Bistatik ölçüm düzeneği

1.3.3. Multistatik Ölçüm

Bu ölçüm sisteminde aynı özelliklere sahip çok sayıda antenden biri mikrodalga sinyalleri iletme, diğerleri ise alma görevinde kullanılır. Sırasıyla her anten verici görevinde bulunur. Bu nedenle VNA cihazıyla 'S_{21},S_{31},S_{41} …., S_{12},S_{32},S_{42} ….' gibi çok sayıda saçılma parametreleri ölçülür. Bu parametreler zaman alanına dönüştürülerek, yüksek çözünürlüğe sahip görüntüler oluşturulur. Monostatik düzenekteki tek antenin belirli açılarla döndürülmesi neticesinde verilerin elde edilmesi işlemiyle, multistatik düzenekteki çok sayıda antenin kullanılarak verilerin elde edilmesi işlemi aynı çalışma mantığıyla sağlanır. Multistatik ölçümlerde antenlerin mekanik bir sistemle döndürülmelerine gerek yoktur. Multistatik ölçüm düzeneği görsel olarak Şekil 1.9'da, ölçüm için hazır bir anten dizisi ise Şekil 1.10'da verilmiştir (Bialkowski 2010).

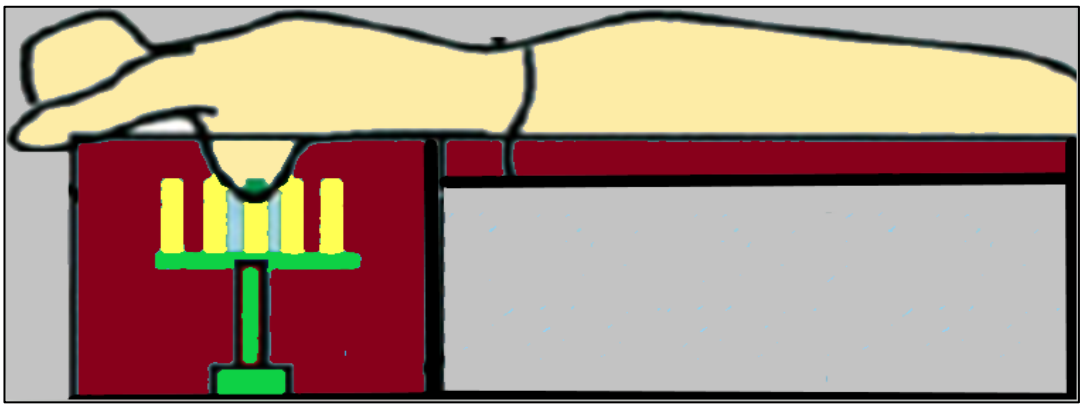


Şekil 1.9. Multistatik ölçüm düzeneği



Şekil 1.10. Multistatik teknikle ölçüm yapılmaya hazır bir anten dizisi

Yumuşak ve kavisli bir şekle sahip olan memenin en iyi şekilde görüntülenmesini sağlamak için hastanın yüzüstü pozisyonda olması isabetli olacaktır. Şekil 1.11'de bu pozisyonda bulunan bir hasta üzerinde multistatik ölçümün nasıl yapılacağı basit bir şekilde temsil edilmiştir.



Şekil 1.11. Multistatik ölçüm sistemine ait temsili bir görüntü

1.4. ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sisteminde Kullanılmaya Uygun Antenlerin Sahip Olması Gereken Özellikler

Antenin tanımı genel bir ifadeyle, elektromanyetik dalgalar ve elektriksel işaretler arasındaki dönüşümden sorumlu elektriksel bir cihaz olarak yapılabilir. Verici olarak adlandırılan anten, girişine verilen elektrik gücünü elektromanyetik dalgalara çevirerek uzaya aktarır. Alıcı taraftaki anten ise bu dalgaları keser ve onları tekrar elektrik enerjisine dönüştürür. Antenler; uzaktan kumanda edilen cihazlarda, cep telefonlarında, uydu haberleşme sistemlerinde, radar sistemlerinde, medikal görüntüleme sistemlerinde ve daha birçok alanda kullanılırlar (Kumar 2014).

Monopol, dipol, helis, yagi, spiral, horn, vivaldi, bow-tie vb. gibi çok sayıda anten çeşidi bulunmaktadır. Bu çeşitlendirmeler yapılırken, antenin geometrik şekline, kullanım amacına ve çalışma özelliklerine bakılır. Bu anten çeşitlerinden mikroşerit yama anten sınıfına dahil olanlar, küçük yapıya ve düşük bir ağırlığa sahip olmaları sayesinde devrelere rahatlıkla entegre olup uyum sağlayabilirler (Tansarıkaya 2007).

Mikrodalgalar kullanılarak meme kanseri tespiti yapılan sistemlerde alıcı ve verici olarak görev yapan antenlerin belirli özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Bu nedenle, kullanılacak antenlerin özel olarak tasarlanmaları tercih edilir. ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sistemleri için uygun olan antenlerin özelliklerini incelemeden önce, empedans, geri dönüş kaybı, gerilim duran dalga oranı (GDDO), bant genişliği (BG), ışıma örüntüsü, yarım güç hüzme genişliği (YGHG), kazanç, yönlülük ve verimlilik gibi temel kavramların açıklanmasında fayda vardır.

1.4.1. Anten Empedansı

Empedans, anten terminalinde bulunan gerilimin o noktadaki akıma oranı veya belirli bir noktadaki elektrik alan ve manyetik alanların birbirine oranı olarak tanımlanabilir. Kaynak ve anten empedansları, gerçek ve sanal ifadelerden oluşmaktadır. Anten tasarımı yapılırken sanal değerin sıfır ve gerçek değerin tasarım için düşünülen sınırda olması arzu edilir. Sanal kısım sıfır değerinde olmaz ise kayıplar oluşur ve anten istenilen frekansta ışıma yapamaz. Gerçek değer bazı uygulamalar için 75 ohm olarak gerekse de birçok uygulamada genellikle 50 ohm olarak seçilmektedir. Bunun nedeni, bir iletim hattında maksimum güç kapasitesinin 30 ohm için oluşması ve iletim hattındaki minimum kayıp için ise empedansın 77 ohm olmasıdır. Bu iki değer için ortalama alındığında yaklaşık 50 ohm değerine ulaşılmaktadır (Çekingen 2011).

1.4.2. Empedans Uyumu

İletim hattıyla anten arasında yüksek bir enerji transferinin sağlanabilmesi için, antenin giriş empedansı ile iletim hattının karakteristik empedansı uygun olmalıdır. Bu uygunluk sağlanmazsa, anten terminalinde kaynak yönüne doğru yansıyan dalgalar meydana gelir. Sistemdeki geriye dönen bu enerji nedeniyle anten veriminde düşüş yaşanır. Giriş empedansı, antenin besleme uçlarındaki gerilimin akıma oranı olarak tanımlanmıştı. Anten direnci üzerindeki kayıpları minimum seviyeye düşürmek ve böylece verimliliği arttırabilmek için, anteni besleyen hattın karakteristik empedansının anten empedansının karşılığı olarak seçilmesi gerekmektedir.

1.4.3. Yansıma Katsayısı (Γ) ve Geri Dönüş Kaybı (S_{11})

Yukarıda bahsedildiği üzere; eğer iletim hattının karakteristik empedans değeriyle antenin empedans değeri eşit olmazlarsa bir uyumsuzluk oluşacak ve gelen sinyalin bir kısmı kaynağa geri yansıyacaktır. Bu durum, 'yansıma katsayısı' ifadesi tanımlanır ve Γ ile gösterilir. Bu ifade antenden geri dönen gerilimin (V_{REFL}), antenin girişine gelen gerilime (V_{INC}) oranı olarak hesaplanır. Antenin giriş empedansı Z_A ve anten ile kaynak arasındaki iletim hattının karakteristik empedansı Z_0 olmak üzere Γ değeri Eşitlik (1.5)'deki gibi tanımlanır.

$$\Gamma = \frac{V_{REFL}}{V_{INC}} = \frac{V_0^-}{V_0^+} = \frac{Z_A - Z_0}{Z_A + Z_0} \qquad (1.5)$$

Empedans uyumu tam olarak gerçekleştiğinde $Z_A = Z_0$ olacağı için Γ değeri sıfıra eşit olur. Dolayısıyla kaynaktan gelen gücün tamamı antene aktarılmış yani antenden geriye güç yansımamış olur (Hecimovic ve Marincic 2008). Anten tasarım işlemlerinde empedans uyumunu karakterize etmek için kullanılabilecek diğer bir tanımlama ise 'geri dönüş kaybı' ifadesidir. Bu ifade, antene gönderilen gücün (P_{INC}) ne kadarının geri döndüğünün ($P_{REFL)}$ desibel (dB) cinsinden bir ölçüsüdür. Tek girişli bir devre için aynı zamanda S_{11} saçılma parametresine karşılık gelmektedir. Eşitlik (1.6)'da geri dönüş kaybı (L_R) ile Γ arasındaki ilişki verilmiştir. Bir antenin hangi frekans aralığında çalışması arzu ediliyorsa, o frekans bölgesinde geri dönüş kaybının -9.55 dB'in altında olması gerekmektedir (Sever 2011).

$$L_R(dB) = 10\log_{10}\left(\frac{P_{REFL}}{P_{INC}}\right) = 20\log_{10}(|\Gamma|) \qquad (1.6)$$

1.4.4. Duran Dalga Oranı (DDO)

DDO, bir iletim hattı boyunca oluşan duran dalga örüntüsündeki maksimum gerilim değerinin minimum gerilim değerine oranı olarak ifade edilebilir. DDO değeri de geri dönüş kaybı ve Γ değerleri gibi empedans uyumluluğu hakkında bilgi verir. Gerilimin maksimum tepe değeri V_{MAX}, minimum tepe değeri V_{MIN} olmak üzere, DDO Eşitlik (1.7)'de gösterildiği gibi tanımlanır. Bu değer empedans uyumluluğu mükemmel olan antenlerde 1 olurken, empedansın en uyumsuz olduğu durumda sonsuza gider. Geri dönüş kaybının -9.55 dB iken DDO = 2 olur (Hecimovic ve Marincic 2008).

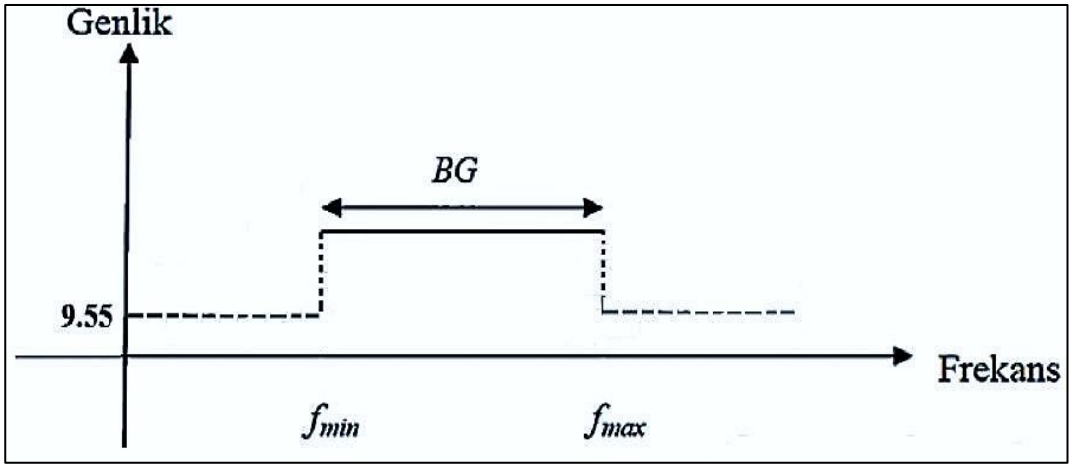
$$\text{DDO} = \frac{V_{MAX}}{V_{MIN}} = \frac{1+|\Gamma|}{1-|\Gamma|} \qquad (1.7)$$

1.4.5. Anten Bant Genişliği (BG)

Bir antenin yüksek verimle ışıma yaparak elektromanyetik dalga yayabildiği veya ışımayı yakalayabildiği frekans aralığı BG olarak tanımlanabilir. Diğer bir ifadeyle BG, anten performansının belirlenmiş bazı standartları sağlayabildiği frekanslar arasındaki genişliğe verilen isimdir (Balanis 2015). Önceki bölümlerde antenin çalışma performansını anlamak için gerekli olan parametrelerden bahsedildi. Buna göre; ideal durumlarda yansıma katsayısının 0'a eşit veya yakın olması, geri dönüş kaybının -9.55 dB'nin olabildiğince altında olması, duran dalga oranının 1'e eşit veya en fazla 2 olması gerekmekteydi. BG ifadesi, işte bu gerekliliklerin sağlandığı ve antenin başarılı bir performansla çalıştığı frekans bölgesi olarak tanımlanabilir.

Şekil 1.12'de gösterilen frekans-genlik grafiğinde geri dönüş kaybının mutlak değerinin 9.55 dB'nin üstünde olduğu bölgenin alt sınırı f_{min} ve üst sınırı f_{max} ise, BG yüzdelik olarak Eşitlik (1.8)'deki formül ile hesaplanır (Balanis 2015).

$$\%\, BG = 2\frac{f_{MAX}-f_{MIN}}{f_{MAX}+f_{MIN}} \times 100 \qquad (1.8)$$



Şekil 1.12. Bant genişliğinin grafiksel gösterimi

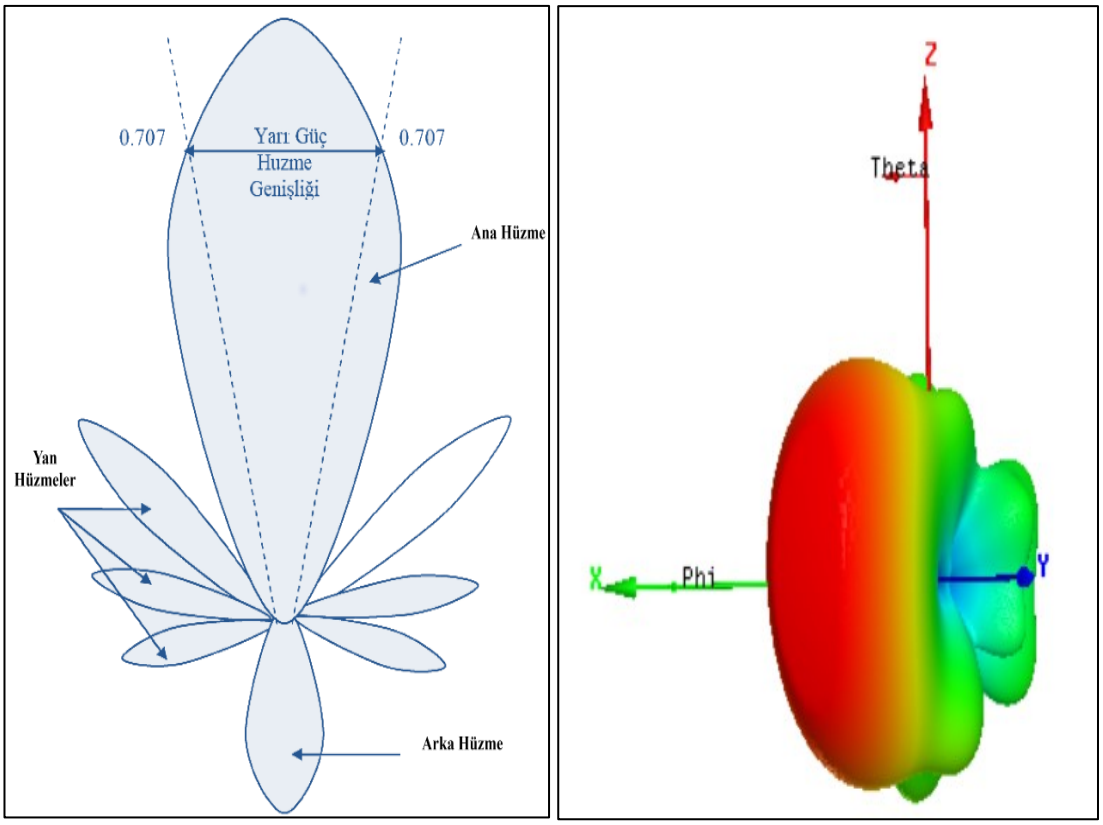
1.4.6. Işıma Örüntüsü

Işıma örüntüsü, antenin yaptığı ışımaya ait özellik ve parametrelerin grafikle ya da matematiksel ifadelerle belirtilmesidir. Işıma örüntüsü incelenerek, bir antenin hangi yönde ve ne kadar miktarda ışıma yaptığı gözlemlenebilir (Balanis 2015). Anten örüntüsünün 3 boyutlu gösteriminde, ışıma şiddetine ait değerler renklendirmeler yapılarak gösterilir. 3 boyutlu örüntünün enine veya boyuna kesitleri alınarak elde edilen x-y, x-z ve y-z düzlemlerindeki 2 boyutlu örüntüler ise doğrusal olarak veya dB cinsinden ifade edilebilir.

Işıma örüntüsünde ana hüzme, arka hüzme ve yan hüzmeler bulunmaktadır. Antenin ışıma yaptığı yön ana hüzme ile gösterilirken, ışıma esnasında yayılan elektromanyetik dalgaların saçılması neticesinde oluşan ve istenmeyen ışıma dağılımları yan hüzmelerle gösterilir. Arka hüzme ise, ana hüzmenin 180 derece negatif yönünde görülür.

Örüntü şekillerine göre; her yönlü ışıma, kalem şekilli ışıma, yelpaze şekilli ışıma, şekillendirilmiş ışıma gibi örüntü tipleri bulunmaktadır (Johnson 1993).

Örnek olarak yönlü bir antene ait ışıma örüntüsü Şekil 1.13'de verilmiştir (Çekingen 2011).



(a) **(b)**

Şekil 1.13. Yönlü ışıma örüntüleri (a: İki boyutlu; b: Üç boyutlu)

1.4.7. Yarı Güç Hüzme Genişliği (YGHG)

İzotropik bir antene ait ışıma örüntüsünün 0 dB değerinde olduğu kabul edilir. Örüntüsü izotropik antenle beraber çizilen başka bir antenin gücünün, izotropik anten örüntüsünün -3 dB değerine ulaştığı noktalarda yarıya düştüğü gözlemlenir. Maksimum ışıma yönünde gücün yarıya düştüğü, diğer bir ifadeyle alanın 0.707'ye düştüğü açısal genişlik YGHG olarak adlandırılır ve antenlerde yönlülüğü tanımlayan bir ölçü olarak kullanılır (Sevgi 2005). Bir antende hüzme genişliği ne kadar yüksekse, o kadar çok yöne sinyal gönderip alabileceği söylenebilir. Hüzme genişliği dar olan antenler ise belirli bir noktaya odaklanıp, sinyali istenilen hedefe göndermek için tercih edilirler. Işıma örüntüsünün gösterildiği Şekil 1.11 üzerinde YGHG de gösterilmiştir.

1.4.8. Yönlülük, Kazanç ve Verimlilik

Yönlülük miktarı; bir antenin sinyal yaydığı yöndeki ışıma şiddeti yoğunluğunun, aynı antenin tüm yönlere doğru yaptığı ortalama ışıma yoğunluğuna oranı olarak açıklanabilir. Diğer bir ifadeyle, antenin bir noktadaki ışıma şiddetinin izotropik bir antenin ışıma şiddetine oranı yönlülük miktarını gösterir (Balanis 2015).

Antene kaynaktan gelen gücün bir miktarı anten tarafından harcanır ve bu durum bir kayıp olarak nitelendirilir. Bu kayıplar ile ışıma gücünün toplamı, kaynaktan çekilen güce eşittir. Verimlilik, ışıma gücü ile kaynaktan çekilen güç arasındaki oranı ifade eden bir parametredir. Kayıplar ne kadar düşük olursa, verimlilik değeri o kadar yüksek olur.

Kazanç, ana ışıma hüzmesine aktarılabilen gücün bir ölçüsü olarak antenin performansı hakkında bilgi veren diğer bir parametredir. Kazanç ile yönlülük değeri arasında yakın bir ilişki bulunmaktadır. Kayıplı antenlerde yönlülük ile verimliliğin çarpımı kazanç değerini verir. Buna göre, kayıpsız antenlerde yönlülük değerinin aynı zamanda anten kazancına eşit olduğu söylenebilir. Yönlülük antenin sadece yönlendirme kapasitesiyle ilgiliyken, kazanç ise verimlilik değerini de hesaba katar.

Yönlülük (D), kazanç (G) ve verimlilik (e) arasında Eşitlik (1.9)'daki gibi bir ilişki bulunmaktadır (Balanis 2015).

$$e = \frac{G}{D} \qquad (1.9)$$

Bu bölümün başında, ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sisteminde kullanılacak antenlerin belirli özelliklere sahip olduklarından ve özel olarak tasarlanmalarına ihtiyaç duyulduğundan bahsedilmişti.

Yukarıda tanımlamaları yapılan anten performans parametrelerinin, tasarlanacak antende nasıl olmaları gerektiği sırasıyla aşağıda açıklanmıştır. Buna göre;

Empedans uyumluluğu ve BG mümkün olduğunca fazla olmalıdır. Yöntemin isminden de anlaşılacağı üzere, kısa darbeleri iletmek için çok geniş bant aralığında yayılan sinyaller kullanılır. ÇGB radar tabanlı sistemde tespit edilmek istenen hedef nesne ne kadar küçük boyutluysa, saçılma da o kadar zayıf olacaktır. Bu olumsuzluğu gidermek için toplanan veri miktarının artırılması gerekir. Bunu başarmak için saçılan alanı daha çok frekansta örneklemek iyi bir çözümdür. Düşük frekans bandı yeterli bir nüfuz derinliği sağlarken, yüksek frekans bandı elde edilen görüntülerin yeterli çözünürlükte olmasını sağlar (Abbak 2015).

Radar tabanlı bir sistemde ince ayrıntılar dar bir ışın kullanılarak çözülebilir. Bu nedenle küçük nesneleri tespit etmek için YGHG yeterince dar olmalıdır. Bu sistemde elde edilecek sonuçların çözünürlüğü, saçılan alan bilgisinin sinyal-gürültü oranıyla ilişkilidir. Yüksek bir sinyal-gürültü oranı elde edebilmek için antenin ön hüzme-arka hüzme güç seviyesinin yüksek, hüzme genişliğinin ise dar olması istenir.

Ön hüzme-arka hüzme güç seviyesinin yüksek olması, kazancın yüksek olması anlamına gelir. Ayrıca, hedefe yani tümöre odaklanabilmek için antenin yönlülük değeri de yüksek seviyede olmalıdır. Bu durum daha önce bahsedildiği üzere, verimliliğin de yüksek olması gerektiğini ifade eder.

Işıma örüntüsünde yönlülüğün şiddet olarak yüksek olmasının yanı sıra, frekans aralığı boyunca örüntünün kararlı olması yani her frekansta birbirine benzer ve yakın yönlerde hüzmelere sahip bir ışıma yapması da istenir. (Golezani 2012).

Radar tabanlı mikrodalga görüntülemede kullanılacak bir anten tasarlanırken dikkate alınması gereken diğer bir kıstas ise antenin olabildiğince küçük boyutlu tasarlanmasıdır. Antenin küçük ve sıkı yapısı sayesinde sistemlerde kullanımının kolaylaşması ve saçılan alanı örnekleme oranının yüksek seviyelerde olması amaçlanır.

Özetlemek gerekirse, ÇGB radar tabanlı görüntüleme sistemiyle meme kanseri tespiti için; çok geniş bir frekans bandına, dar bir hüzme genişliğine, yüksek bir kazanç, yönlülük ve verimliliğe, kararlı ve yönlü bir ışıma örüntüsüne ve küçük bir boyuta sahip antenlere ihtiyaç duyulmaktadır.

1.5. Tezin Amacı ve Katkısı

Bu tez çalışmasında, erken safhada fark edilmesi durumunda tedavisinde başarı oranı çok yüksek olan meme kanseri hastalığının mikrodalgalarla tespitinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amacın gerçekleştirilmesi için, mikrodalga temelli yöntemlerden biri olan ÇGB radar tabanlı görüntüleme detaylı olarak incelenmiştir. Bu yöntemde kullanılabilecek antenlerin geniş frekans bandı, dar hüzme genişliği, yüksek verimlilik, yüksek ve kararlı yönlülük ve küçük boyut gibi özelliklere sahip olması gerektiği belirtilmiştir. Belirtilen şartların tümüne sahip dörtgen yamalı ve dairesel yamalı iki farklı düzlemsel monopol anten (DMA) tasarımı yapılmıştır. Benzetim sonuçlarına göre başarılı olduğu görülen antenlerin üretimleri gerçekleştirilmiştir. Üretilen antenlere ait parametreler ölçülmüş ve benzetim sonuçlarıyla uyumlu oldukları görülmüştür. Bu bağlamda, tez çalışmasının ilk katkısı literatüre yeni antenler kazandırmak şeklinde olmuştur.

Daha sonra, ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yönteminin kullanıldığı ölçüm çeşitlerinden biri olan monostatik sistem oluşturularak küçük boyutlu bir tümörün tespiti yapılmıştır. Bu işlemler için, tasarlanan antenlerden performansı daha yüksek olanı kullanılmış ve iki farklı ölçüm yapılmıştır.

Ölçümlerin birinde gerçek meme yapısıyla benzer elektriksel özelliklere sahip dikdörtgen prizma şekilli, diğerinde ise yarım küre şekilli fantom kullanılmıştır. Ölçümlerdeki amaçlardan biri; önerilen antenin ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sisteminde kullanıldığında nasıl bir performans göstereceğini incelemekti. Antenin benzer çalışmalara kıyasla daha iyi bir performansı göstermesi hedeflenmişti. Ayrıca zaman domeninde ölçümler yapılarak, fantomdan yansıyan sinyallerin zamana göre değişimlerinin gözlemlenmesi ve elde edilen verilerle görüntü oluşturulması da diğer bir amaçtı.

Bahsedilen amaçlar gerçekleştirilmiş, önerilen DMA'nın ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme için uygun olduğu görülmüştür. Fantomların içine gömülmüş olan 6 mm boyutundaki tümör benzeri nesnenin varlığı frekans ve zaman domenindeki sonuçlar incelenerek tespit edilmiş, konumu ve boyutu hakkında çıkarımlar yapılmıştır. Daha sonra, elde edilen veriler kullanılarak bir görüntü oluşturulmuş, nesnenin konum ve boyut değerleri tespit edilmiştir. Bu boyuttaki bir tümörün tespitinin, kanserin erken safhada teşhis edilmesine ve tedavide başarı oranının yükselmesi için mevcut yöntemlere katkı sunacağı ve bu konuda devam eden araştırmalara fayda sağlayacağı düşünülmektedir.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Meme kanseri tespiti için X-Ray mamografi, dijital tomosentez, ultrasonografi, MRG, elektriksel empedans tomografisi, difüz optik tomografi, biyomanyetik görüntüleme, mikrodalga görüntüleme gibi çok sayıda yöntemin kullanılabileceği giriş bölümünde bahsedilmişti. Bu tez çalışmasına konu olan mikrodalga temelli yöntemlerin ise radyometri, mikroskopi, tomografi, ÇGB radar tabanlı görüntüleme gibi çeşitlere sahip olduğu anlatılmıştı. Tüm bu yöntemlerle ilgili yüzlerce araştırma yapılmış ve bilimsel çalışmalar olarak yayımlanmıştır. Literatür taraması yapılırken, özellikle bu tezde kullanılan ÇGB radar tabanlı yöntemle ilgili çok sayıda çalışma incelenmiş, önemli görülen ve bilim dünyasında kabul görmüş araştırmalar bu bölümdeki alt başlıklarda özetlenmiştir.

Yapılan literatür incelemesine göre, çalışmaların dört alanda yoğunlaştığı görülmüştür. Bunlardan ilki, insan vücudundaki dokuların bağıl geçirgenlik (dielektrik sabiti) ve iletkenlik gibi elektriksel özellikler yönüyle incelenmesi, sağlıklı ve hastalıklı yapıların bu özellikleri arasındaki farklılıkların gözlemlenmesi şeklindedir.

Literatürdeki ikinci araştırma alanı, mikrodalga görüntüleme yöntemleri için ölçüm sisteminin oluşturulması ve geliştirilmesiyle ilgili çalışmalardan oluşmaktadır. Monostatik, bistatik, multistatik gibi ölçüm düzenekleri ve bu düzeneklerde kullanılabilecek tekniklerin nasıl olabileceği gibi detaylar bu çalışmalar sayesinde gelişip şekillenmiştir.

Araştırmacıların üzerinde yoğunlaştığı diğer bir araştırma ve geliştirme konusu, ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sistemlerdeki en önemli elemanlardan biri olan ve belirli özelliklere sahip olmaları gereken antenlerin tasarlanmasıyla ilgilidir. Yüksek performansa sahip antenlerin üretilmesi sayesinde ölçümlerdeki başarı artırabilir. Ayrıca gerçek meme yapısını en iyi şekilde temsil edecek meme fantomlarını oluşturma çalışmaları da devam etmektedir.

Literatürdeki diğer bir çalışma konusu ise, ölçümlerde elde edilen verilerin görüntü oluşturma ve işleme teknikleriyle görüntüye dönüştürülmesiyle ilgilidir. Ayrıca, sınıflandırma ve yapay zeka gibi yöntemlerle meme kanseri tespitinin araştırıldığı güncel çalışmalar da mevcuttur. Ancak sınıflandırma yöntemleri ve görüntü işleme gibi konular bu tez çalışmasının kapsamına girmediği için kaynak özetlerinde bu çalışmalardan bahsedilmemiştir.

2.1. Meme Yapısının Elektriksel Özellikleri ile İlgili Çalışmalar

Dokuların mikrodalga frekanslardaki özelliklerini inceleyen ilk araştırma ekiplerinden biri Schepps ve Foster (1980) olmuştur. Buna göre, hastalıklı dokuların dielektrik sabiti (ε_r) ve iletkenlik sabiti (σ) gibi özelliklerinin sağlıklı dokulara göre yaklaşık % 10–20 oranında daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Bu özelliklerle ilgili yapılan diğer bir araştırmada da benzer sonuçlar elde edilmiş ve yüksek oranda su içeren dokuların (habis tümörün) düşük oranda su içeren dokulara (normal meme dokusuna) göre daha yüksek elektriksel özelliklere sahip olduğu anlaşılmıştır (Gabriel ve ark. 1996).

Mikrodalgalarla kanser tespitinin, sağlıklı ve tümörlü dokuların elektriksel özelliklerinin farklılığına dayandığını açıklayan diğer bir çalışmada ise, dokuların mikrodalga frekanslardaki dielektrik özelliklerinin, moleküler bileşenlere, iyon konsantrasyonuna, hareketliliğe, serbest su ve bağlı suyun konsantrasyonuna ve doku sıcaklığına bağlı olarak değişim gösterdiği vurgulanmıştır (Semenov ve ark. 1996).

Başka bir çalışmada daha net sonuçlar elde edilerek; 20 kHz–100 MHz aralığında meme yapısındaki sağlıklı dokuların ε_r ve σ değerlerinin ortalama 9 ve 0.4 S/m olduğu, tümörlü dokuların ise ε_r ve σ değerlerinin ortalama 50 ve 7 S/m olduğu açıklanmıştır (Surowiec ve ark. 1998). Meme kanserinin mikrodalga sinyaller kullanılarak görüntülenmesinin amaçlandığı önemli diğer iki çalışmada, sağlıklı doku ile tümörlü doku arasındaki dielektrik sabiti farkı en az 5 kat olarak açıklanmıştır (Fear ve ark. 2002, Abubakar ve ark. 2002).

Sağlıklı ve tümörlü dokuların elektriksel özelliklerinin 0.5 GHz ile 20 GHz arasındaki çok geniş bir frekans aralığında incelendiği bir çalışma, kanser ameliyatında elde edilen gerçek bir meme yapısı üzerinde yapılmıştır. Özelliklerin belirlenmesi için hassas bir koaksiyel prob kullanılarak detaylı bir inceleme sağlanmıştır. Bahsedilen bu çalışmada da mikrodalga frekanslarda kanserli ve sağlıklı meme yapılarının elektriksel özelliklerinde belirgin farklılıklar olduğu gösterilmiş, mikrodalga temelli yöntemlerin meme kanseri tespitinde kullanılabileceği rapor edilmiştir (Lazebnik ve ark. 2007).

Bahsedilen bu çalışmalarda ifade edilen elektriksel farklılıklar sayesinde, meme üzerine mikrodalga sinyal gönderilmesi durumunda normal dokudan yansıyacak enerji ile kanserli dokudan yansıyacak enerji farklı olacaktır. Bu enerji farklılığının görüntüye dönüştürülmesi işlemiyle yapılan bir tümör tespiti Ünal ve ark. (2013) tarafından açıklanmış, farklı türde antenler tasarlanarak deneysel ölçümler yapılmıştır.

İnsan vücudundaki biyolojik dokulara ait elektriksel parametrelerin frekansa göre değişken olduğu varsayılmaktadır. Frekansa bağımlı olan dielektrik sabiti ve iletkenlik sabiti değerleri Gandhi ve ark. (1993), Lazebnik ve ark. (2007) ve Zastrow ve ark. (2008) tarafından Debye eşitliği kullanılarak karmaşık olarak ifade edilmiştir.

Bond ve ark. (2003), Debye eşitliklerinde kullanılan parametreleri meme yapısında bulunan yağ, deri ve tümör dokuları için ayrı ayrı vermişlerdir. Bu değerlerin ve istenilen frekans değerlerinin kullanılmasıyla dielektrik sabiti ve iletkenlik sabiti sonuçlarının hesaplanabileceğini göstermişlerdir.

Craddock ve ark. (2005), meme yapısında bulunan yağ dokusu, deri ve tümörlü doku için dielektrik sabiti ve iletkenlik sabiti değerlerini 1 GHz–11 GHz frekans aralığı için yayımlamışlardır. Mohammad (2014) ise bu değerleri grafik üzerinde göstermiş ve bahsedilen frekans aralığında çalışan araştırmacılara, meme yapısının elektriksel özelliklerini görsel olarak inceleyebilecekleri bir kaynak sunmuştur.

Bu tez çalışmasında önerilen ve kullanılan anten 3–10 GHz frekans aralığında çalışmaktadır. Deneysel ölçümler de bu frekanslarda gerçekleştirilmiştir. Meme fantomları oluşturulurken, değişken ve bağımlı özellikler kullanmak yerine ortalama bir frekans değeri olarak 7 GHz seçilmiş ve sabit frekanstaki değerler referans alınmıştır. Literatürde yer alan bazı önemli çalışmalarda sabit frekanslar (6 ve 7 GHz) için rapor edilmiş olan elektriksel özellikler; sağlıklı yağ dokusu için Çizelge 2.1'de, deri için Çizelge 2.2'de, tümörlü doku için Çizelge 2.3'de verilmiştir. Çizelgeler incelendiğinde, çalışmalardaki sonuçların birbirlerine yakın oldukları görülecektir.

Çizelgelere göre; belirlenen frekanslarda ε_r değeri, yağ dokusu için 4.8 ile 9.8 arasında, deri için 34.7 ile 36.2 arasında, tümör için ise 50 ile 64 arasında kabul edilebilir. İletkenlik sabiti, yağ dokusu için 0.4 ile 0.5, deri için 3.9 ile 4.2, tümör için ise 4.8 ile 10 arasında kabul edilebilir.

Çizelge 2.1. Sağlıklı yağ dokusunun 6 ve 7 GHz frekanslardaki elektriksel özellikleri

Referans	**Frekans (GHz)**	$\boldsymbol{\varepsilon_r}$	$\boldsymbol{\sigma}$
Meaney ve ark. (1995)	7	4.8	0.5
Zhao ve ark. (2004)	6	9.8	0.4
Craddock ve ark. (2005)	7	4.8	0.5
Wang ve ark. (2011)	6	9	0.4

Çizelge 2.2. Deri dokusunun 6 ve 7 GHz frekanslardaki elektriksel özellikleri

Referans	Frekans (GHz)	ε_r	σ
Li ve Hagness (2001)	6	36	4
Craddock ve ark. (2005)	7	36.2	4.2
Xie ve ark. (2006)	6	36	4
Tavassolian ve ark. (2007)	6	34.7	3.9

Çizelge 2.3. Tümör dokusunun 6 ve 7 GHz frekanslardaki elektriksel özellikleri

Referans	Frekans (GHz)	ε_r	σ
Meaney ve ark. (1995)	7	60	10
Craddock ve ark. (2005)	7	64	10
Tavassolian ve ark. (2007)	6	50.7	4.8
Klemm ve ark. (2010)	6	50	7

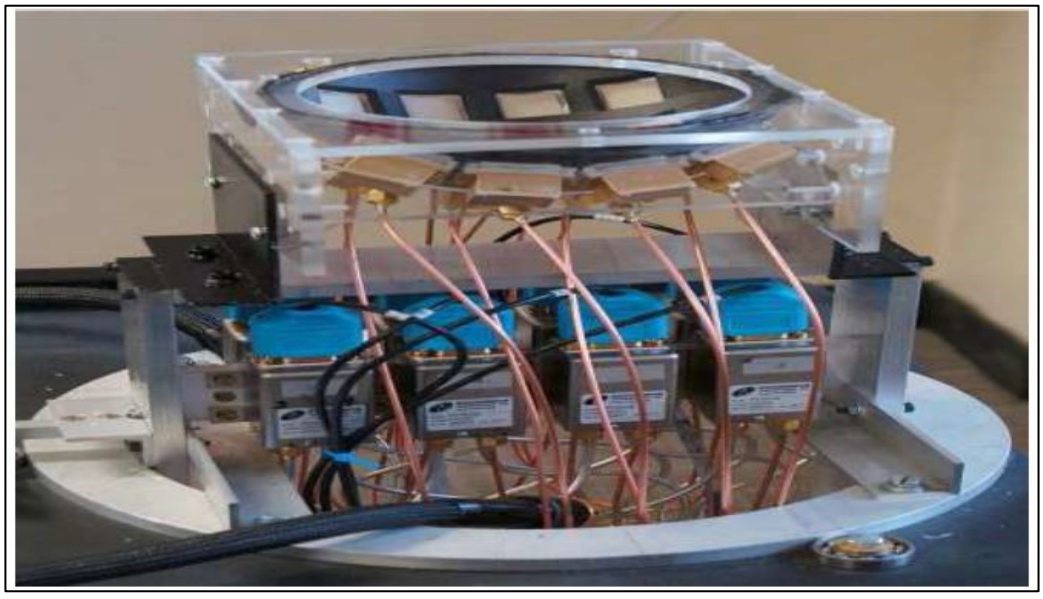
2.2. ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sistemi ile İlgili Çalışmalar

Mikrodalga frekans bölgesinde sağlıklı doku ile tümörlü dokunun elektriksel özellikleri arasında belirgin farklılıklar bulunması, araştırmacıların mikrodalga temelli görüntüleme sistemlerine yoğunlaşmalarını sağlamıştır. Mikrodalga görüntülemenin, pasif, hibrid ve aktif yöntemler gibi çeşitlere sahip olduğu önceki bölümlerde bahsedilmişti. Aktif yöntemler arasında en çok ilgi çeken yöntemin ÇGB radar tabanlı görüntüleme olduğu vurgulanmıştı. Hagness ve ark. (1999) bu yöntemle ilgili yaptıkları çalışmada test edilen bölgedeki güçlü saçıcıları tespit etmişlerdir. ÇGB kaynaklarla hedefi aydınlatarak, geri yansıyan dalgaları art arda kaydetmiş ve tümörlü bölgeden yansıyan dalgaların yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir. Ölçüm sisteminde, mikrodalga sinyalleri meme fantomuna iletmek ve çeşitli konumlardan sinyaller almak için horn antenlerden oluşan düzlemsel bir anten dizisi kullanmışlardır.

Fear ve ark. (2000) küre şekilli bir tümörü tespit etmek için memeyi çevreleyen bir dizi anten kullanmışlardır. Diziyi oluşturmak için, uygun bir bant genişliğine sahip, küçük boyutlu ve düşük maliyetli dipol antenleri tercih etmişlerdir. Ancak, bu tip antenlerin düşük verimlilik ve yönlülüğe sahip olduğunu vurgulamışlardır.

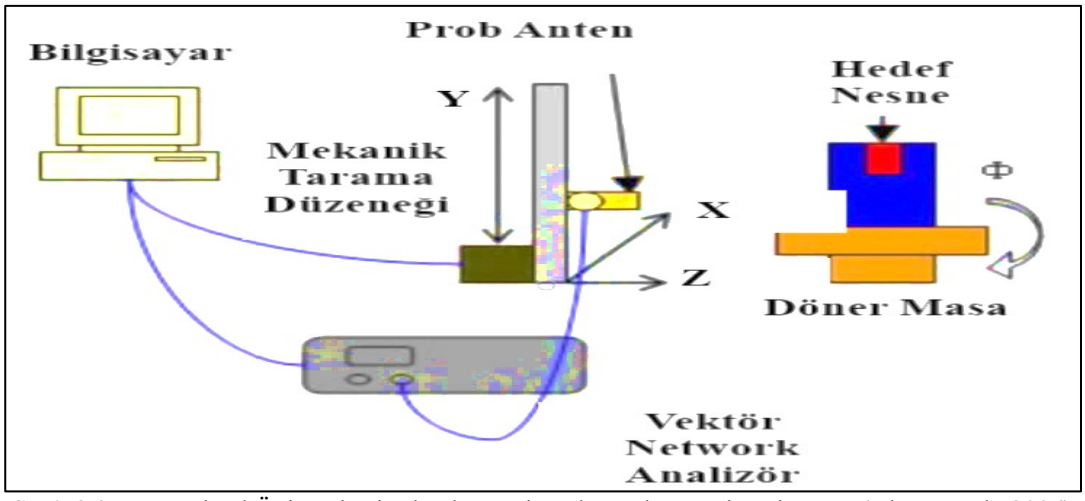
Tümör tespiti için yapılan diğer bir çalışmada ise eşodaklı (confocal) mikrodalga görüntüleme sisteminin kullanımı üzerine bir araştırma yürütülmüştür. Bu araştırmada yarım küre şekilli gerçekçi bir meme modeli benzetim ortamında oluşturulmuştur. Tümörün tespit edilmesinde, boyut ve konumun etkisi incelenmiştir (Li ve ark. 2004).

Bristol Üniversitesi'nde gerçekleştirilen bir araştırmada, anten elemanlarından oluşan bir yarı küresel dizi tasarlanmıştır. Bu dizide kullanılan anten elemanları, insan göğsüne yakın bir uyum sağlayan 4–10 GHz frekans aralığında çalışmaktadır. Bu sistem klinik ortamda kullanılmaya uygun bir şekilde tasarlanmıştır. Yumuşak ve kavisli bir şekle sahip olan memenin en iyi şekilde görüntülenmesini sağlamak için hastanın yüzüstü pozisyonda olması önerilmiştir. Önerilen bu sisteme ait bir görüntü Şekil 2.1'de verilmiştir. Sistemdeki antenlerin bant genişliklerinin iyileştirilmesi halinde, elde edilen görüntünün çözünürlük kalitesinin yükseldiği bu çalışmada araştırmacılar tarafından net bir biçimde açıklanmıştır.



Şekil 2.1. Bristol Üniversitesi'nde yapılan çalışmadan örnek bir görüntü (Craddock ve ark. 2006)

Queensland Üniversitesi'nde yapılan bir çalışmada, mikrodalga görüntüleme sisteminin düzlemsel ve silindirik yapılarını incelemek için bir mekanik tarama platformu tasarlanmıştır. Tasarlanan sistemde, sinyali iletmek ve görüntülenen nesne olan meme fantomundan gelen sinyali almak için bir prob anten kullanılmıştır. Deneylerde kullanılan fantom modelinde, normal meme dokusunu temsil etmek için düşük dielektrik sabitine sahip bir sıvıyla doldurulmuş silindirik kap ve fantomdaki tümörü temsil eden küçük boyutlu ve yüksek yansıtıcı özelliğe sahip bir nesne yer almıştır. Sistemin çalışma şeması Şekil 2.2'de verilmiştir.

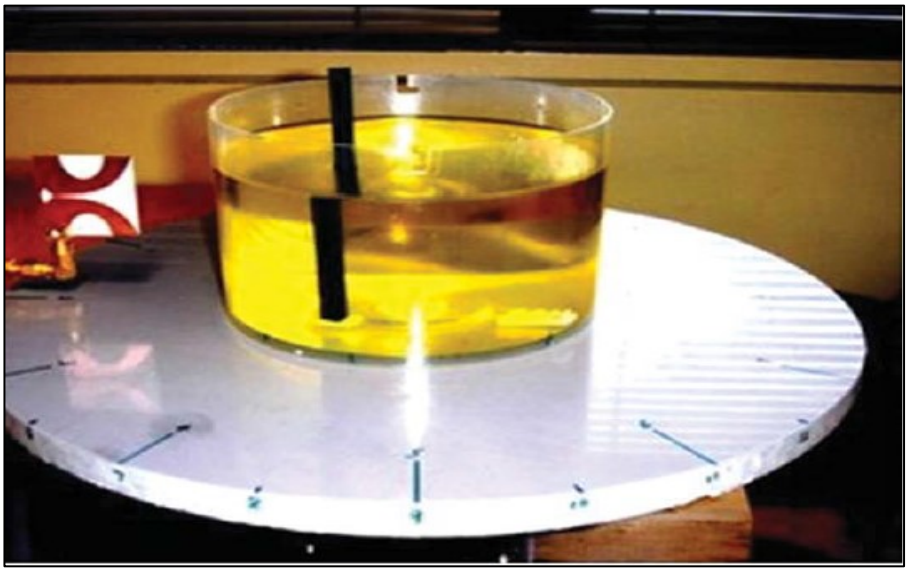


Şekil 2.2. Queensland Üniversitesi'nde oluşturulan ölçüm düzeneğine ait şema (Khor ve ark. 2006)

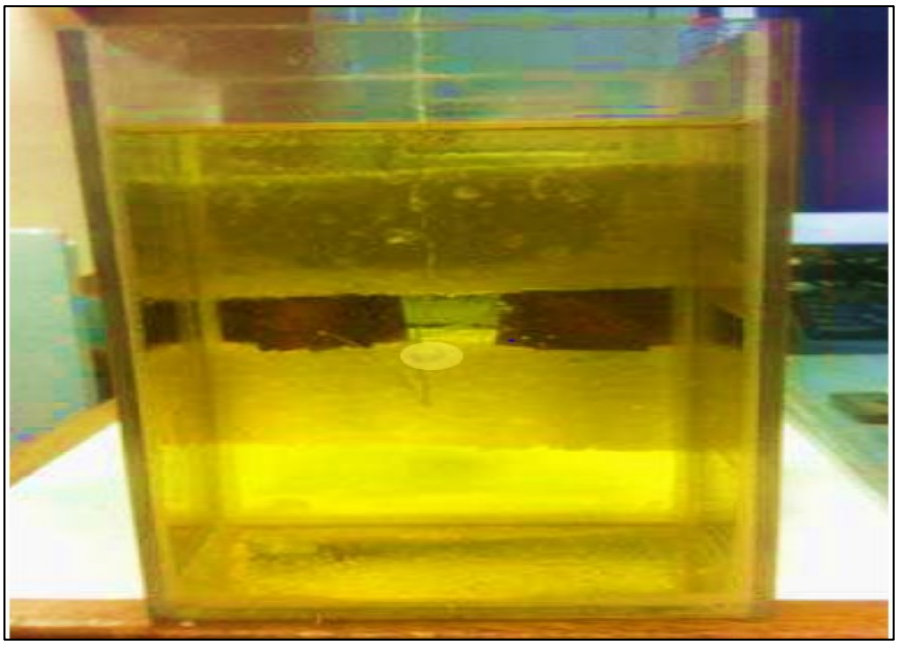
Lazebnik ve ark. (2007), sağlıklı ve hastalıklı meme dokularının dielektrik özellikleriyle ilgili daha önce yapmış oldukları deneysel çalışmayı 0.5 GHz ile 20 GHz frekans aralığı için Cole-Cole modellerine uygulamışlardır. Bu uygulamayı kullanarak bir-kutuplu ve iki-kutuplu Debye modellerinin parametrelerini türetmişlerdir. İki-kutuplu Debye modelinin 0.5 GHz ile 20 GHz arasında Cole-Cole modeline uygun olduğunu ispat etmişler ancak diğer tek-kutuplu Debye modeli için bu uygunluğu sağlayamamışlardır. 3.1 GHz ile 10.6 GHz arasındaki frekans değerleri için ise, uygunluğun mükemmel olduğunu göstermişlerdir.

Dartmouth Üniversitesi'nde bir grup araştırmacı meme kanseri tespiti için mikrodalga görüntüleme sisteminin kullanılacağı bir klinik modeli geliştirmişlerdir. Bu modelde 16 adet monopol antenden oluşan silindir şekilli bir dizi, plastik bir konteynerin etrafına yerleştirilmiştir. Bu konteynerin içi, uyumluluk ortamının sağlanması amacıyla gliserin ve su karışımı bir sıvı ile doldurulmuştur. Fantomlar oluşturulurken, farklı yaş gruplarından bayanlara ait memelerin yapısal özellikleri incelenmiştir. Kullanılan monopol antenlerin çalışma frekansları 500 MHz ile 3 GHz arasında seçilmiştir. Çalışmanın genel görüntüleme sonuçlarıyla, meme kanserini klinik olarak saptamak için mikrodalga görüntüleme kullanımının uygun olduğu gösterilmiş ve sistemin fizibilitesi açıklanmıştır (Meaney ve ark. 2007). Yaptıkları diğer bir araştırmada, Klemm ve ark. (2009) yüksek frekans aralığında (3–10 GHz) çalışmışlar, çok küçük boyutlu ÇGB antenleri yarım küre şeklinde dizmişlerdir. Geciktir ve topla isimli görüntü algoritmasının kullanıldığı bu sistemde, daha önce yapılan çalışmalarda bulunan tümör boyutundan daha küçük boyutta tümörler bulunmuştur. Bu durum bant genişliği yüksek olan antenlerle çalışmanın avantajını göstermiştir.

Bialkowski ve Wang. (2011), homojen silindirik bir gövdede küçük boyuttaki hedefleri tespit etmeyi hedefleyen bir ÇGB mikrodalga görüntüleme sistemi önermişlerdir. Silindirik gövde olarak, içi bitkisel yağla dolu bir kap ve suyla dolu küçük çaplı silindirik bir plastik çubuk kullanılmıştır. Bitkisel yağ sağlıklı meme dokusunu temsil ederken, su dolu çubuk ise tümörü temsil eder. Benzer diğer bir çalışmada ise silindir yerine dikdörtgen kap, su dolu çubuk yerine un ve su karışımından oluşan küresel şekilli bir nesne kullanılmıştır (Adnan ve ark. 2012). Bahsedilen bu sistemlere ait görüntüler sırasıyla Şekil 2.3 ve Şekil 2.4'de verilmiştir.



Şekil 2.3. Tümörü temsil eden su dolu bir çubuktan ve sağlıklı memeyi temsil eden bitkisel yağdan oluşan silindir şekilli kap (Bialkowski ve Wang 2011)

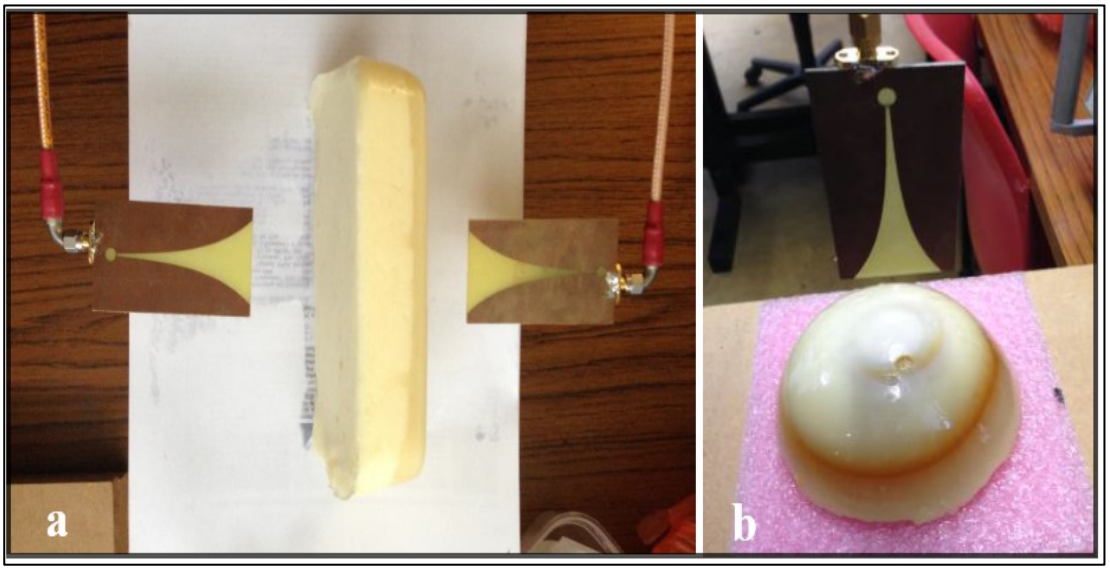


Şekil 2.4. Tümörü temsil eden un ve su karışımı maddeden ve sağlıklı memey temsil eden bitkisel yağdan oluşan dikdörtgen şekilli kap (Adnan ve ark. 2012)

Ünal (2013), tümör tespiti için karşılıklı kuplaj etkilerinin azaltıldığı bir çalışma yapmayı amaçlamıştır. Bu amacı gerçekleştirmek için, küre şekilli tümörleri simüle etmiştir. Deneysel çalışmalarında ölçmüş olduğu sinyalleri, hızlı ve geliştirilmiş algoritmalar kullanarak pozisyonun bir fonksiyonu olarak oluşturmuştur. Sonuç olarak homojen meme fantomlarına gömülü 8 mm ve 10 mm çaplı nesneleri küçük ve büyük Vivaldi antenler kullanılarak tespit etmiştir.

Edinburgh Üniversitesi'nde yapılan güncel bir çalışmada çok geniş frekans bandına sahip Vivaldi antenler kullanılmıştır. Monostatik ve bistatik ölçümlerin yapıldığı araştırmada, meme fantomu olarak hem düzlemsel hem de yarı küresel fantomlar kullanılmıştır. Bu fantomlara 10 mm boyutundaki tümör benzeri nesne çeşitli pozisyonlarda gömülerek deneyler yapılmıştır. Sonuç olarak, antenin tümöre yaklaşması durumunda yansıyan enerjinin arttığı, anten tümörden uzaklaştığında ise yansıyan enerjinin azaldığı rapor edilmiştir (Zhang, 2014). Bahsedilen çalışmadaki düzlemsel ve yarı küresel fantomlar üzerinde yapılan ölçümlere ait örnek görüntüler Şekil 2.5'de verilmiştir.

Mohammad (2014), 40 x 22 mm^2 boyutlarındaki 12 adet daralan yarık anteni (tapered slot antenna) 6 x 2 dizilişiyle dizi haline getirmiştir. Üretimini yaptığı küresel şekilli meme fantomunu bir platformun içine yerleştirmiş ve anten dizisini kullanarak bu fantom üzerinde ölçümler yapmıştır. Dizi anten kullanımının çözünürlüğü artırma ve daha hassas sonuçlar elde etme gibi avantajları olduğunu, ancak çok sayıda antenin bir arada bulunması nedeniyle karşılıklı kuplaj etkilerinin oluştuğunu açıklamıştır.



Şekil 2.5. Vivaldi antenlerle tümör tespiti için yapılan bazı ölçümler (Mohammad 2014)
(a: Düzlemsel fantom ile bistatik ölçüm; b: Yarı küresel fantom ile monostatik ölçüm)

2.3. ÇGB Radar Tabanlı Mikrodalga Görüntüleme Sistemi İçin Tasarlanan Antenler ile İlgili Çalışmalar

Önceki bölümlerde meme dokusunun elektriksel özellikleriyle ilgili yapılan çalışmalar verilmiş ve mikrodalga frekanslarda sağlıklı doku ile tümörlü dokunun özelikleri arasındaki belirgin farklılıklar olduğu açıklanmıştı. Bu farklılıklar sayesinde mikrodalgalar kullanılarak meme kanseri tespiti yapılabileceği belirtilmiş, mikrodalga temelli yöntemler arasında ÇGB radar tabanlı görüntüleme sisteminin ön plana çıktığı vurgulanmıştı. Birçok avantajı bulunan bu sistemle ilgili önemli çalışmalardan detaylı olarak bahsedilmişti. Bu bölümde ise, ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sistemlerinde kullanılmak üzere tasarlanıp test edilmiş ve önerilmiş olan antenlerle ilgili literatürde yer alan önemli çalışmalar verilecektir.

Mikrodalgalarla meme kanseri tespit sistemlerinde alıcı ve verici sensör görevini üstlenen antenlerin geniş frekans bandına, dar hüzme genişliğine, yüksek ve kararlı yönlülüğe, yüksek kazanç ve verimliliğe ve sıkı bir tasarıma sahip olmaları gerektiği daha önce açıklanmıştı. Bu özelliklere sahip antenler tümör tespitinin yanı sıra, duvar arkası ve toprak altı görüntüleme gibi radar mantığıyla çalışan tüm sistemler için uygundur. Araştırmacılar bu sistemlerde kullanılabilecek antenleri tasarlamak ve mevcut antenleri geliştirmek için çok sayıda çalışma yapmış ve yapmaya devam etmektedirler.

Yun ve ark. (2005), küçük boyutlu bir kelebek şekilli anten (bow-tie) tasarlayıp kullanmış ve meme kanseri tümörünü çapraz polarizeli yansımalarla algılamayı başarmışlardır. Çalışmada önerdikleri antenin çalışma frekans aralığını 2–4 GHz olarak elde etmişlerdir. Yapılan ölçümler neticesinde, benzetim ortamında 7 cm derinde bulunan 4 mm uzunluğundaki tümörü, deney ortamında ise 1 cm derinde bulunan 15 mm uzunluğundaki tümörü tespit etmişlerdir.

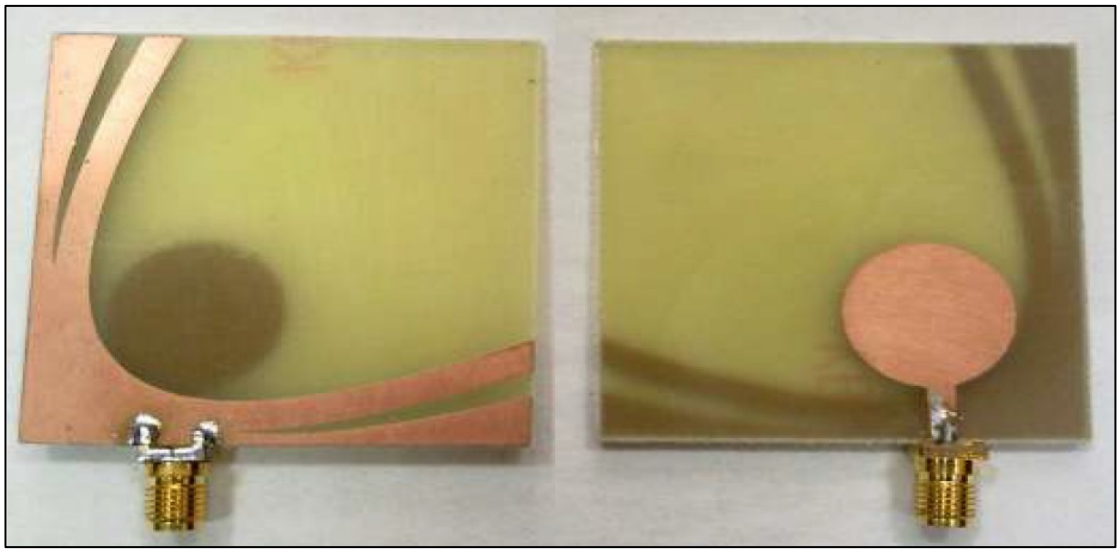
Locatelli ve ark. (2007), dairesel disk şekilli yamaya sahip bir DMA tasarlamış ve yansımasız odada yaptıkları testler neticesinde bu antenin radar tabanlı uygulamalar için uygun özelliklere sahip olduğunu raporlamışlardır. Önerdikleri antenin çalışma frekans aralığını 6–8 GHz olarak elde etmişlerdir. Antenin toprak yüzeyini L şekilli seçerek yönlü bir ışıma örüntüsü oluşturmayı başarmışlardır. Tasarladıkları anten ile geleneksel dairesel yamalı DMA'nın performanslarını karşılaştırmış ve önerdikleri antenin daha yüksek kazanca sahip olduğunu gözlemlemişlerdir.

Mokhtaari ve Bornemann (2008) dairesel disk şekilli yamaya sahip bir DMA tasarlarken Locatelli ve ark. (2007) tarafından önerilen antenden esinlenmiş, antenin toprak yüzeyini L şekle benzer şekilde parabol şekilli olarak oluşturmuşlardır. Önerdikleri antenin çalışma frekans aralığını 3–12.6 GHz olarak gayet yüksek bir miktarda elde etmişlerdir. Parabol şekilli toprak yüzey sayesinde yönlü bir ışıma örüntüsü oluşturmayı başarmışlar fakat dar olması arzu edilen hüzme genişliklerini yüksek olarak gözlemlemişlerdir. Tasarladıkları anteni üretmemiş, özelliklerini benzetim ortamında inceleyip test etmişlerdir.

Abbosh and Bialkowski (2009), açıklığı daralan bir yarık anten (tapered slot antenna) tasarlamış ve yaptıkları test ölçümleri neticesinde bu antenin ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme için uygun özelliklere sahip olduğunu raporlamışlardır. Çalışmada önerdikleri antenin çalışma frekans aralığını 3.1–10.6 GHz olarak elde etmişlerdir. Antenin temel parametrelerine ek olarak, zaman domenindeki performansını ve dürtü yanıtını da incelemişlerdir. İletilen dar darbe sinyallerinin bozulmasız (distortionless) olarak kabul edildiğini gözlemleyerek, antenin arzu edilen bir başarıyla çalıştığı sonucuna ulaşmışlardır.

Dengelenmiş zıt kutuplu Vivaldi anten (balanced antipodal Vivaldi antenna) ve Horn antenin tasarlanıp karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, anten boyutlarının ve çalışma frekanslarının görüntü kalitesini nasıl etkilediği araştırılmıştır. Buna göre, Horn antene kıyasla daha küçük boyuta ve yüksek BG'ye sahip olan Vivaldi antenin ölçümlerde daha duyarlı olduğu ve daha net sonuçların elde edilmesini sağladığı sonucuna varılmıştır (Bourqui ve ark. 2010).

Locatelli ve ark. (2007) tarafından önerilen L şekilli toprak yüzeye sahip antenden ve Mokhtaari ve Bornemann (2008) tarafından önerilen parabol şekilli toprak yüzeye sahip antenden esinlenerek tasarlanan diğer bir antende parabol şekilli toprak yüzeyde oyuklar açılmış ve yine dairesel yama kullanılarak tasarım yapılmıştır (Golezani 2012). Bu işlem neticesinde antenin yönlülüğünün artırılması ve YGHG değerinin azaltılması başarılmıştır. Önerilen antenin çalışma frekans aralığı 3.1–10.6 GHz, aynı frekans aralığındaki YGHG değerleri ise 54–22 derece olarak elde edilmiştir. Bu özelliklere sahip küçük boyutlu bir antenin mikrodalga görüntüleme sistemlerinde ve radar uygulamalarında kullanılmak için gayet uygun olduğu sonucunu paylaşılmıştır. Bu antenin görüntüsü Şekil 2.6'da verilmiştir



Şekil 2.6. Parabol şekilli toprak yüzeyli ve dairesel yamalı DMA (Golezani 2012).

Meme kanseri tespitinin ÇGB radar tabanlı yöntemle gerçekleşmesinde kullanılabilecek ölçüm tekniklerinden birinin multistatik ölçüm olduğu önceki bölümlerde bahsedilmişti. Multistatik ölçüm düzeneği için çok sayıda ve oldukça küçük boyutlarda (28x29 mm^2) antenin tasarlanıp kullanıldığı bir çalışmada anahtarlama sistemi uygulanmış ve antenlerin döndürülmesine gerek kalmadan başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Kullanılan bu antenlerin çalışma frekansları 0.5–3 GHz olarak seçilmiştir (Aguilar ve ark. 2013).

Ünal ve ark. (2014) tarafından ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sistemi için yapılan bir çalışmada, küresel konformal kelebek şekilli antenin (bow-tie) meme tümörü tespitine nasıl bir katkı sunacağı benzetim yoluyla incelenmiştir. Önerilen antenlerin çalışma frekans aralığı 1–8 GHz olarak elde edilmiş ve benzetim ortamında 2 mm boyutundaki küresel şekilli tümörlerin görüntülenmesi başarılmıştır.

Çeşitli deneysel düzeneklerin yansımasız ortamda hazırlandığı ve saçılma parametresi ölçümlerinin yapıldığı diğer bir çalışmada ise, metal kaviteyle arkalanmış bir Vivaldi anten ve oluklu bir Vivaldi anten tasarlanmıştır. Bu antenlerin performansları gözlemlenmiş ve aynı boyutlardaki jenerik bir Vivaldi antenin performansıyla karşılaştırmalar yapılmıştır. Elde edilen deneysel sonuçlara göre, önerilen anten tasarımlarının mikrodalga görüntüleme için daha etkili ve başarılı oldukları gözlemlenmiştir (Abbak 2015). Radar tabanlı medikal görüntüleme yöntemleri için tasarlanan ve özellikleri kısaca açıklanan bu anten çeşitlerinin dışında, farklı uygulamalarda kullanılmak üzere küçük boyutlu, geniş frekans bantlı ve yüksek yönlülüğe sahip daha birçok anten tasarlanıp, üretilip, test edilmiştir.

Örneğin; Ren ve ark. (2009), Zhu ve ark. (2011), Elboushi (2014) ve Yılmaz (2017) yaptıkları çalışmalarda duvar arkasında bulunan sabit veya hareket eden nesnelerin tespitini sağlamak için antenler tasarlamışlardır.

Sagnard and Rejiba (2011), Tan et al. (2012), Karim et al. (2013), Wang et al. (2016), yaptıkları çalışmalarda yer altı görüntüleme radarında kullanılmaya uygun antenler tasarlamışlardır.

Meloui ve Essaaidi (2014), Meena ve ark. (2016) yaptıkları çalışmalarda C & X bantlarında çalışmaya uygun, geniş bantlı ve yönlü antenler tasarlamışlardır.

Sonuç olarak, mevcut antenlerin eksik yönlerinin geliştirilmesi ve yeni antenlerin literatüre kazandırılması için araştırmalar yoğun bir şekilde devam etmektedir.

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasında, ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yöntemi kullanılarak monostatik ölçüm sistemiyle meme kanseri tespitine yönelik ölçümler yapılmıştır. Bu ölçüm sistemi için; mikrodalga sinyallerin gönderilmesini, yansıyan sinyallerin ise toplanarak analiz edilmesini sağlayan bir VNA cihazı, alıcı ve verici görevini üstlenen bir sensör yani anten ve tümörlü dokuya sahip bir meme veya tümör benzeri nesneye sahip bir meme fantomu gerektiği önceki bölümlerde anlatılmıştı. Bunlara ek olarak, VNA'nın kalibre edilmesi için kalibrasyon kiti, VNA ile anten arasında bağlantıyı sağlamak için ölçüm kablosu ve verilerin görüntüye dönüştürülmesinde kullanılmak üzere bilgisayar gerekmektedir. Bahsedilen tüm bu materyaller ve kullanılan ölçüm sistemiyle ilgili bilgiler bu bölümde verilecektir.

3.1. Ölçüm Ortamı

Ölçüm ortamındaki en önemli cihaz olan VNA, test edilecek sistemin girişine genlik ve faz değerleri bilinen bir sinyal uygulayan ve sistemin çıkışındaki sinyali analiz ederek sistem yapısı hakkında kullanıcıya bilgiler veren bir cihazdır (Sever 2011). Bu bilgiler kullanılarak S parametreleri, iletim ve yansıma katsayıları, empedans vb. gibi, antenlere ait önemli veriler elde edilir. Bu veriler, tasarlanan bir antenin performansının benzetim sonuçlarıyla uyumlu olup olmadığı hakkında bilgiler verir. Yapılan ölçümlerde, Anritsu firması tarafından üretilmiş olan ve 5 kHz ile 20 GHz frekansları arasında çalışabilen el tipi bir VNA cihazı kullanılmıştır. Cihazın bu frekanslarda çalışabilmesi, ÇGB uygulamalarında kullanılabilmesine ve tez çalışmasında önerilen antenlerin ölçülüp test edilebilmesine olanak sağlamaktadır.

VNA ile ölçümlere başlamadan önce cihaz kalibre edilmelidir. Bu amaçla çeşitli kalibrasyon teknikleri bulunmaktadır. Saçılma parametrelerini ölçmek isteyen kullanıcılar genellikle hem iletim hem de yansıma portlarını kalibre etmektedirler (Avşar Aydın 2014). Çalışmamızda kalibrasyon tekniği olarak Kısa-Açık-Yük (Short-Open-Load) tekniği tercih edilmiştir.

Ölçüm ortamında bulunan antenler VNA cihazında yer alan portlara direk olarak bağlanabileceği gibi, bazı özelliklere sahip kablolar aracılığıyla bağlanıp da çalışabilirler. Bu tez çalışmasında, antenin meme fantomlarına sinyal gönderebilmesi için belirli pozisyonlarda konumlandırılması gerektiğinden dolayı, kablo kullanımı zorunlu hale gelmiştir.

Anritsu firması tarafından üretilmiş olan ve bu çalışmada kullanılan kablo 1 metre uzunluğuna ve 50 ohm direnç değerine sahiptir. 18 GHz frekansına kadar sinyalleri başarılı şekilde iletebilmektedir. Bir tarafı dişi, diğer tarafı erkek bağlantı elemanlarından oluşmaktadır (Anritsu 2015). Gerek HFSS benzetim programıyla yapılan ölçümler için, gerekse de pratik ölçümlerde elde edilen sonuçların analiz edilip yorumlanması için yüksek hızda çalışabilen, üstün özelliklere sahip bilgisayarların kullanılması uygun olacaktır. Bu çalışmada da yüksek performansa sahip bir dizüstü bilgisayar kullanılarak gerekli işlemler başarıyla gerçekleştirilmiştir.

Anritsu MS2028C VNA cihazı, kullanılan kalibrasyon kiti, ölçüm kablosu ve bilgisayar ile ilgili görüntüler ve detaylı bilgiler Ek-1'de verilmiştir.

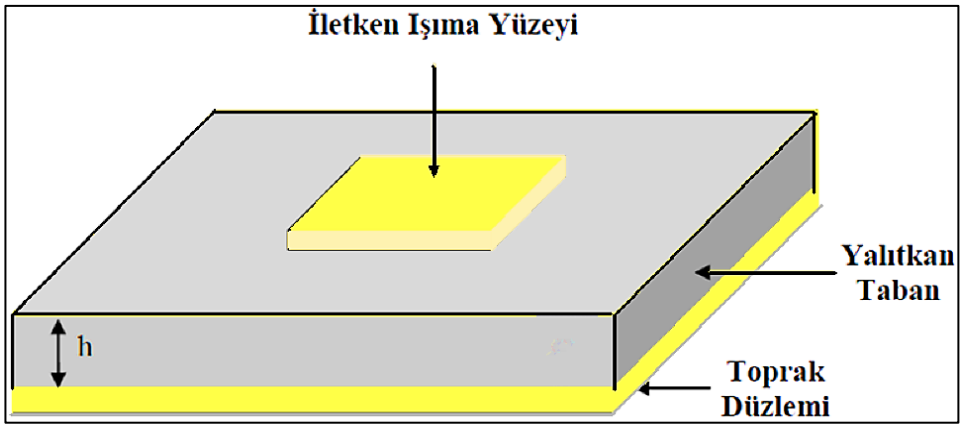
3.2. Antenler

3.2.1 Anten Tasarımıyla İlgili Ön Bilgiler

ÇGB radar tabanlı görüntüleme sistemi kullanılarak meme kanseri tespitinin yapılabilmesi için; küçük bir boyuta, çok geniş bir frekans bandına, dar bir hüzme genişliğine, kararlı ve yönlü bir ışıma örüntüsüne, yüksek bir kazanç ve verimliliğe sahip antenlere ihtiyaç duyulduğu önceki bölümlerde vurgulanmıştı.

Antenin küçük boyutlu olmasının arzu edilmesindeki amaç, sisteme entegresinin kolay olması içindir. Hem monostatik ve bistatik sistemlerdeki tarama düzeneklerinde kullanılabilmesi, hem de multistatik bir sistemde çok sayıda olup yan yana dizilebilmesi için antenlerin olabildiğince küçük boyutlu olması istenir. Bu nedenle horn anten, çift çıkrıklı horn anten, horn lens anten, vivaldi anten gibi bazı antenler geniş frekans bandına sahip olmalarına rağmen, boyutlarının büyük olması nedeniyle ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yönteminde pek tercih edilmezler.

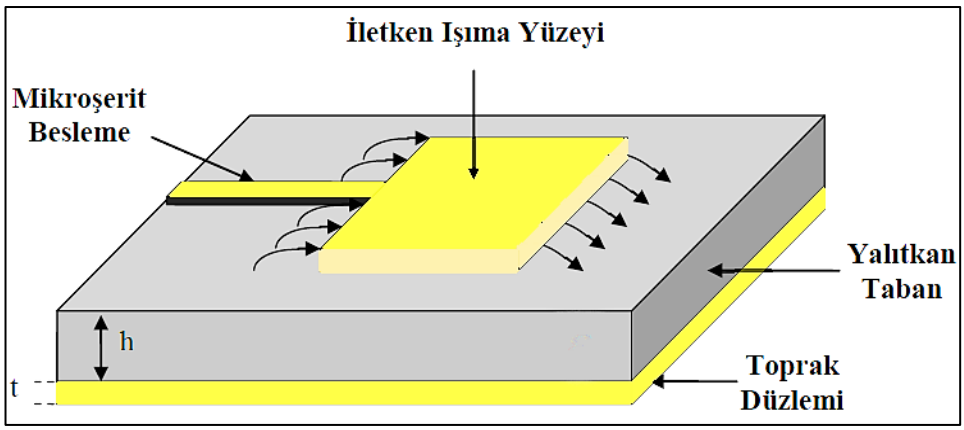
Küçük boyutlu olma özelliğini sağlamak için seçilebilecek en uygun anten çeşitlerinden biri 'Mikroşerit Yama Anten (MYA)'dır. MYA'lar Şekil 3.1'de görüleceği üzere; düşük kayıplı ($2.2 \leq \varepsilon_r \leq 12$) ince bir yalıtkan tabakadan, bu tabakanın üst yüzeyinde yer alan ve ışıma yapan iletken bir malzemeden ve diğer yüzeyinde de iletkenle kaplı bir toprak tabakadan oluşur. Yalıtkan tabaka, devre elemanlarının uygun bir şekilde monte edilmesine olanak sağlar. Mikroşerit antenlerin performansları, ışıma yapan yamalarının boyut ve şekillerine, ara katman olarak kullanılan yalıtkan tabakalarının kalınlık ve dielektrik sabiti değerlerine göre değişir. Ayrıca taban malzemesi, ve mekanik açıdan bu elemanlara destek olur (Akkaya 1997).



Şekil 3.1. Mikroşerit yama antenin yapısı (Çekingen 2011)

MYA'lar birçok şekilde beslenebilir. En çok kullanılan yöntemlerden ikisi temaslı diğer ikisi ise temassız gerçekleşir. Temaslı yöntemde kaynaktan gelen güç, ışıma yapan yamaya doğrudan temas eden bir yapıyla iletilir. Temassız yöntemde ise güç iletimi, ışıyan yama ile mikroşerit hat arasında elektromanyetik kuplajla gerçekleşir. Mikroşerit hat ve koaksiyel prob teknikleri temaslı, açıklık kuplajlı ve yakınlık kuplajlı teknikler ise temassızdır (Çakır 2004).

Bu tez çalışmasında tercih edilen besleme yöntemi mikroşerit hat ile beslemedir. Bu besleme tekniğiyle oluşturulan bir MYA ve antende meydana gelen ışıma oluşumu Şekil 3.2'de gösterilmiştir (Çekingen 2011).



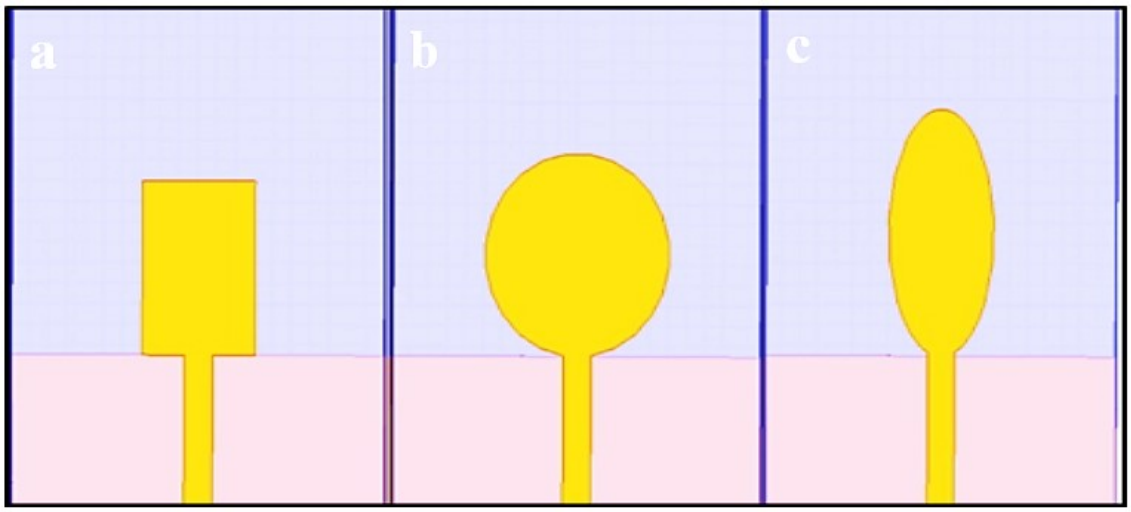
Şekil 3.2. Mikroşerit hat beslemeli bir MYA ve ışıma oluşumu

MYA'ların hafiflik, küçük hacim, düşük üretim maliyeti ve kütlesel üretim kolaylığı gibi birçok avantajları olmakla birlikte, bant genişliklerinin dar ve kazançlarının düşük oluşu gibi bazı olumsuz özellikleri de bulunmaktadır. Oysa bu tez çalışmasında tercih edilen yöntemin ÇGB olduğu, bu nedenle kullanılacak olan küçük boyutlu antenin olabildiğince geniş bir çalışma frekansına da sahip olması gerektiği önceki bölümlerde açıklanmıştı.

Son yıllarda MYA'ların küçük boyutlu olma özelliğini muhafaza edip, dar bantlı olma olumsuzluğunu ortadan kaldıran ve MYA'ların özel bir durumuna karşılık gelen DMA'ların tasarımı hız kazanmıştır. Bu durumun en önemli nedenlerinden biri, önceki bölümlerde de bahsedildiği üzere 3.1–10.6 GHz frekans bölgesinin FCC tarafından 2002 yılında serbest bölge olarak ilan edilmesidir (FCC 2002). Bu gelişmeyle birlikte, bahsedilen frekans bölgesinin tümünü veya bir kısmını kapsayan antenlerin tasarımı oldukça önem kazanmıştır. Böylece, çok geniş frekans bandına sahip DMA'lar ÇGB uygulamalarında sıkça kullanılmaya başlayan bir anten tipi haline gelmiştir.

Bir antenin ÇGB olarak kabul edilmesi için; merkez frekansı (f_c) 2.5 GHz'den düşük iken BG'nin f_c'nin en az %20'si kadar olması, f_c'si 2.5 GHz'den büyük iken ise BG'nin en az 500 MHz olması gerekir (Gerits 2010). ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme uygulamalarında ise BG'nin 3.1–10.6 GHz aralığını tamamen kapsaması veya düşük frekans (3.1–5 GHz) ya da yüksek frekans (6–10.6 GHz) bantlarından birini kapsaması için yaklaşık %50'lik bir orana sahip olması arzu edilir (Azim ve ark. 2013).

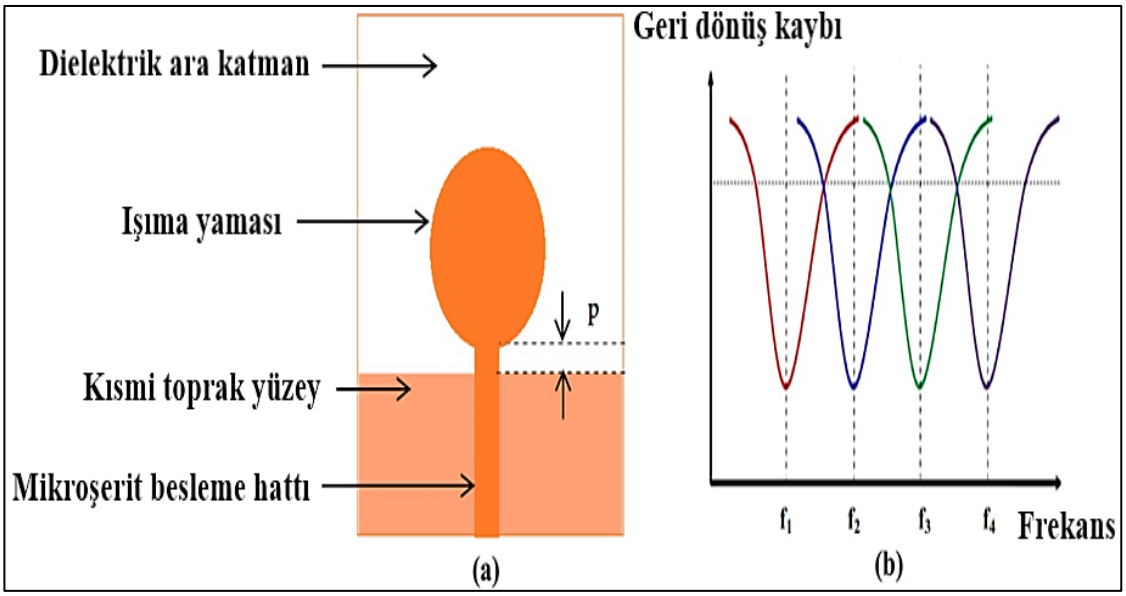
DMA'lar mikroşerit antenlerin tam haldeki toprak yapılarının bozularak kısmi hale getirilmesi işlemiyle oluşturulurlar. Işıma yamalarının geometrik şekillerine göre, dikdörtgen, dairesel, eliptik, kare veya bu şekillerin birleşimleriyle adlandırılabilirler. Örnek olarak üç farklı DMA çeşidi Şekil 3.3'de verilmiştir.



Şekil 3.3. DMA çeşitleri (a: Dikdörtgen yamalı; b: Dairesel yamalı; c: Eliptik yamalı)

Tam bir toprak düzlemine sahip olan geleneksel MYA'lar sadece bir rezonans modunu desteklerken, kısmi bir toprak düzlemine sahip olan DMA'lar birden fazla rezonans modunu desteklemektedir (Balanis 2015). DMA'larda yakın aralığa sahip çoklu rezonans modları (f_1, f_2, f_3, … , f_N) üst üste binerek geniş bir BG oluştururlar.

Işıma yamasının boyutları birinci rezonans modunun hangi frekansta gerçekleşeceğinin belirlenmesine yardımcı olur (Haraz ve Sebak 2013). Bu tez çalışmasında dairesel ve dörtgen şekilli yamalara sahip DMA tasarımları yapılmıştır. Örnek olarak Dairesel DMA'nın tanıtımı ve rezonans modlarıyla ilgili grafik Şekil 3.4'de verilmiştir.



Şekil 3.4. Dairesel yamalı DMA (a: Tanıtımı; b: Oluşan rezonans modları)

ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sisteminde kullanılacak antenin küçük boyutlu ve ÇGB olmasına ek olarak, hedefleri tespit yeteneğinin iyi olması için yüksek yönlü ve kararlı bir ışıma örüntüsüne ve düşük bir YGHG değerine de sahip olması gerektiği bilinmektedir. Bu amaçla kullanılan en yaygın tekniklerden bazıları, antenin toprak yüzeyinin veya ışıma yamasının şekillerinde çeşitli değişiklikler yapmaktır. Toprak yüzeyde bir köşe yansıtıcı (reflektör) kullanmak, ışıma örüntüsünde görülen istenmeyen yan hüzmelerin bastırılması için etkili bir yöntemdir. Yansıtıcının eklenmesiyle birlikte toprak yüzey L şekle, parabolik şekle vb. bir şekle dönüşür. Bu şekillere sahip toprak yapıların kullanıldığı çok sayıda çalışma vardır (Locatelli ve ark. 2007, Mokhtaari and Bornemann 2008, Golezani 2012).

Işıma yamasının besleme hattıyla temas kurduğu noktada dar olup diğer yöne doğru genişleyen bir şekle sahip olması da anten yönlülüğünü artıran diğer bir yöntemdir (Han ve Sim 2009, Patil ve Kawitkar 2014). Bu tez çalışmasında tasarlanan antenlerin birinde L şekilli toprak yüzey kullanılırken, diğerinde ise toprağa yansıtıcı eklenmeyerek ışıma yamasının şeklinde çeşitli işlemler yapılmıştır. Antenlerin görüntüleri sonraki bölümlerde verilecektir.

Kullanılacak antenin DMA olarak seçilmesiyle ve toprak yapısında yansıtıcı kullanılması veya yamasının şeklinin düzenlenmesiyle birlikte, ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sistemi için gereken küçük boyutlu olma, çok geniş bir çalışma frekans aralığında çalışma ve yönlü bir ışıma örüntüsüne sahip olma gibi gereklilikler kısmen sağlanmış oldu. Ancak; her ne kadar DMA'lar MŞA'lara kıyasla geniş bantlı olsalar da, antenin BG'si ve empedans uyumluluğu çeşitli tekniklerle daha da artırılabilir. Bu tekniklerden en yaygın olanları 'bozulmuş toprak yüzey' oluşturmak ve ışıma yamasının veya besleme hattının konumunu ayarlamaktır (Ahn ve ark. 2001, Guha ve ark. 2005, Zhang ve ark. 2010, Karamanoglu ve ark. 2013, Dong ve ark. 2017).Yamanın ve besleme hattının konumunun belirlenmesi, deneysel olarak belirli noktalara kaydırma işlemleriyle gerçekleşirken; toprak yüzeyin bozulması, oyuklar (slots) ve çentikler (notches) açma gibi işlemlerle sağlanır. Bu işlemler neticesinde, antenin ışıma özellikleri fazla etkilenmeden BG'nin ve empedans uyumunun geliştirilebileceği birçok çalışmada raporlanmıştır (Golezani ve ark. 2012a, Bah ve ark. 2015, Wani ve Kumar, 2015). Toprak yüzey üzerinde açılan oyuk ve çentikler, üçgen, dikdörtgen, kare, dairesel, altıgen ve daha birçok şekilde olabilirler (Sarkar ve ark. 2011, Jakob ve ark. 2012, Azim ve ark. 2013, Ullah ve ark. 2016).

Bu tez çalışmasında tasarlanan antenlerin birinde besleme hattı ışıma yamasının merkezinden 2 mm kaydırılmış, ayrıca toprak yüzeyde üçgen ve dikdörtgen şekilli oyuk ve çentikler kullanılmıştır. Diğer tasarımda ise besleme hattında herhangi bir kaydırma işlemi yapılmamış, toprak yüzeyde ise dikdörtgen şekilli çentik ve oyuklar tercih edilmiştir. Bu işlemlerin BG'ye etkisi sonraki bölümlerde gösterilecektir.

Her ne kadar köşe yansıtıcıya veya değişime uğrayan ışıma yamasına sahip DMA'lar MŞA'lara kıyasla yönlü bir ışıma örüntüsüne sahip olsalar da, YGHG'nin daha da daraltılması, yönlülüğün daha da yükseltilmesi ve ışıma örüntüsünün çalışma frekansı boyunca daha kararlı olması gibi arzu edilen özelliklerin sağlanması için başka performans geliştirme işlemleri de uygulanabilir. Bu amaçla kullanılan en yaygın tekniklerden biri, antenin ışıma yamasının bulunduğu yüzeye parazit elemanlar eklemektir (Wood 1980, Zurcher ve Gardiol 1995, Abdelaziz 2006, Tseng ve ark. 2009). Bu tez çalışmasında tasarlanan antenlerin birinde ışıma yamasına yakın bir noktaya parazit eleman eklenmiş, diğer tasarımda ise herhangi bir ekleme yapılmamıştır. Böylece parazit eleman kullanımının etkisi gözlemlenmiştir.

Yönlülüğün yükseltilmesi amacıyla yapılan işlemlerin antenin verimliğini olumsuz olarak etkilememesi de dikkat edilmesi gereken diğer bir husustur. Yönlülük, kazanç ve verimlilik arasında önemli bir ilişki bulunduğu önceki bölümlerde anlatılmıştı. Buna göre; verimliliğin düşmesi, kazancın da düşmesi anlamına gelir ve bu istenmeyen bir durumdur. Bu tez çalışmasında tasarlanan antenlerin verimlilik ve kazanç değerleri de iyi seviyelerde elde edilmiştir.

Anten tasarımı ve tasarlanan antenin performansının iyileştirilmesi için bu bölümde anlatılan bütün işlemler öncelikle benzetim ortamında gerçekleştirilmelidir. Bu amaçla kullanılabilecek çeşitli anten tasarım programları bulunmaktadır. Benzetim sonuçlarına göre tasarım amacına uygun olduğu anlaşılan antenlerin üretimi gerçekleştirilir. Üretim aşamasında baskı devre çizimi elle yapılabileceği gibi, gelişmiş makinelerle otomatik olarak da yapılabilmektedir.

Bu tez çalışmasında benzetim aşamaları için 'Yüksek Frekans Yapı Simülatörü (High Frequency Structure Simulator–HFSS)', üretim aşamaları içinse 'Baskı Devre Kazıma Makinesi' kullanılmıştır.

3.2.1.1. HFSS Programı

HFSS benzetim programı, başta antenler olmak üzere bazı 3 boyutlu cihazların tasarımını ve modellenmesini sağlayan yüksek performansa sahip bir elektromanyetik alan benzetim programıdır. HFSS kullanılarak elektromanyetik problemler hızlı ve net bir biçimde çözümlenebilir. Bu program yardımıyla parazitik parametreler (S, Y, Z) çıkartılabilir, 3 boyutlu yakın ve uzak elektromanyetik alanlar çizdirilebilir ve tasarım parametreleri optimize edilerek performansın gözlemlenmesi sağlanabilir. HFSS, analiz yapmak için sonlu elemanlar metodunu kullanır ve sunduğu üst düzey özelliklere sahip grafikler sayesinde 3 boyutlu yapının özellikleri hakkında detaylı bir bilgi edinmeyi sağlar (Sever 2011). Program ile ilgili şekiller ve detaylı bilgiler Ek 2'de verilmiştir.

3.2.1.2. Baskı Devre Kazıma Makinesi

Tasarımı yapılan DMA'nın ön yüzünde ışıma yaması arka yüzünde toprak yapı bulunduğundan dolayı, anten üretimi için çift yüzlü bir baskı devre kartı (PCB) gerekmektedir. HFSS programında tasarımı yapılarak şekli ve ölçüleri belirlenmiş olan antenin kart üzerine basılarak üretilmesi için baskı devre kazıma makinesine ihtiyaç duyulur. Baskı devre kartı ve kazıma makinesi ile ilgili görüntüler ve detaylı bilgiler Ek 3'de verilmiştir.

3.2.2. Dairesel Yamalı DMA Tasarımı

Bu bölüme kadar anlatılan anten tasarım aşamaları şu şekilde özetlenebilir; öncelikle küçük boyut ve çok geniş frekans bandı elde etmek için MŞA'ların özel bir durumuna denk gelen DMA kullanımı tercih edilir. Daha sonra yönlü ışıma örüntüsü elde etmek için toprak yüzeyin ve ışıma yamasının şekli belirlenir. Yamanın ve besleme hattının konumu ayarlanır. Bunlara ek olarak bant genişliğini daha da artırmak için oyuklar ve çentikler kullanılabilir. Yönlülüğü daha da artırmak, dolayısıyla hüzme genişliğini azaltmak için parazit elemanlar eklenebilir.

Bahsedilen işlemlere başlamadan önce, planlanan çalışma frekansının en küçük değerinin kaç olacağı kararlaştırılır. Bu değere göre yamanın boyutları hesaplanır.

Bir DMA'nın en düşük çalışma frekansı (alt kesim frekansı); ışıma yamasının alanının, eşdeğer silindirik bir monopol antenin alanına eşitlenmesiyle yaklaşık olarak hesaplanabilir. Eşdeğer antenin yüksekliği L ve yarıçapı r olarak ifade edilirse, Eşitlik (3.1) ve (3.2) neticesinde dairesel yamanın boyutları elde edilecektir. Eşitliklerde a dairesel yamanın yarıçapını tanımlar ve L=2a olarak kabul edilir (Agrawall ve ark. 1998, Kumar ve Ray 2013).

$$2\pi rL = \pi a^2 \qquad (3.1)$$

$$r = a/4 \qquad (3.2)$$

Bir λ/4 tek kutuplu antenin giriş empedansı, bir λ/2 dipol antenin yarısına eşittir. λ sembolü dalgaboyunu ifade eder. Buna göre, çok ince bir monopol antenin giriş empedansı indüktif olarak 36.5 + j21.25 Ω olarak hesaplanır.

Giriş empedansının gerçek kısmı, monopol antenin biraz daha küçük bir uzunluğu kullanılarak aşağıdaki gibi elde edilir (Balanis 2015):

$F = \frac{L/r}{1+L/r} = \frac{L}{L+r}$ olmak üzere,

$$L = 0.24\lambda F \qquad (3.3)$$

Eşitlik 3.3 kullanılarak dalgaboyu Eşitlik 3.4'deki gibi elde edilir:

$$\lambda = \frac{L+r}{0.24} \qquad (3.4)$$

Böylece dairesel yamalı DMA'nın en düşük çalışma frekansı aşağıdaki eşitlikle bulunur ve f_L ile gösterilir .

$$f_L = \frac{c}{\lambda} = \frac{30 \times 0.24}{L+r}\ \text{GHz} = \frac{7.2}{L+r}\ \text{GHz} \qquad (3.5)$$

Şekil 3.5'de gösterilmiş olan p uzunluğunun etkisi Eşitlik (3.5)'te hesaba katılmamıştır. Oysa p değeri antenin toplam uzunluğunu arttırır, dolayısıyla frekansı azaltır. Bu nedenle Eşitlik 3.5 aşağıdaki gibi düzenlenmelidir (Kumar ve Ray 2013):

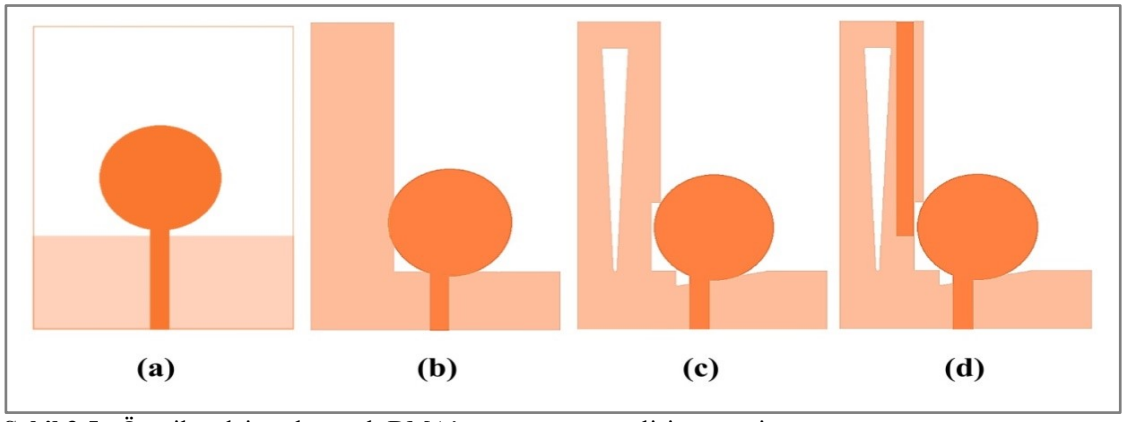
$$f_L = \frac{7.2}{L+r+p} \text{ GHz} \qquad (3.6)$$

Ancak, Kumar ve Ray (2013) tarafından önerilen antenden farklı olarak, bu tez çalışmasında tasarlanan DMA'ların arka yüzeyindeki kısmi toprak yapısından dolayı bir dielektrik tabaka bulunmaktadır. Bu dielektrik malzeme, alt kesim frekansı değerinin azalmasına sebebiyet verecektir. Bundan dolayı, DMA'ların f_L'sinin hesaplanması için daha uygun olan bir eşitlik Ray ve Ranga (2007a) tarafından aşağıdaki gibi sunulmuştur:

$$f_L = \frac{7.2}{\{(L+r+p) \times k\}} \text{ GHz} \qquad (3.7)$$

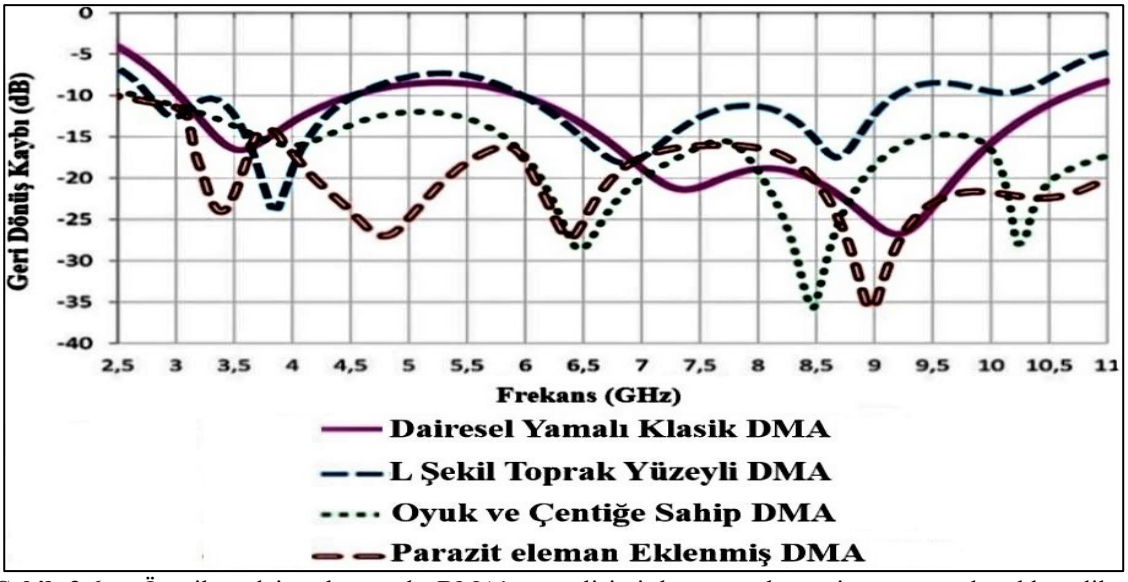
Eşitlik (3.7)'de kullanılan k katsayısının değeri, 1.6 mm kalınlığındaki bir FR4 Epoxy malzeme için 1.15 olarak önerilmiştir (Shanon ve ark. 2005, Ray ve Ranga 2007b). Bu tez çalışmasında da 1.15 olarak kabul edilecektir. Eşitliklerdeki L, r ve p değerleri santimetre cinsindendir. Tasarlanacak antenlerin en düşük frekans değerinin 3 GHz civarında olmasına karar verilmiştir. Bunun nedenlerinden biri, önceki bölümlerde bahsedildiği üzere 3.1 GHz ile 10.6 GHz arasında kalan frekans bölgesinin FCC tarafından serbest bölge olarak ilan edilmesinden dolayıdır. Dalganın meme yapısına nüfuz edebilmesi için en az birkaç GHz seviyelerinde olması gerekliliği de 3 GHz frekans seçimi için diğer bir nedendir. Eşitlik 3.7'de f_L=3 GHz, L=2a, r= a/4 ve p=1 mm olarak yerleştirilirse, dairesel yamanın yarıçapı yaklaşık 9 mm olarak bulunur. Yamanın boyutunun hesaplanmasıyla birlikte, bu bölümün başında bahsedilen ve aşağıda detaylı olarak açıklanan tasarım aşamalarının uygulanmasına başlanabilir.

Dairesel yamalı DMA'nın boyutları 55 x 40 mm^2, besleme hattının uzunluğu 11 mm ve genişliği 3 mm olarak tasarlanmıştır. Yarıçapı 9 mm olarak hesaplanan yamanın merkezi yatayda 22 mm ve dikeyde 18 mm noktalarına yerleştirilmiştir. Besleme hattının konumu ise yamanın merkez hizasından 2 mm solda olacak şekilde ayarlanmıştır. Toprak yüzey Locatelli ve ark. (2007) tarafından önerildiği gibi L şekilli oluşturulmuş, köşe yansıtıcının boyutları HFSS yardımıyla optimum değerlerde elde edilmiştir. Daha sonra sırasıyla oyuk/çentik açma ve parazit ekleme işlemleri yapılmıştır. Tüm bu aşamalar Şekil 3.5'de gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Önerilen dairesel yamalı DMA'nın tasarım ve gelişim süreci
(a: Dairesel yamalı klasik DMA; b: L şekil toprak yüzeyli DMA;
c: Oyuk ve çentiğe sahip L şekil toprak yüzeyli DMA;
d: Oyuklu ve çentikli L şekil toprak yüzeye sahip ve parazit eleman eklenmiş DMA)

Şekil 3.5'de gelişim süreci gösterilen antenin, tasarım aşamaları boyunca benzetim ortamında nasıl bir geri dönüş kaybı ve BG elde ettiği Şekil 3.6'da verilmiştir. Buna göre; Şekil 3.5 (a)'da görülen klasik DMA, 4.5–6 GHz aralığı hariç olmak üzere 3–10.6 GHz frekans bandında çalışabilmekte iken, Şekil 3.5 (b)'de görülen L şekilli toprak yüzeyli DMA ise 4.5–6 GHz aralığı hariç olmak üzere 2.75–9.2 GHz bandında çalışabilmektedir. Şekil 3.5 (c)'de görülen üçgen oyuk ve çentiğin BG'ye etkisi Şekil 3.6'da belirgin olarak görülmektedir. Bu işlemle birlikte 9.2 GHz olan üst frekans 11 GHz'den daha üst bir noktaya yükselmiş, alt frekans 0.2 GHz kadar azalmış, aradaki bozukluklar ise giderilmiştir. Şekil 3.5 (d)'de görülen parazit eleman ekleme işleminin ise BG'ye fazla bir etkisi olmamıştır. Çünkü kullanılan parazit, BG'yi artırmaktan ziyade, yönlülük ve YGHG değerlerini iyileştirmek için eklenmiştir.

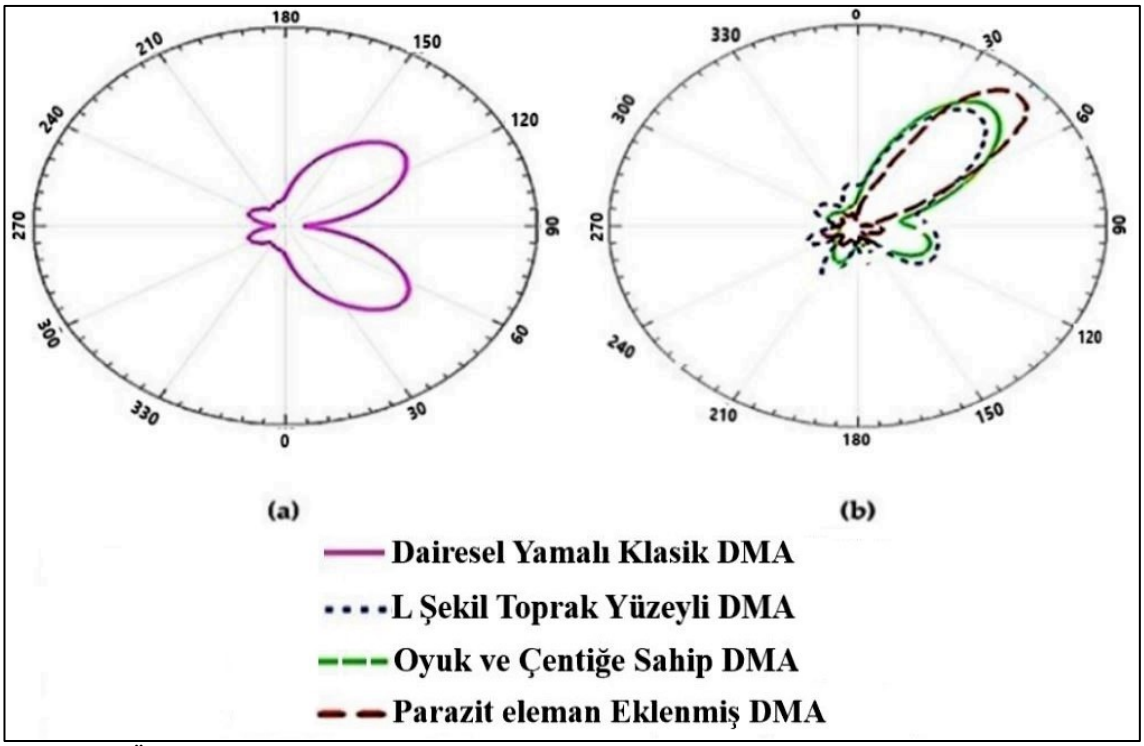


Şekil 3.6. Önerilen dairesel yamalı DMA'nın gelişimi boyunca benzetim ortamında elde edilen geri dönüş kayıpları

Şekil 3.5'de gelişim süreci gösterilen antenin, tasarım aşamaları boyunca benzetim ortamında nasıl bir ışıma örüntüsü elde ettiği Şekil 3.7'de verilmiştir. Buna göre; Şekil 3.5(a)'da görülen klasik DMA iki ana ışıma hüzmesine sahip iken, Şekil 3.5(b)'de görülen L şekil toprak yüzeyli DMA'nın ışıma örüntüsünde ise bu hüzmelerden biri bastırılarak diğer hüzmenin değeri yükseltilmiştir.

Şekil 3.5(c)'de görülen oyuk ve çentiklerin ışıma örüntüsüne ve yönlülüğe fazla bir etkisi olmamıştır. Bu durum beklenen bir sonuçtur. Zira bu işlem ışıma örüntüsünü geliştirmek ve yönlülüğü yükseltmekten ziyade, empedans uyumluluğunu ve BG değerlerini iyileştirmek için yapılmıştı ve işlemin etkisi yukarda açıklanmıştı.

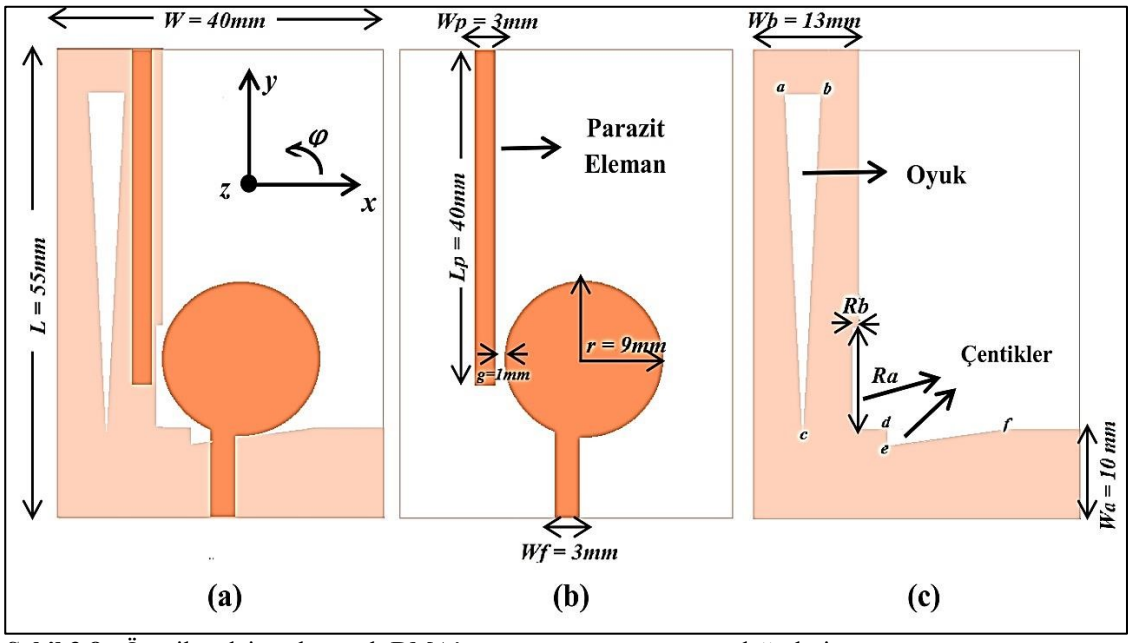
Şekil 3.5(d)'de görülen parazit eleman ekleme işleminin ışıma örüntüsüne, yönlülüğe ve YGHG değerine etkisi ise Şekil 3.7'de belirgin olarak görülmektedir. Bu işlemle birlikte örneğin 8 GHz frekansında 42^0 olan YGHG değeri azalarak 34^0 değerine düşmüştür. Bunun neticesinde ana ışıma hüzmesinin zirve noktası yükselmiş, dolayısıyla yönlülük değeri de artmıştır.



Şekil 3.7. Önerilen DMA'nın gelişimi boyunca benzetimortamında 8 GHz frekansı için elde edilen ışıma örüntüleri (a: Dairesel yamalı klasik DMA için; b: Tasarım aşamalarıyla elde edilen DMA'lar için)

Bahsedilen tasarım aşamaları neticesinde, arzu edilen frekans bandına ve ışıma örüntüsüne benzetim ortamında ulaşılmıştır. Bu özelliklere sahip bir anten ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sisteminde kullanılmaya uygundur.

Gelişim süreci sonunda elde edilen ve Şekil 5 (d)'de görülen anten, bu tez çalışmasında önerilen dairesel yamalı DMA'dır. Antene ait tasarım parametreleri Şekil 3.8'de detaylı olarak gösterilmiş ve Çizelge 3.1'de özetlenmiştir. Boyutlar ve koordinatlar yazılırken antenin sol alt köşesi (0,0,0) noktası olarak kabul edilmiştir.



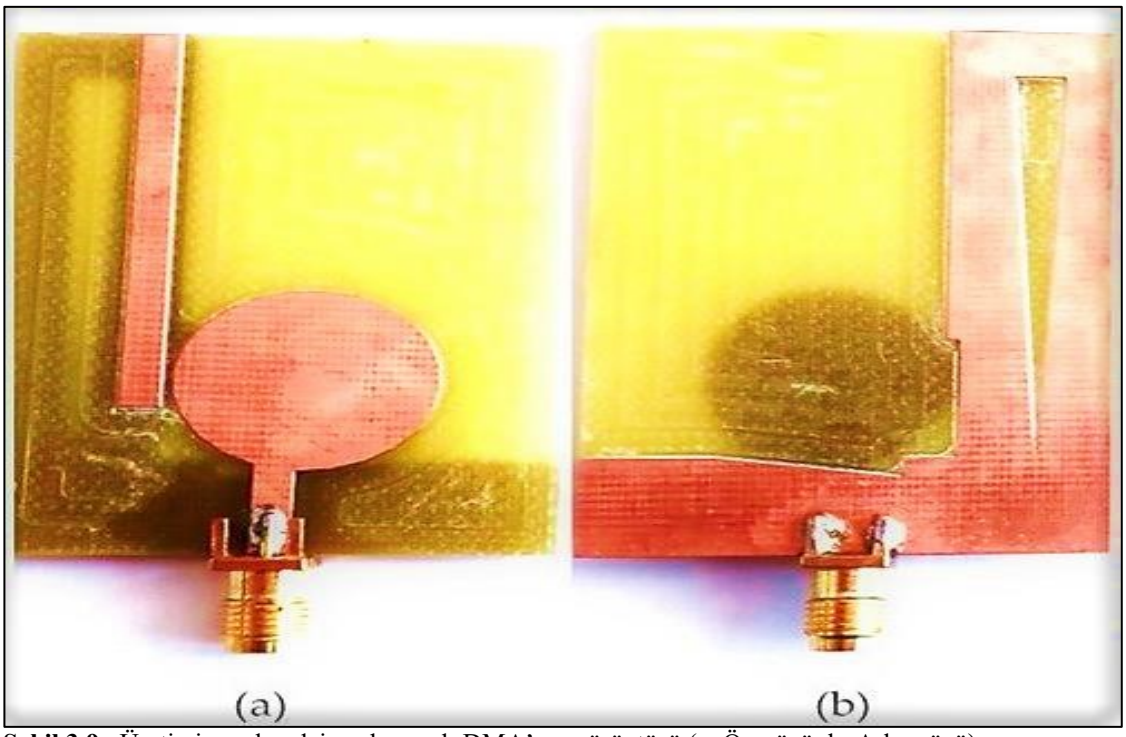
Şekil 3.8. Önerilen dairesel yamalı DMA'nın görünümü ve tasarım değerleri
(a: Genel görünüm, b: Ön yüz, c: Arka yüz)

Çizelge 3.1. Önerilen dairesel yamalı DMA'nın tasarım parametreleri ve boyutları

Parametre Adı	Değerler (mm)
Dairesel yamanın yarıçapı (r)	9
Ara tabakanın uzunluk (L) ve genişliği (W)	55 ve 40
Besleme hattının uzunluk (L_f) ve genişliği (W_f)	11 ve 3
Parazit elemanın uzunluk (Lp) ve genişliği (Wp)	40 ve 3
Dikdörtgen çentiğin uzunluk (Ra) ve genişliği (Rb)	12 ve 1
Yama ile parazit arasındaki mesafe (g)	1
x eksenine paralel toprak yüzeyin genişliği (Wa)	10
y eksenine paralel toprak yüzeyin genişliği (Wb)	13
Üçgen oyuğun köşe noktası koordinatları (x,y,z)	a=(4,50,0) b=(8,50,0) c=(6,10,0)
Üçgen çentiğin köşe noktası koordinatları (x,y,z)	d=(16,10,0) e=(16,8,0) f=(30,10,0)

3.2.2.1. Dairesel Yamalı DMA'nın Üretimi ve Ölçüm Sonuçları

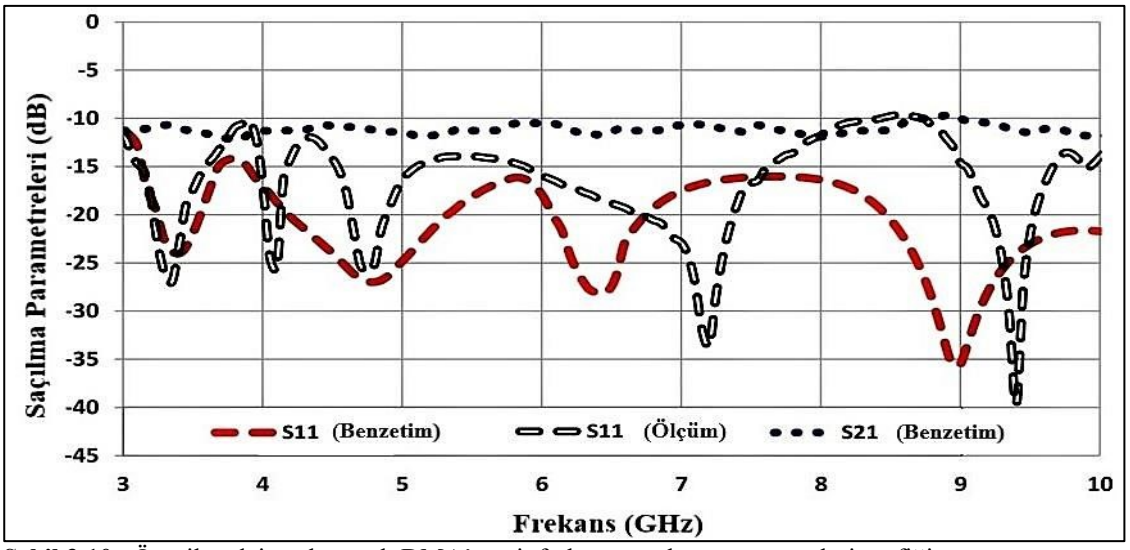
Gelişim süreci tamamlanarak Şekil 3.8'de gösterilen ve benzetim ortamında elde edilen sonuçlara göre bu tez çalışmasının amacına uygun olduğu anlaşılan antenin üretimi baskı devre kazıma makinesi yardımıyla gerçekleştirilmiştir. PCB olarak daha önce bahsedildiği üzere ara tabakası FR4 Epoxy olan çift yüzlü bir kart kullanılmıştır. Kartın kalınlığı 1.6 mm ve ara tabakanın dielektrik sabiti 4.4'tür. Besleme hattına ve toprak yüzeye temas eden 'kablo tipi SMA konnektörün' lehimlemesi yapılarak, anten kullanıma hazır hale getirilmiştir. Üretimi yapılan antenin ön ve arka yüzü Şekil 3.9'da görülmektedir.



Şekil 3.9. Üretimi yapılan dairesel yamalı DMA'nın görüntüsü (a: Ön yüzü; b: Arka yüzü)

Üretilen antenin geri dönüş kaybı, diğer bir ifadeyle S_{11} saçılma parametresi Anritsu MS2028C VNA cihazı kullanılarak ölçülmüş ve benzetim ortamında elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Bu sonuçlar Şekil 3.10'da gösterilmiştir. Ayrıca benzetim programında ölçülen S_{21} saçılım parametresi de aynı sonuç grafiğine eklenmiştir.

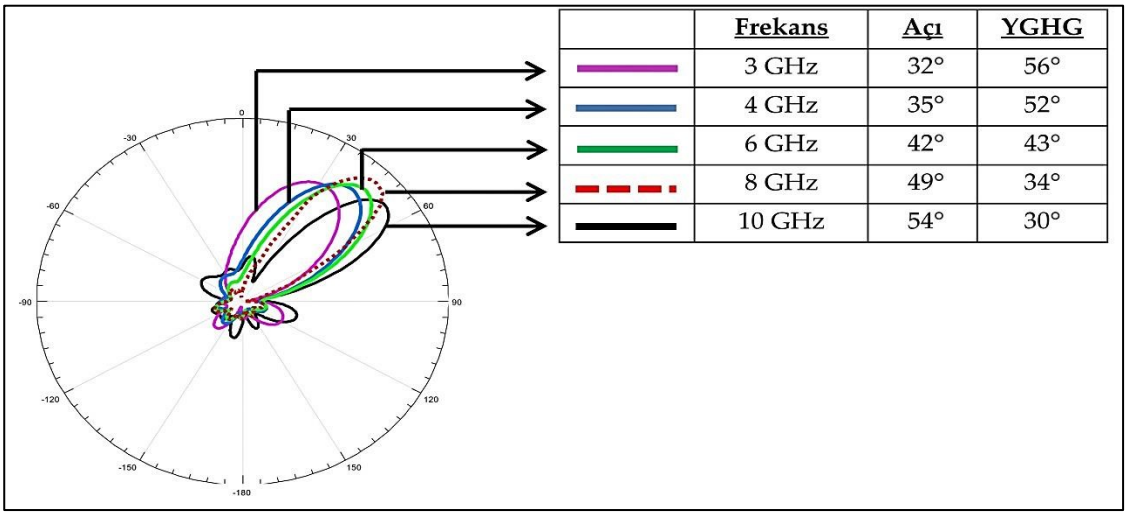
S_{11} değerlerinin -10 dB'den aşağı seviyelerde olması empedans uyumluluğunun düzgün olduğunun ve antenin iyi bir performansa sahip olduğunun göstergesidir. S_{21} değerlerinin ise -10 dB'e yakın olması ve frekans aralığı boyunca sabit şekilde elde edilmesi arzu edilen durumdur. Çünkü düz bir S_{21}, antenin ilettiği işarette çok az seviyede kayıp ve bozulma olduğuna işaret eder.



Şekil 3.10. Önerilen dairesel yamalı DMA'ya ait frekans-saçılma parametreleri grafiği

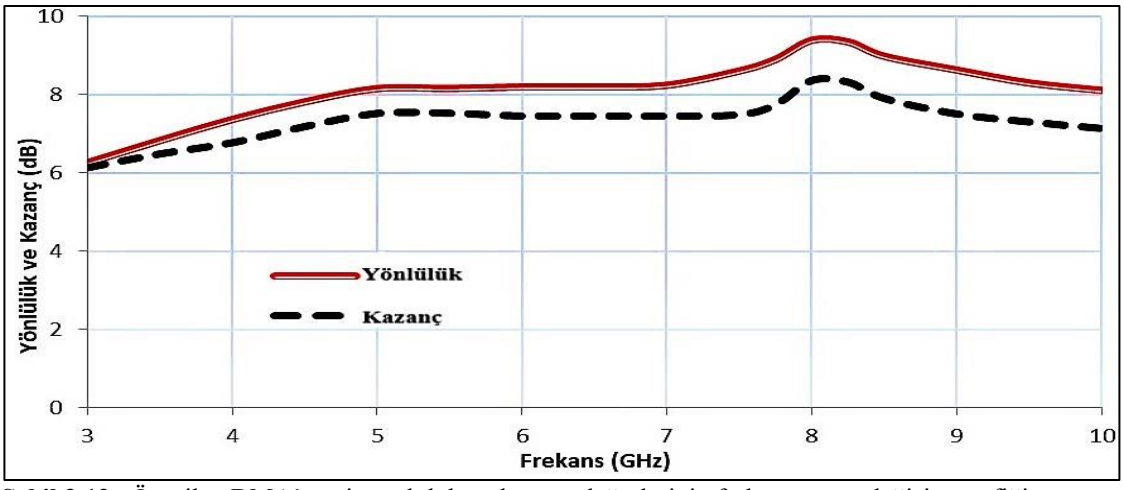
Şekil 3.10'dan görüldüğü üzere önerilen anten 3–10 GHz frekans aralığında çalışabilmekte ve çalışma frekansı boyunca benzetim sonuçlarıyla gerçek ölçüm sonuçları iyi bir benzerlik göstermektedir. Ayrıca frekans aralığı boyunca S_{21} sonuçları da arzu edildiği gibi neredeyse düz bir şekilde değişim göstermektedir.

Işıma örüntüsüyle ilgili bir önceki bölümde gösterilen sonuç, tasarım aşamalarının yönlülüğe etkisinin gözlemlenmesi amacıyla 8 GHz değeri için verilmişti. Bu bölümde ise önerilen antenin ışıma örüntüsünün çalışma frekansı boyunca nasıl bir değişim gösterdiği Şekil 3.11'de verilmiştir. 3 GHz ile 10 GHz aralığında antenin ışıma hüzmeleri φ yönünde 32^0 ile 54^0 arasında hareket etmektedir. Buna göre anten geniş bir frekans aralığında birbirine yakın ışıma yönlerine sahiptir. Dolayısıyla kararlı ışıma örüntüleri elde edilmiştir. YGHG değerleri ise frekans aralığı boyunca 56^0 ile 30^0 arasında değişim göstermiştir.



Şekil 3.11. Önerilen dairesel yamalı DMA'ya ait farklı frekanslardaki ışıma örüntüleri

Yönlülüğün yükseltilmesi amacıyla yapılan işlemlerin antenin verimliğini ve kazancını olumsuz olarak etkilememesi gerektiği daha önce açıklanmıştı. Önerilen antenin yönlülük ve kazanç değerleri Şekil 3.12'de verilmiştir. Buna göre, 3–10 GHz frekans bandı boyunca kazanç yüksek seviyelerde ve verimlilik %90 olarak elde edilmiştir.



Şekil 3.12. Önerilen DMA'ya ait yönlülük ve kazanç değerlerinin frekansa göre değişim grafiği

Bir radar sistemi için temel gereksinimlerden birinin yeterli bir çözünürlük elde etmek olduğu daha önce açıklanmıştı. Menzil çözünürlüğü ile BG arasında aşağıdaki gibi bir ilişki bulunmaktadır (Eilers ve ark. 2016):

$$\Delta r = \frac{v}{2B} \qquad (3.8)$$

Bu eşitlikte Δr menzil çözünürlüğünü, v sistemde iletilen sinyalin hızını, B ise BG'yi ifade etmektedir. Eşitlik 3.8'e göre, nesnelerde milimetreler seviyesindeki ince detayların tespiti için gereken Δr değerinin elde edilmesi, BG'nin en az birkaç GHz mertebelerinde olmasıyla sağlanabilir.

Radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sistemi için Δr yerine, derinlik çözünürlüğü (δ_d) değeri daha sık kullanılır. Bu değer ile BG arasındaki ilişki şu şekildedir (Liu ve ark. 2009):

$$\delta_d = \frac{c}{2B\sqrt{\varepsilon_r}} \qquad (3.9)$$

Bu eşitlikte c ışık hızını, ε_r ortamın dielektrik sabitini, B ise yine BG'yi ifade etmektedir. Bu bilgiler ışığında düşünülürse, önerilen dairesel yamalı DMA'nın 7 GHz olarak elde edilen BG değeri, 10.5 mm'lik bir derinlik çözünürlüğünü sağlamaktadır. Bu hesaplama yapılırken meme dokusunun ε_r değeri 4.2 olarak kabul edilmiştir (Meaney ve ark. 1995, Craddock ve ark. 2005).

3.2.3. Dörtgen Yamalı DMA Tasarımı

Bu bölümde tasarım aşamaları gösterilecek olan DMA'nın toprak yüzeyinde köşe yansıtıcı kullanılmamış, bunun yerine ışıma yamasının şeklinde bazı düzenlemeler yapılmıştır. Antenin performansını artırmak için toprak üzerinde oyuklar ve çentik açma işlemleri bu tasarımda da uygulanmış, parazit eleman ekleme işlemi ise yapılmamıştır.

Bu tasarıma başlarken ışıma yaması kare şekilli olarak seçilmiştir. Bir DMA'nın en düşük çalışma frekansının; ışıma yamasının alanının, eşdeğer silindirik bir monopol antenin alanına eşitlenmesiyle yaklaşık olarak hesaplanabileceği dairesel yamalı DMA tasarımı anlatılırken açıklanmıştı. Eşitlik 3.1'de dairesel yamanın alanı kullanılmıştı, bu tasarımda ise kare yamanın alanı kullanılacaktır. Kare yamanın genişliği ve uzunluğu yani bir kenar uzunluğu L olmak üzere aşağıdaki eşitlikler elde edilir.

$$2\pi rL = L^2 \qquad (3.10)$$

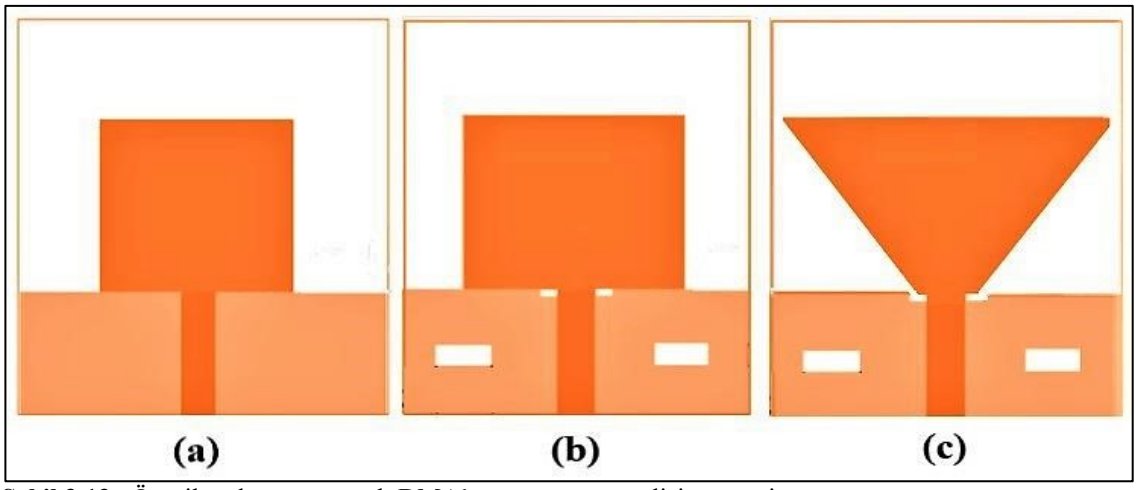
$$r = L/2\pi \qquad (3.11)$$

Eşitlik 3.10 ve 3.11 kullanılarak kare yamalı DMA'nın en düşük frekansının hesaplanabileceği eşitlik elde edilir. Önceki bölümde formüllerin elde ediliş süreci adım adım gösterildiğinden dolayı bu bölümde tekrar edilmeyecektir. Aynı süreç kare yamalı DMA için uygulanınca, Eşitlik 3.7'deki ifade yeniden elde edilerek aşağıda verilmiştir:

$$f_L = \frac{7.2}{\{(L+r+p)\times k\}}\ \text{GHz} \qquad (3.12)$$

Eşitlik 3.12'de L yamanın uzunluğunu ve genişliğini ifade eder, r ise Eşitlik 3.11'den görüldüğü üzere L değerinin 2π ile bölünmesiyle bulunur. Tüm bu ifadeler santimetre cinsindendir. Ayrıca p ve k değerleri, önceki tasarımda olduğu gibi sırasıyla 1 mm ve 1.15 değerlerine sahiptirler.

Kare yamalı DMA antenin en düşük çalışma frekansının yine 3 GHz civarında olması planlanmıştır. Eşitlik 3.12'ye göre f_L=3 GHz olabilmesi için, L değeri 20 mm olarak hesaplanmıştır. Kare yamalı DMA'nın boyutları 50 x 40 mm^2, besleme hattının uzunluğu 15 mm ve genişliği 3 mm olarak tasarlanmıştır. Bir kenarı 20 mm olarak hesaplanan yamanın merkezi yatayda 20 mm ve dikeyde 25 mm noktalarına yerleştirilmiştir. Besleme hattının konumu ise yamanın merkez hizasına denk gelecek şekilde ayarlanmıştır. Toprak yüzeye herhangi bir ekleme yapılmamış, sadece iki oyuk ve bir çentik açma işlemleri yapılmıştır. Daha sonra ışıma yamasının şeklinde bazı değişiklikler yapılarak tasarım tamamlanmıştır. Tüm bu aşamalar Şekil 3.13'de gösterilmiştir.



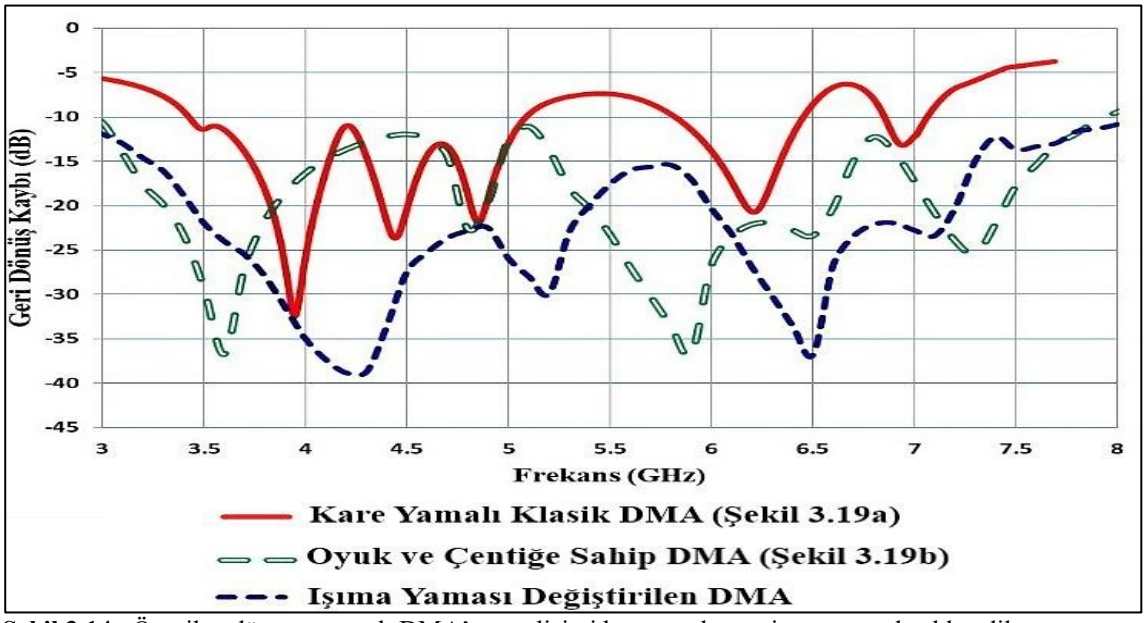
Şekil 3.13. Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın tasarım ve gelişim süreci
(a: Kare yamalı klasik DMA; b: Çentiğe ve oyuklara sahip toprak yüzeyli DMA;
c: Çentikli ve oyuklu toprak yüzeye sahip ve ışıma yaması düzenlenmiş DMA)

Şekil 3.13'de gelişim süreci gösterilen antenin, tasarım aşamaları boyunca benzetim ortamında nasıl bir geri dönüş kaybı ve BG elde ettiği Şekil 3.14'de verilmiştir. Buna göre; Şekil 3.13 (a)'da görülen klasik DMA, 5.1–5.8 GHz ve 6.4–6.8 GHz aralıkları hariç olmak üzere 3.4–7.1 GHz frekans bandında çalışabilmektedir. Şekil 3.13 (b)'de görülen iki oyuk ve bir çentiğin BG'ye etkisi Şekil 3.14'de belirgin olarak görülmektedir. Bu işlemle birlikte 7.1 GHz olan üst frekans 8 GHz değerine yükselmiş, alt frekans ise 0.5 GHz kadar azalmıştır. Ayrıca arada kalan bozukluklar düzelmiş, böylece 3–8 GHz frekans bandında kesintisiz çalışabilen bir anten elde edilmiştir. Şekil 3.13 (c)'de görülen yama şeklini değiştirme işleminin ise BG'ye fazla bir etkisi olmamıştır. Bu durum beklenen bir sonuçtur. Zira yama üzerindeki değişiklik BG'yi artırmaktan ziyade, yönlülük ve YGHG değerlerini iyileştirmek için yapılmıştır.

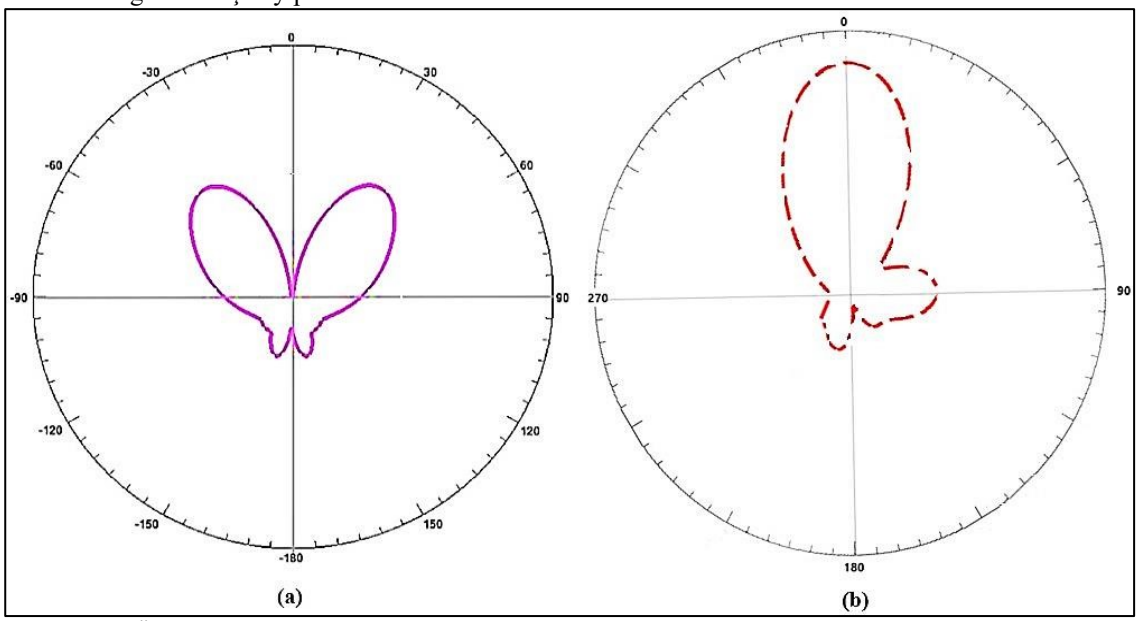
Şekil 3.13'de gelişim süreci gösterilen antenin, tasarım aşamaları boyunca benzetim ortamında nasıl bir ışıma örüntüsü elde ettiği Şekil 3.15'de verilmiştir. Buna göre; Şekil 3.13 (a)'da görülen klasik DMA iki ana ışıma hüzmesine sahip iken, kare yamanın şeklinde yapılan ve Şekil 3.13 (c)'de görülen değişimin ışıma örüntüsüne, yönlülüğe ve YGHG değerine etkisi ise Şekil 3.15'de belirgin olarak görülmektedir. Yapılan işlemle, hüzmelerden biri bastırılarak diğer hüzmenin değeri yükseltilmiştir.

Şekil 3.13 (b)'de görülen oyuklar ve çentiğin ise ışıma örüntüsüne ve yönlülüğe neredeyse hiçbir bir etkisi olmamıştır. Bu nedenle Şekil 3.15'de verilmemiştir. Bu durum beklenen bir sonuçtur. Zira bu işlem ışıma örüntüsünü geliştirmek ve yönlülüğü yükseltmekten ziyade, empedans uyumluluğunu ve BG değerlerini iyileştirmek için yapılmıştır.

+



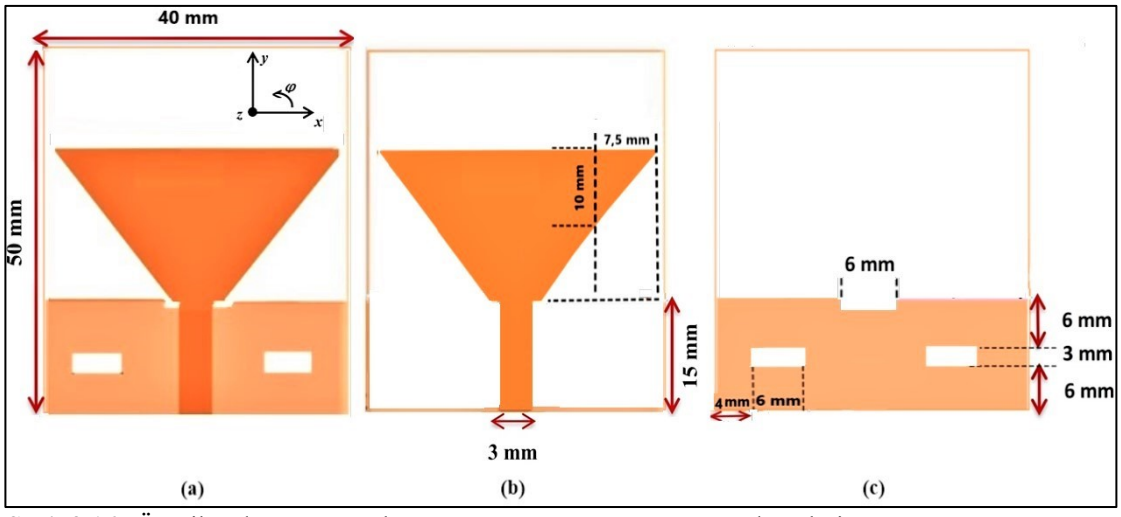
Şekil 3.14. Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın gelişimi boyunca benzetim ortamında elde edilen geri dönüş kayıpları



Şekil 3.15. Önerilen DMA'nın gelişimi boyunca benzetim ortamında 6 GHz frekansı için elde edilen ışıma örüntüleri (a: Kare yamalı klasik DMA için; b: Tasarım sonundaki dörtgen DMA için)

Bahsedilen tasarım aşamaları neticesinde arzu edilen frekans bandına ve ışıma örüntüsüne benzetim ortamında ulaşılmıştır. Bu özelliklere sahip bir anten ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme tekniğinde kullanılmaya uygundur.

Gelişim süreci sonunda elde edilen ve Şekil 13 (c)'de görülen anten, bu tez çalışmasında önerilen dörtgen yamalı DMA'dır. Antene ait tasarım parametreleri Şekil 3.16'da detaylı olarak gösterilmiş ve Çizelge 3.2'de özetlenmiştir. Boyutlar ve koordinatlar yazılırken antenin sol alt köşesi (0,0,0) noktası olarak kabul edilmiştir.



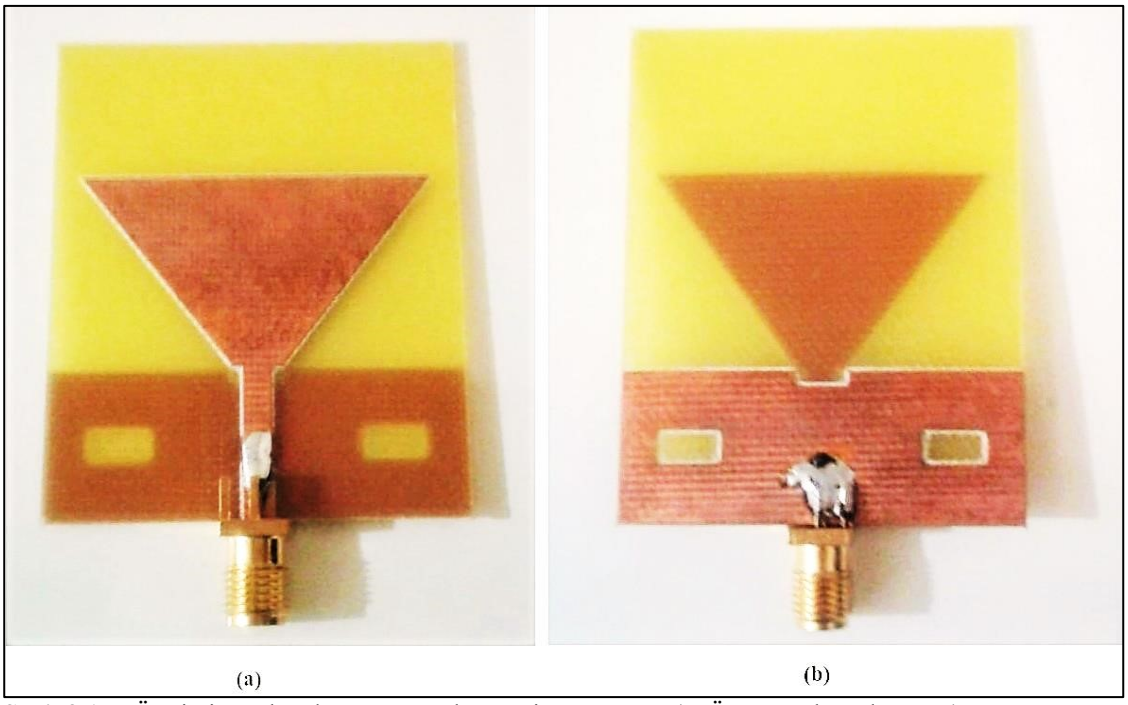
Şekil 3.16. Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın görünümü ve tasarım değerleri (a: Genel görünüm; b: Ön yüz; c: Arka yüz)

Çizelge 3.2. Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın tasarım parametreleri ve boyut değerleri

Parametre Adı	Değerler (mm)
Ara tabakanın uzunluk ve genişliği	50 ve 40
Besleme hattının uzunluk ve genişliği	15 ve 3
Düzenleme öncesinde kare yamanın kenar uzunluğu	20
Düzenleme sonrasında dörtgenin kısa kenar uzunluğu	5
Düzenleme sonrasında dörtgenin uzun kenar uzunluğu	35
Toprak yüzeyin genişliği	15
Dikdörtgen oyukların uzunluk ve genişlikleri	6 ve 3
Dikdörtgen oyukların yataydaki konumları	4-10 ve 30-36
Dikdörtgen oyukların dikeydeki konumları	6-9
Dikdörtgen çentiğin uzunluk ve genişliği	6 ve 1
Dikdörtgen çentiğin yataydaki konumu	17-23
Dikdörtgen çentiğin dikeydeki konumu	14-1

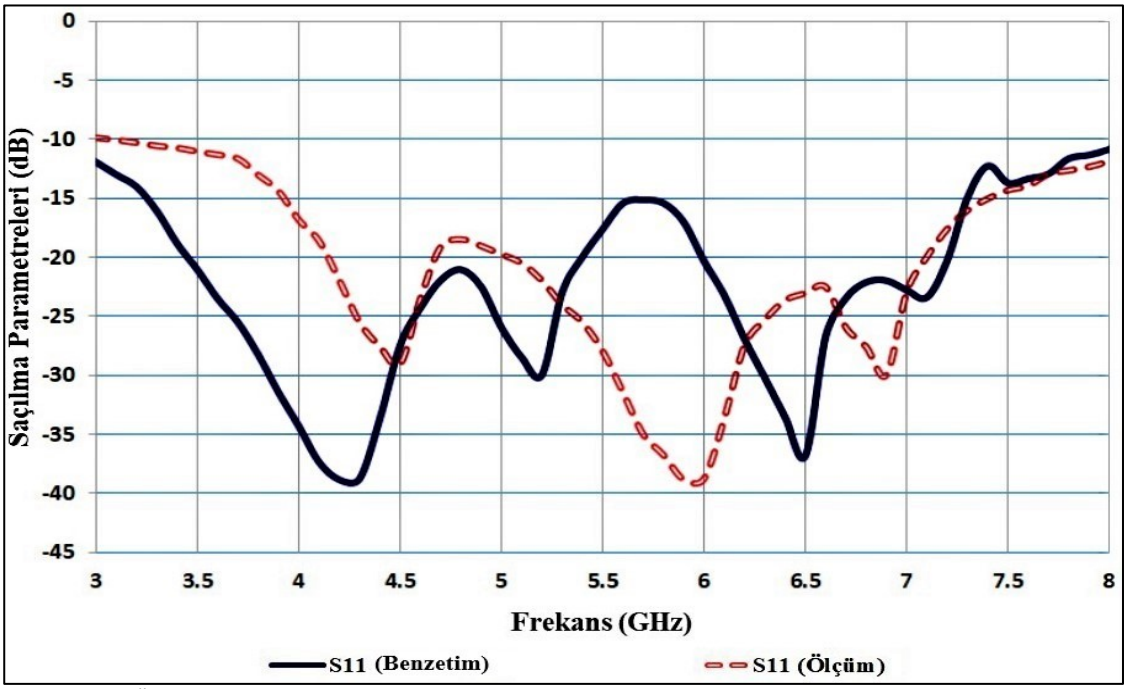
3.2.3.1 Dörtgen Yamalı DMA'nın Üretimi ve Ölçüm Sonuçları

Şekil 3.16'da gösterilen gelişim süreci tamamlanan ve benzetim ortamında elde edilen sonuçlara göre bu tez çalışmasının amacına uygun olduğu anlaşılan antenin üretimi baskı devre kazıma makinesi yardımıyla gerçekleştirilmiştir. PCB olarak daha önce bahsedildiği üzere ara tabakası FR4 Epoxy olan çift yüzlü bir kart kullanılmıştır. Kartın kalınlığı 1.6 mm ve ara tabakanın dielektrik sabiti 4.4'tür. Üretimi yapılan antenin ön ve arka yüzü Şekil 3.17'de görülmektedir.



Şekil 3.17. Üretimi yapılan dörtgen yamalı antenin görüntüsü (a: Ön yüzü; b: Arka yüzü)

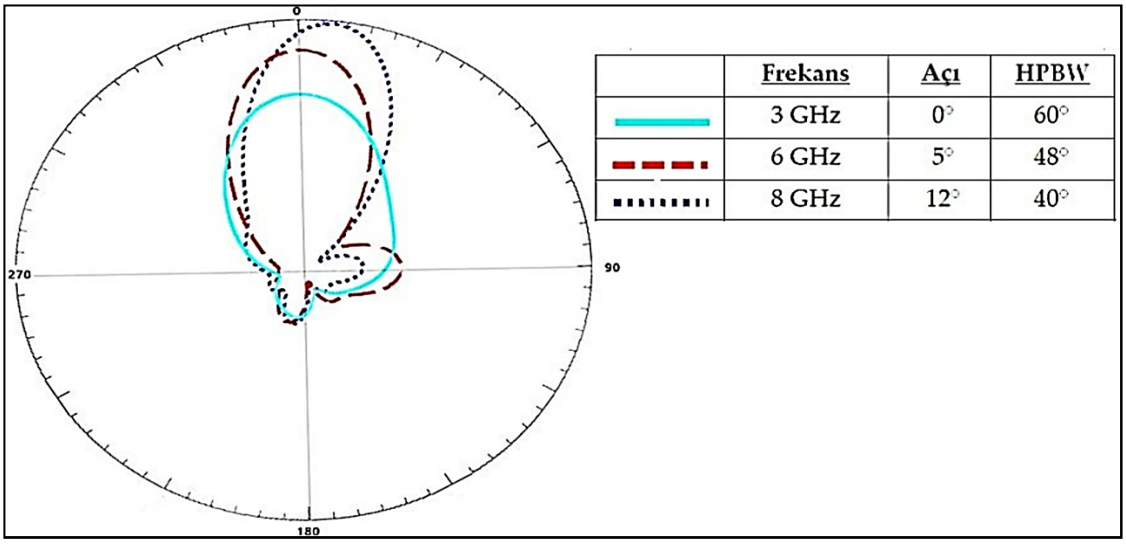
Üretilen antenin geri dönüş kaybı sonucu, diğer bir ifadeyle S_{11} saçılma parametresi sonucu Anritsu MS2028C VNA cihazı kullanılarak ölçülmüş ve benzetimortamında elde edilen sonuçlar ile karşılaştırılmıştır. Bu sonuçlar Şekil 3.18'de gösterilmiştir. S_{11} değerlerinin -10 dB'den oldukça aşağıda olması empedans uyumluluğunun düzgün olduğunun ve antenin iyi bir performansa sahip olduğunun göstergesidir.



Şekil 3.18. Önerilen dörtgen yamalı DMA'ya ait frekans-saçılma parametreleri grafiği

Şekil 3.18'den görüldüğü üzere önerilen anten 3–8 GHz frekans aralığında çalışabilmektedir. Benzetim sonuçlarıyla gerçek ölçüm sonuçları tam bir uyum içinde olmamakla birlikte, aynı çalışma frekansı boyunca -10 dB'den düşük olmaları yönüyle benzerlik göstermektedirler.

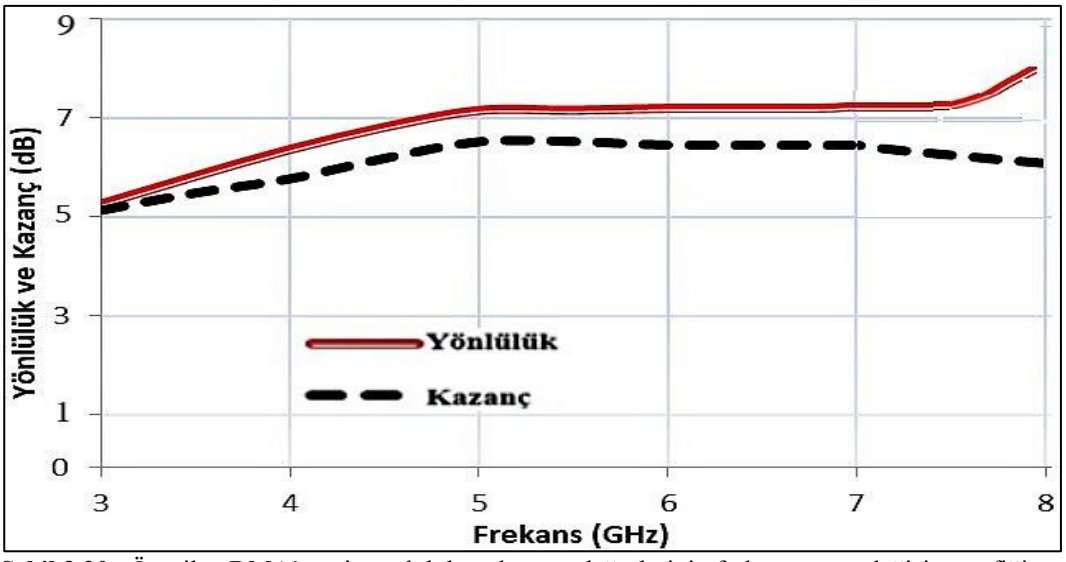
Işıma örüntüsü ile ilgili bir önceki bölümde gösterilen sonuç, tasarım aşamalarının yönlülüğe etkisinin gözlemlenmesi amacıyla 6 GHz değeri için verilmişti. Bu bölümde ise önerilen antenin ışıma örüntüsünün çalışma frekansı boyunca nasıl bir değişim gösterdiği Şekil 3.19'da verilmiştir. 3 GHz ile 8 GHz aralığında antenin ışıma hüzmeleri φ yönünde 0^0 ile 12^0 arasında hareket etmektedir. Buna göre anten geniş bir frekans aralığında birbirine yakın ışıma yönlerine sahiptir. Dolayısıyla kararlı ışıma örüntüleri elde edilmiştir. YGHG değerleri ise frekans aralığı boyunca 60^0 ile 40^0 arasında değişim göstermiştir.



Şekil 3.19. Önerilen dörtgen yamalı DMA'ya ait farklı frekanslardaki ışıma örüntüleri

Yönlülüğün yükseltilmesi amacıyla yapılan işlemlerin antenin verimliğini ve kazancını olumsuz olarak etkilememesi gerektiği daha önce açıklanmıştı. Önerilen antenin kazanç ve yönlülük değerleri Şekil 3.20'de verilmiştir. Buna göre, 3–8 GHz frekans bandı boyunca kazanç yüksek seviyelerde ve verimlilik yaklaşık %90 olarak elde edilmiştir.

Radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sisteminde, derinliğe nüfuz etme yeteneğini gösteren δ_d değeri ile BG arasındaki ilişki Eşitlik 3.9'da verilmişti. Önerilen dörtgen yamalı DMA'nın 5 GHz olarak elde edilen BG değeri, 15 mm'lik bir derinlik çözünürlüğünü sağlamaktadır. Bu hesaplama yapılırken meme dokusunun ε_r değeri 4.2 olarak kabul edilmiştir (Meaney ve ark. 1995, Craddock ve ark. 2005).



Şekil 3.20. Önerilen DMA'ya ait yönlülük ve kazanç değerlerinin frekansa göre değişim grafiği

Bu tez çalışmasında tasarlanıp üretilen ve performanslarıyla ilgili önemli parametreleri paylaşılan iki farklı DMA'nın özelliklerini özetlemek gerekirse;

Dairesel ışıma yamasına sahip DMA 55 x 40 mm^2 boyutundadır. 3–10 GHz frekans aralığında çalışabilmekte ve %108'lik bir BG'ye sahiptir. Çalışma frekansı boyunca kararlı bir ışıma örüntüsüne sahiptir ve YGHG değeri 56^0 ile 30^0 arasında değişim göstermektedir. Kazancı 6.0–8.4 dB, yönlülüğü 6.2–9.4 dB aralığındadır. Verimliliği ise %90 olarak elde edilmiştir.

Dörtgen ışıma yamasına (modifiye edilmiş kare yamaya) sahip DMA 50 x 40 mm^2 boyutundadır. 3–8 GHz frekans aralığında çalışabilmekte ve %91'lik bir BG'ye sahiptir. Çalışma frekansı boyunca kararlı bir ışıma örüntüsüne sahiptir ve YGHG değeri 60^0 ile 40^0 arasında değişim göstermektedir. Kazancı 5.0–6.8 dB, yönlülüğü 5.2–7.8 dB aralığındadır. Verimliliği ise yaklaşık %90 olarak elde edilmiştir.

Dairesel yamalı L şekil toprak yüzeyli DMA'nın daha üstün özelliklere sahip olduğunun anlaşılmasıyla birlikte, tezin ilerleyen bölümlerinde meme fantomu üzerinde yapılacak ölçümlerde bu DMA'nın kullanılmasına karar verilmiştir.

Gerek medikal alandaki uygulamalar için, gerekse de mikrodalga görüntülemenin yapılabileceği başka alanlar için ÇGB ve yönlü anten tasarımları son yıllarda hız kazanmıştır. Radar sistemlerinde, beton arkası görüntüleme sistemlerinde, C ve X frekans bandını ilgilendiren uygulamalarda ve daha birçok alanda kullanılmak için tasarlanan bazı antenler ile çalışmamızda önerilen DMA'ların detaylı bir performans karşılaştırılması 'Bulgular ve Tartışma' bölümünde verilmiştir.

3.2.4. Çift Çıkrıklı Horn Anten

Çift çıkrıklı (dual-ridge) horn anten 1–18 GHz frekans aralığında çalışabilmektedir, böylece ÇGB sinyallerin iletilmesi ve kabul edilmesi işlemi için çok iyi bir BG'ye sahiptir. 1–18 GHz frekansında yüksek yönlülüğe ve kararlı bir ışıma örüntüsüne sahiptir. Çalışma frekansı boyunca YGHG değeri 52^0 ile 24^0 arasında, kazancı ise 5 dB ile 14 dB arasında değişim göstermektedir. Antenin boyutları 10 x 18 x 21 cm^3 ölçülerindedir.

İlerleyen bölümlerde yapılacak ölçümlerin birinde dairesel yamalı DMA ile çift çıkrıklı horn antenin performansları karşılaştırılıp gözlemlenecektir. Karşılaştırma amacıyla horn antenin seçilmesinin nedeni, yukarıda bahsedildiği üzere geniş bantlı uygulamalarda kullanılmaya uygun olan ve iyi bilinen bir anten olmasından dolayıdır.

Boyutu dışındaki diğer özellikleri göz önüne alındığında çift çıkrıklı horn antenin ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme sistemiyle meme kanseri tespitinde kullanılmaya uygun olduğu söylenebilir.

Amitec firması tarafından üretilen ve yukarda bahsedilen özellillere sahip olan DRH20 model çift çıkrıklı horn antenin görüntüsü Şekil 3.21'de verilmiştir.



Şekil 3.21. Amitec DRH20 çift çıkrıklı horn anten

3.3. Meme Fantomları

3.3.1. Meme Fantomu Tasarımı ile İlgili Ön Bilgiler

İnsan vücudundaki biyolojik dokuların elektriksel özellikleri, farklı ortam sıcaklıklarında ve frekanslarda değişim göstermektedir. Frekansa bağlı karmaşık dielektrik sabitinde ve iletkenlik sabitinde meydana gelen değişim Debye ilişkisiyle şu şekilde formüllendirilir (Gandhi ve ark. 1993, Lazebnik ve ark. 2007a):

$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r'' = \varepsilon_{r\infty} + \frac{\varepsilon_{rs}-\varepsilon_{r\infty}}{1+j\omega\tau} \quad (3.13)$$

$$\varepsilon_r' = \varepsilon_{r\infty} + \frac{\varepsilon_{rs}-\varepsilon_{r\infty}}{1+(\omega\tau)^2} \quad (3.14)$$

$$\varepsilon_r'' = \frac{\omega\tau(\varepsilon_{rs}-\varepsilon_{r\infty})}{1+(\omega\tau)^2} \quad (3.15)$$

$$\sigma = \sigma_s + \omega\varepsilon_r'' \quad (3.16)$$

$$\sigma = \sigma_s + \frac{\omega^2\tau(\varepsilon_{rs}-\varepsilon_{r\infty})}{1+(\omega\tau)^2} \quad (3.17)$$

Bu eşitliklerde ε_r' and ε_r'' sırasıyla dielektrik sabitinin gerçek ve sanal kısımlarını, σ_s ise iletkenlik sabitinin düşük frekans değerini ifade etmektedir. $\Delta\varepsilon_{rn}$ yüksek ve düşük frekanslar arasındaki bağıl geçirgenlik farkını, τ_n gevşeme zamanı dağılımını, ω ise dağılım bölgelerindeki açısal frekansı ifade etmektedir. $0<\alpha_n<1$ aralığında yer alan α_n katsayısı ise gevşeme zamanı dağılımının ölçüsünü belirler. $\varepsilon_{r\infty}$ ise sonsuz frekanstaki bağıl dielektrik sabitidir (Zastrow ve ark. 2008). Biyolojik dokuların dielektrik sabiti daha genel bir ifade olarak bilinen Cole-Cole yaklaşımı kullanılarak da şu şekilde gösterilebilir (Gabriel ve ark. 1996, Lazebnik ve ark. 2007b):

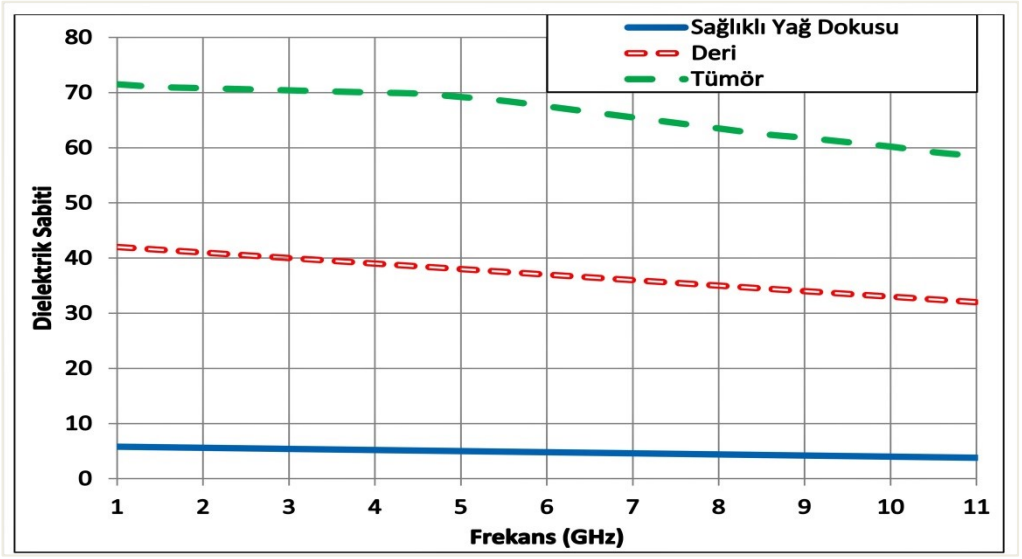
$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_{r\infty} + \sum_{n=1}^{4} \frac{\Delta\varepsilon_{rn}}{1+(j\omega\tau_n)^{\alpha_n}} \quad (3.18)$$

Debye modelindeki parametrelerin; meme yapısında yer alan deri, yağ ve tümör için belirlenen değerleri Çizelge 3.3'de verilmiştir (Bond ve ark. 2003). Bu değerlerin Eşitlik 3.13 ve 3.17'de kullanılmasıyla frekansa göre değişen özellikler elde edilir.

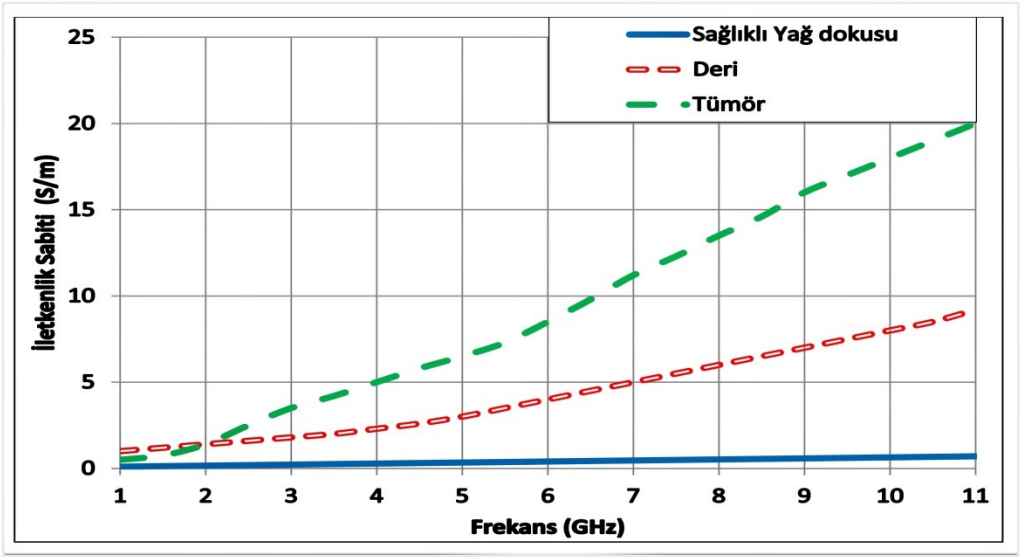
Çizelge 3.3. Meme yapısında yer alan dokuların Debye model parametreleri

Doku	$\varepsilon_{r\infty}$	ε_{rs}	τ (ps)	σ_s (s/m)
Yağ	7	10	7	0.15
Tümör	4	54	7	0.7
Deri	4	48	8	0.5

Frekansa bağlı değişen dielektrik sabiti ve iletkenlik sabiti Meaney ve ark. (1995), Craddock ve ark. (2005) ve Mohammad (2014) tarafından ise Şekil 3.22 ve Şekil 3.23'de görülen grafiklerdeki gibi kullanılmış ve önerilmiştir. Bu değerler ile Debye modelinde elde edilen değerler yakın benzerlik göstermektedir.



Şekil 3.22. Yağ, deri ve tümörün frekansa göre değişen dielektrik sabiti değerleri



Şekil 3.23. Yağ, deri ve tümörün frekansa göre değişen iletkenlik sabiti değerleri

Meme fantomu, gerçek bir memeyi elektriksel parametreleri açısından taklit eden malzemeye verilen isimdir. Yüksek performansa sahip olan ve bu tez çalışmasında kullanılmasına karar verilen dairesel yamalı DMA'nın frekans değerleri 3 ile 10 GHz arasında değiştiğinden dolayı, fantom oluşturulurken ortalama bir değer olan 7 GHz için belirlenen elektriksel özellikler referans alınmıştır. Daha önce kaynak özetlerinin verildiği bölümde 6 ve 7 GHz frekansları için farklı çalışmalarda sunulmuş olan özellikler detaylı olarak verilmiş ve birbirlerine yakın değerlerde olduğu görülmüştü.

Bu tez çalışmasında Meaney ve ark. (1995) ve Craddock ve ark. (2005) tarafından verilen değerler referans alınmıştır. Buna göre, sabit 7 GHz frekansında memedeki yağ dokusu için elde edilen ε_r değeri 4.8, σ değeri 0.5 S/m değerinde, kanser tümörü için ise ε_r değeri 64, σ değeri 11 S/m değerinde kabul edilmiştir. Bu değerlere Şekil 3.28 ve 3.29'deki grafiklerde 7 GHz hizasından ulaşılabilir. Dielektrik sabiti ve iletkenlik sabitinin bu değerlerinden de anlaşılacağı üzere, mikrodalga frekanslarda sağlıklı doku ile tümörlü dokunun elektriksel özellikleri arasında belirgin farklılıklar bulunmaktadır. Bu husus önceki bölümlerde bahsedilmiş ve mikrodalgalarla meme kanseri tespitinin bu farklılıklara dayandığı açıklanmıştı.

Memedeki yağ dokusunun elektriksel özelliklerine yakın özelliklere sahip birçok madde vardır (saf gliserin, mısır unu, çeşitli bitkisel yağlar, balmumu vb. gibi). Saf gliserinin dielektrik sabiti yağ dokusuna yakın bir değere sahip iken, iletkenlik sabiti ise daha yüksek bir seviyededir. Mısır ununun ise iletkenlik sabiti yağ dokusuna yakın, ancak dielektrik sabiti daha düşük değerlerdedir (Mohammad 2014). Bu tez çalışmasındaki fantomlardan birinde memedeki yağ dokusunu taklit etmek için, 7 GHz frekansta ε_r değeri 4 ve σ değeri 0.3 S/m olan kanola yağı borcam içine eklenerek kullanılmıştır. Borcam malzemenin elektriksel özellikleri kanola yağıyla benzer olduğundan, ölçümlere etkisi ihmal edilecek düzeydedir (Ehrt ve Keding 2009, Lima ve ark. 2012). Yağ dokusunun bu maddeler kullanılarak taklit edilmesi Adnan ve ark. (2012), Garrett ve ark. (2015) ve daha birçok araştırmacı tarafından da tercih edilmiştir. Oluşturulan ikinci fantomda ise 7 GHz frekansta ε_r değeri 3 ve σ değeri 0.1 S/m olan balmumu maddesinin kullanılmasına karar verilmiştir. Bu maddenin kullanımı Vedentham ve ark. (2012) ile Kiarashi ve ark. (2015) tarafından da tercih edilmiştir.

Kanserli tümör dokusunun elektriksel özelliklerine yakın özelliklere sahip birçok madde vardır (agar, jelatin, deniz suyu vb. gibi). Bu tez çalışmasında oluşturulan fantomların ikisine de tümörü taklit etmek için ε_r değeri 69, σ değeri 9 S/m olan deniz suyu küçük bir plastik nesne kullanılarak yerleştirilmiştir (Mohammad 2014). Plastik malzemenin elektriksel özellikleri kanola yağı ve balmumuyla benzer olduğundan, ölçümlere etkisi ihmal edilecek düzeydedir (Riddle ve ark. 2003).Tümörün bu maddeler kullanılarak ve bu yöntemle yerleştirilmesi Khor ve ark. (2007), Bialkowski ve Wang (2011) ve daha birçok araştırmacı tarafından da tercih edilmiştir.

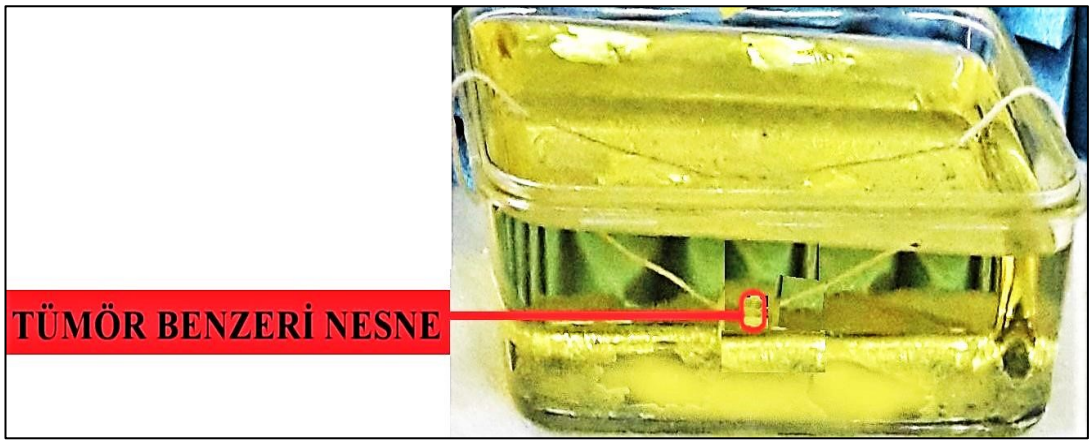
Çalışmanın öncelikli amaçlarından biri sağlıklı doku ile kanserli doku arasındaki elektriksel farklılıklar kullanılarak tümörün varlığının tespit edilmesi olduğundan dolayı, meme fantomları oluşturulurken deri yapısının kullanılmasına ihtiyaç duyulmamıştır. Memedeki yağ dokusu ve tümörden yansıyan sinyallerin elde edilmesi, gerçekleştirilmek istenilen amaç için yeterli olacaktır. Gerçek meme yapısında yer alan dokuların ve meme fantomları oluşturulurken kullanılan maddelerin 7 GHz frekanstaki elektriksel parametre değerleri Çizelge 3.4'de verilmiştir.

Çizelge 3.4. 7 GHz frekansı için meme yapısında yer alan dokuların ve meme fantomları için kullanılan maddelerin elektriksel özellikleri

Doku/Madde	ε_r	σ (S/m)
Memedeki Yağ Dokusu	4.2	0.5
Kanola Yağı	4	0.3
Balmumu	3	0.1
Borcam	4	< 0.1
Tümör	64	11
Deniz Suyu	69	9
Plastik	< 6	< 0.05

3.3.2. Dikdörtgen Prizma Şekilli Fantom

Bu tez çalışmasında ilk olarak; en, boy ve yükseklik değerleri sırasıyla 7 cm, 15 cm ve 5 cm olan dikdörtgen prizma şeklindeki borcamın içine kanola yağı eklenerek basit bir meme fantomu oluşturulmuştur. Tümör benzeri nesne ise içinde deniz suyu bulunan, 3 mm yarıçapa ve 4 mm yüksekliğe sahip silindir şekilli küçük bir plastik nesnedir. Tümör benzeri nesnenin borcamın merkezinde yer aldığı örnek bir görüntü Şekil 3.24'de verilmiştir.



Şekil 3.24. Kanola yağıyla oluşturulmuş ve merkezinde tümör benzeri nesne bulunan meme fantomu

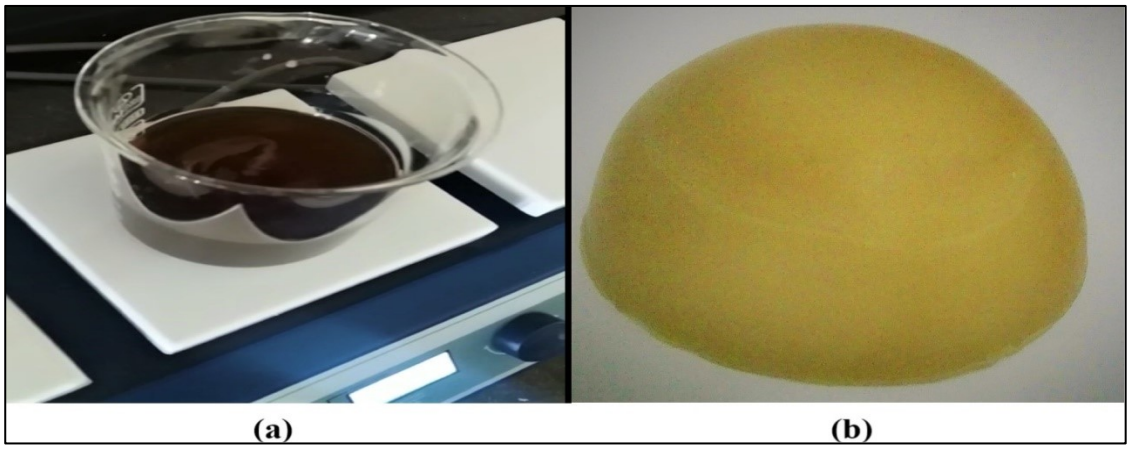
3.3.3. Yarım Küre Şekilli Fantom

Önceki bölümde oluşturulan fantom elektriksel özellikler yönünden gerçek memeye benzemekte fakat şekil yönünden benzerlik göstermemekteydi. Bu tez çalışmasında ikinci meme fantomu olarak balmumu malzemesinden oluşan ve yarıçapı 60 mm olan yarım küre şekilli bir fantom oluşturulmuştur. Tümör benzeri nesne olarak önceki bölümde olduğu gibi içinde deniz suyu bulunan, 3 mm yarıçapa ve 4 mm yüksekliğe sahip silindir şekilli küçük bir plastik nesne kullanılmıştır.

Fantom oluşturulurken öncelikle katı haldeki balmumu laboratuvar ortamında kısık ateşte eritilmiş, sıvı hale geldikten sonra yarım küre şeklindeki kalıp içine dökülmüştür. Soğutulup yeniden katı hale gelmeden önce tümör benzeri nesne dikkatli bir şekilde yerleştirilmiştir. Katı balmumu, ısıtıcı tablalı karıştırıcı ve kullanılan diğer araç gereçler Şekil 3.25'de gösterilmiştir. Eriyip sıvı hale gelen ve kalıp içinde soğutularak yeniden katı hale gelen balmumu görüntüleri ise Şekil 3.26'da verilmiştir.



Şekil 3.25. Katı balmumu, ısıtıcı tablalı karıştırıcı ve laboratuvar araç gereçleri



Şekil 3.26. Yarım küre şekilli fantom oluşumu (a: Sıvı balmumu, b: Soğutulup şekil verilen balmumu)

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. Önerilen DMA'lar ile Benzer Çalışmalarda Tasarlanan Antenlerin Performans Karşılaştırması

Çizelge 4.1'den görüldüğü üzere, her tasarımın üstün özellikleri olduğu gibi eksik kalan yönleri de bulunmaktadır. Karşılaştırma yapılırken her özellik ayrı ayrı incelenmelidir. Örneğin çalışmamızda önerilen DMA'lardan daha küçük boyutlu antenlerin bant genişliği yönüyle daha düşük performansa sahip olduğu görülmektedir. Bant genişliği daha yüksek olan antenlerin ise yönlülük ve YGHG bakımından daha dezavantajlı oldukları görülmektedir. Genel bir inceleme neticesinde, çalışmamızda tasarlanıp üretilen ve önerilen dörtgen yamalı DMA'nın bazı tasarımlara göre, dairesel yamalı DMA'nın ise birçok tasarıma göre daha iyi performans ölçütlerine sahip olduğu anlaşılmaktadır.

Çizelge 4.1. Önerilen DMA'lar ile benzer çalışmalarda tasarlanan antenlerin performans karşılaştırması

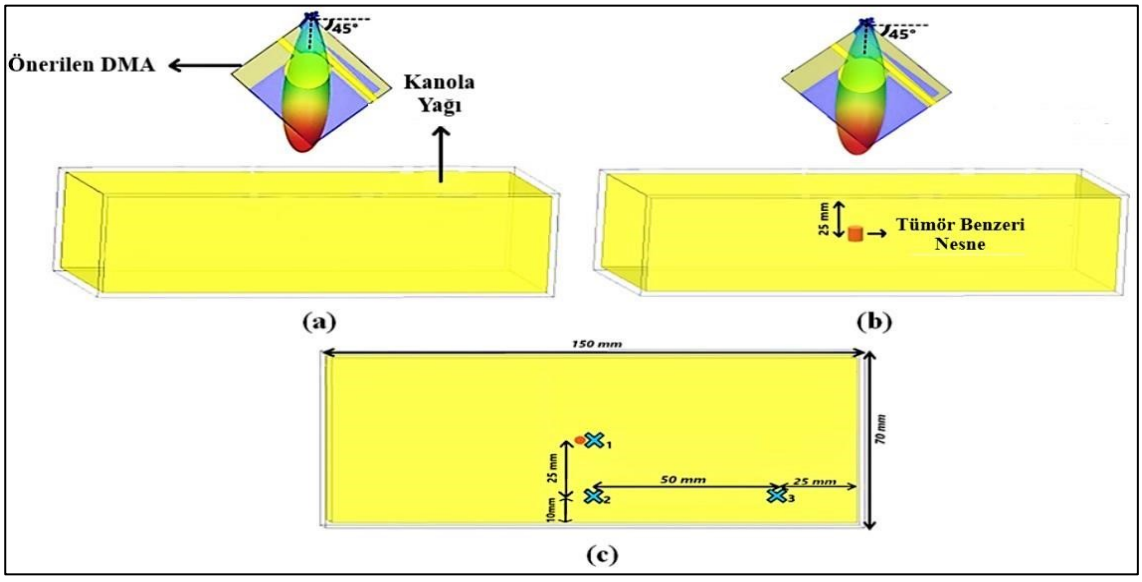
Referans Anten	Boyutu L x W (mm^2)	Frekans Bandı (GHz)	Bant Genişliği (%)	YGHG aralığı (°)	Kazanç (dB)	Yönlülük (dB)
(Meena ve ark. 2017)	32 x 32	9.7 – 14.5	39	35 – 26	4–10.7	---
(Golezani ve ark. 2012a)	25 x 20	5.0 – 10.0	67	75 – ---	2.5–5.5	---
(Locatelli ve ark. 2007)	50 x 50	6.0 – 8.0	28	47 – 37	---	7.5–8.0
(Mokhtaari ve Bornemann 2008)	50 x 46	3.1 – 12.6	120	75 – 25	4.0–8.0	---
(Meena ve ark. 2015)	50 x 50	3.4 – 10.0	98	47 – 29	---	---
(Shanon ve ark. 2005)	---[1]	2.5 – 9.0	113	--- – 32	---	---
(Abbosh 2008)	50 x 50	3.1 – 11.0	112	---	4.3–10.8	---
(Golezani ve ark.2012b)	50 x 50	4.0 – 9.0	77	56 – 25	7.0–10.0	---
(Unal ve ark. 2014)	40 x 26	1.0 – 8.0	155	---	---	---
(Ren ve ark. 2009)	102 x 102	0.4 – 1.0	85	---	2.4 – 5.8	---
(Zhu ve ark. 2011)	34 x 30	4.2 – 8.5	68	78 – 43	5.2 – 9.3	---
(Meloui ve Essaaidi 2016)	30 x 21	6.8–7.3 & 9.7–11.7	---	---	1.0 – 5.5	---
(Meena ve ark. 2016)	50 x 50	4.1 – 11.5	95	49 – 22	2.5 – 8.4	---
Önerilen (Dörtgen Yamalı)	**50 x 40**	**3 – 8**	**91**	**60 – 40**	**5.0-6.8**	**5.2 – 7.8**
Önerilen (Dairesel Yamalı)	**55 x 40**	**3 – 10**	**108**	**56 – 30**	**6.0-8.4**	**6.2 – 9.4**

4.2. Dikdörtgen Prizma Şekilli Fantom Kullanılarak Yapılan Ölçümler ve Frekans Domeninde Elde Edilen Bulgular

Önceki bölümde özellikleri anlatılmış olan dikdörtgen prizma şekilli meme fantomu üzerinde, bu tez çalışmasında tasarlanıp önerilen dairesel yamalı DMA kullanılarak yapılan monostatik ölçümün temsili görünümü Şekil 4.1'de verilmiştir. Frekans domeninde yapılan ölçümlerde öncelikle tümörsüz durum için S_{11} değerleri kaydedilmiş, daha sonra tümör benzeri nesne Şekil 4.1 (b)'deki gibi fantomun merkezine (25 mm derinliğe) yerleştirilerek ölçümler tekrarlanmıştır. Nesne merkezdeyken anten hareket ettirilmiş ve antenin farklı pozisyonları için S_{11} değerleri ayrı ayrı kaydedilmiştir. 3 farklı pozisyon ve fantomun üstten görünümü Şekil 4.1 (c)'de görülmektedir. Anten ile fantomun üst hizası arasında 2 cm mesafe bulunmaktadır.

Önerilen antenin özelliklerinin anlatıldığı bölümde, 3 GHz ile 10 GHz aralığında antenin kararlı ışıma örüntülerine sahip olduğu ve ışıma hüzmelerinin 32^0 ile 54^0 arasında hareket ettiği açıklanmış ve görsel olarak verilmişti. Ortalama bir değer olan 7 GHz çalışma frekansı için antenin φ yönünde 45^0 açıyla ışıma yaptığı gösterilmişti. Dolayısıyla, ışıma hüzmesinin fantoma mümkün olduğu kadar dik olacak şekilde yönlendirilmesi için anten Şekil 4.1'de görüldüğü gibi eğik şekilde konumlandırılmıştır. 7 GHz frekanstaki 3 boyutlu ışıma örüntüsü de şekil üzerinde gösterilmiştir.

VNA cihazı, ölçüm kablosu, dairesel yamalı DMA, dikdörtgen prizma şekilli meme fantomu ve çevreden oluşabilecek yansımaları azaltmak için kullanılan soğurucu bir maddeden oluşan ölçüm düzeneğine ait bir görüntü Şekil 4.2'de verilmiştir.

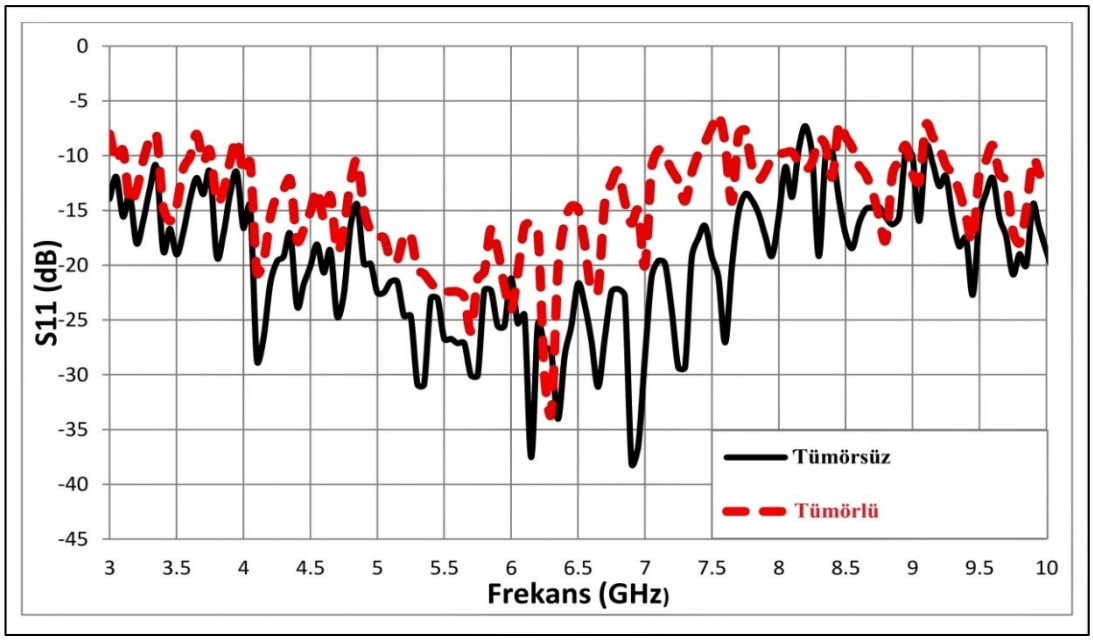


Şekil 4.1. Dikdörtgen prizma şekilli meme fantomu üzerinde yapılan ölçümün temsili görünümü (a: Tümörsüz durum; b: Tümörlü durum; c: Fantomun üstten görünümü)

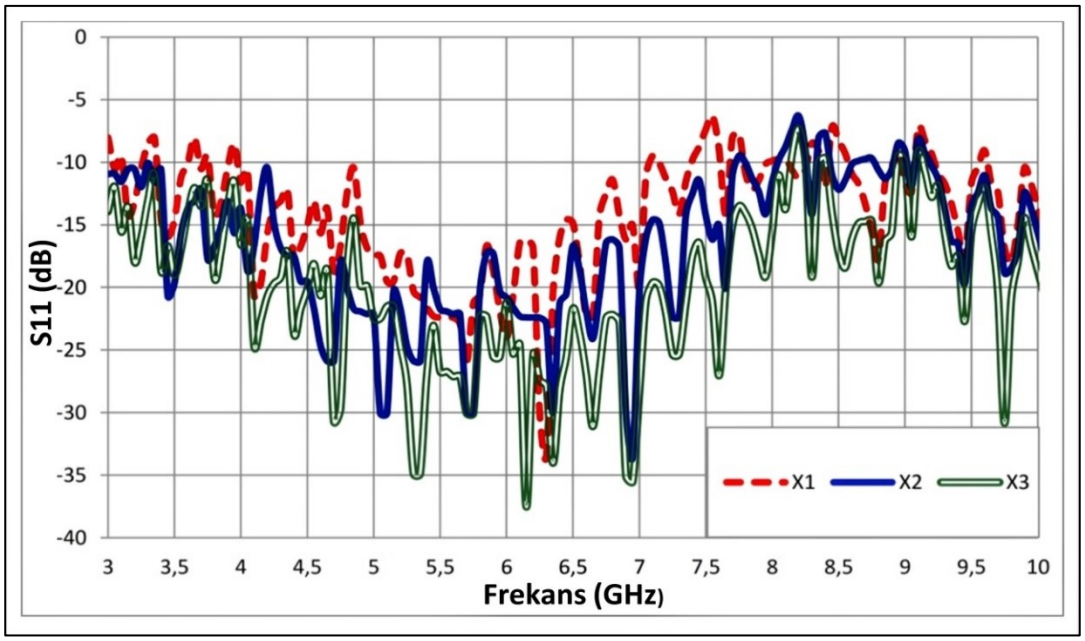


Şekil 4.2. Dikdörtgen prizma şekilli meme fantomu üzerinde yapılan ölçüme ait örnek bir görüntü

Ölçüm neticesinde elde edilen S_{11} sonuçlarının frekansa göre değişim grafiği Şekil 4.3'de gösterilmiştir. Tümör benzeri nesnenin bulunduğu durumda fantomdan yansıyan sinyal miktarla tümörsüz durumda yansıyan miktar arasında fark olduğu görülmektedir. Antenin hareket ettirilmesi neticesinde Şekil 4.1 (c)'de görülen üç farklı konum (X_1, X_2, X_3) için elde edilen sonuçlar ise Şekil 4.4'de verilmiştir. Beklendiği üzere, antenin tümör benzeri nesneye daha yakın olduğu pozisyonlarda yansımanın yükseldiği, tersi durumda ise düştüğü net bir biçimde görülmektedir. Benzer şekilde, şayet farklı boyutlara sahip iki tümör aynı konuma yerleştirilip ayrı ayrı ölçülselerdi, boyutu büyük olan tümörden kaynaklı yansımanın daha fazla olacağı görülecekti.

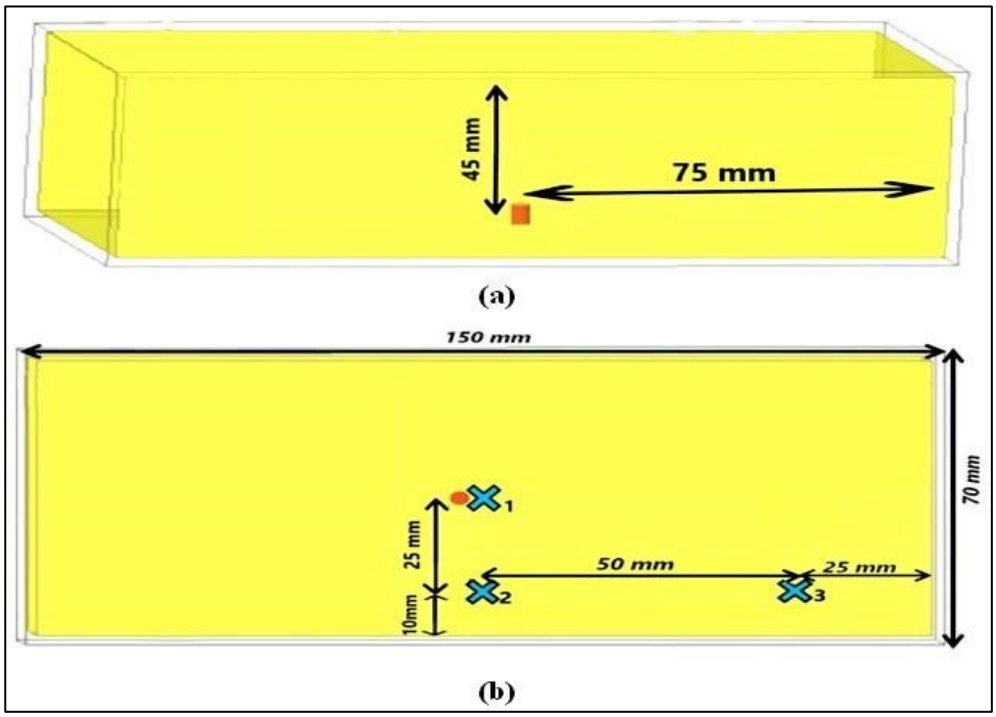


Şekil 4.3. Merkezde tümörün olduğu ve olmadığı durumlar için S_{11} sonuçları



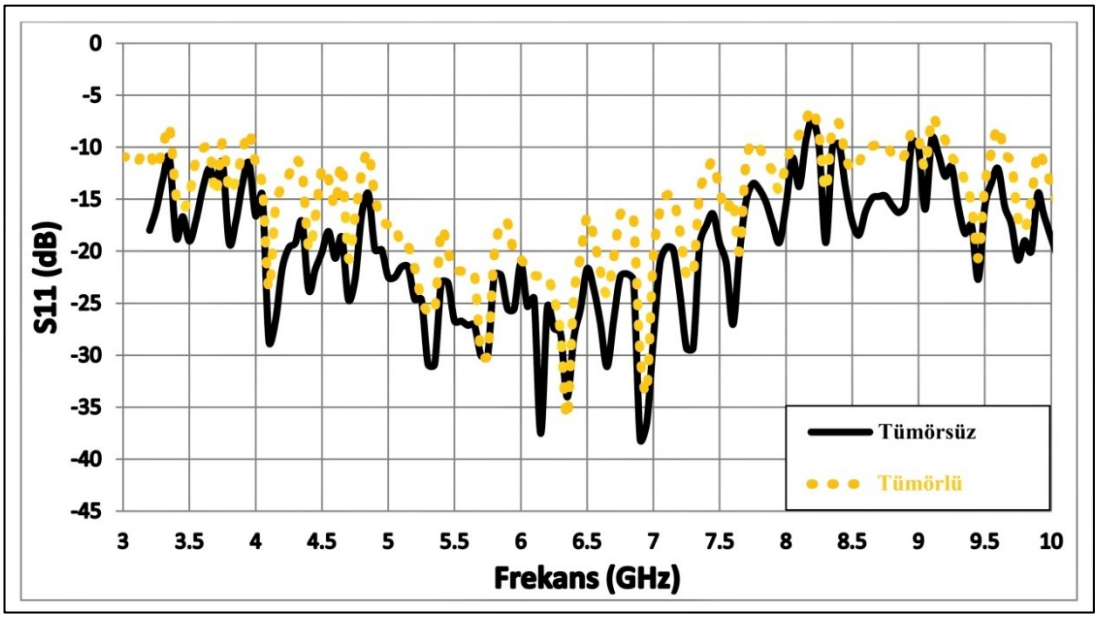
Şekil 4.4. Tümör merkezdeyken antenin farklı konumlardan elde ettiği S_{11} sonuçları

Dikdörtgen prizma şekilli fantom üzerinde yapılan diğer bir ölçümde ise tümör benzeri nesne Şekil 4.5'de görüldüğü üzere 45 mm derinliğe yerleştirilmiştir. Bu durum için ölçümler hem dairesel yamalı DMA hem de çift çıkrıklı horn anten kullanılarak yapılmıştır. Böylece iki antenin performansları gözlenip, karşılaştırma yapılmıştır. Daha önce bahsedildiği üzere karşılaştırma için bu tipteki bir horn antenin seçilme nedeni, boyutu dışındaki özelliklerinin önerilen DMA ile benzer olmasından dolayıdır.

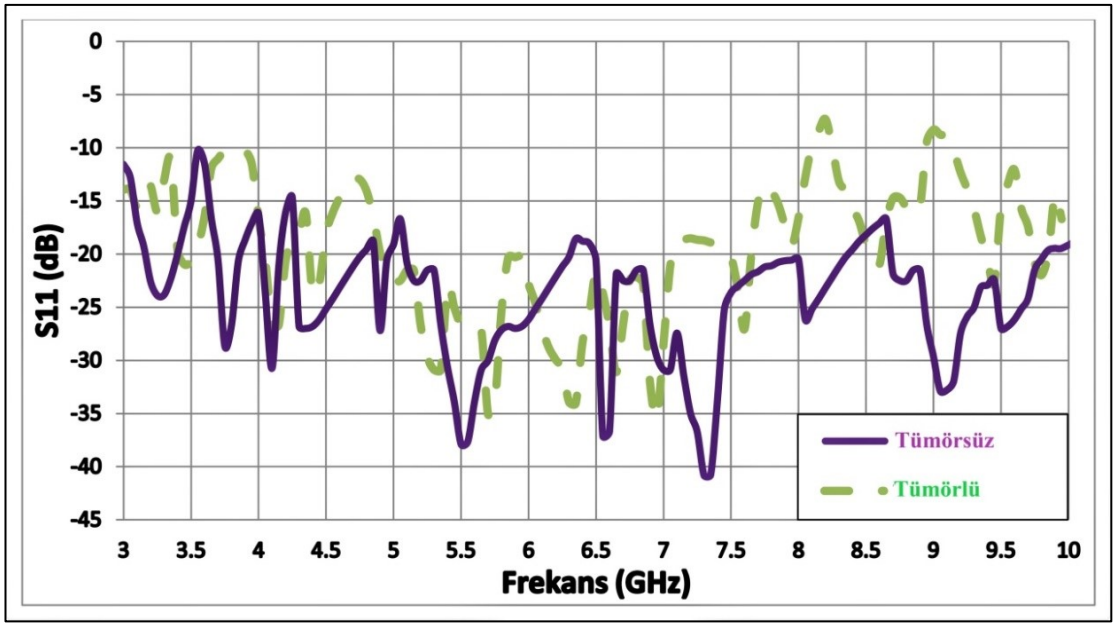


Şekil 4.5. Tümör benzeri nesnenin 45 mm derinliğe yerleştirildiği dikdörtgen prizma şekilli fantomun temsili görünümü (a: Önden görünüm; b: Üstten görünüm)

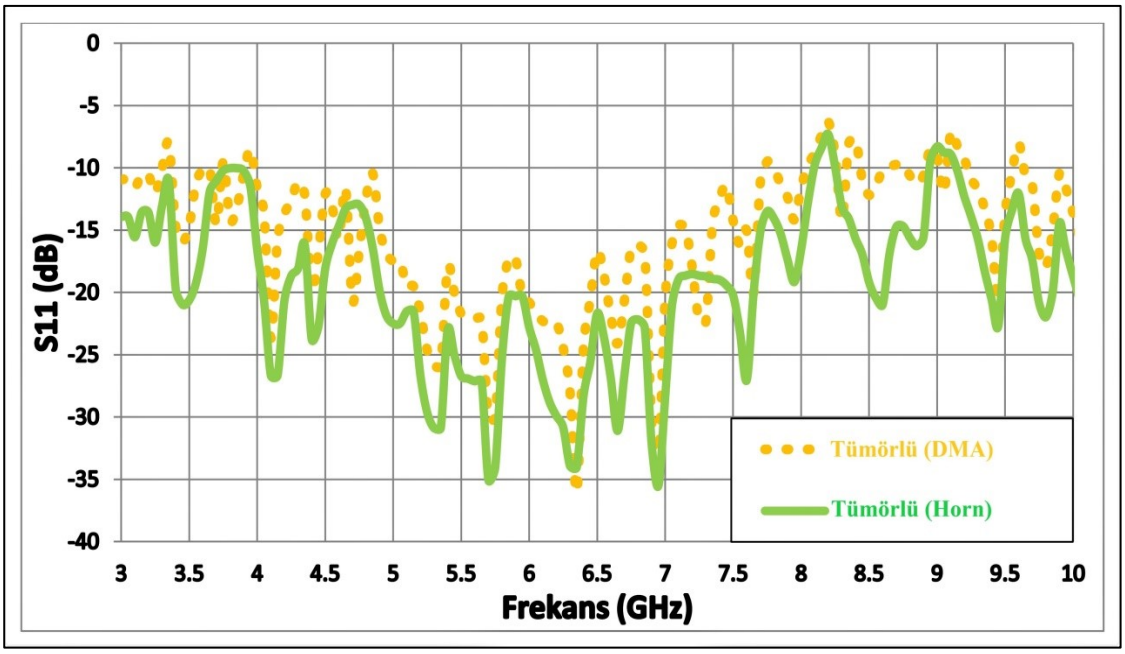
Elde edilen S_{11} sonuçlarının frekansa göre değişim grafikleri DMA ile yapılan ölçüm için Şekil 4.6'da, çift çıkrıklı horn ile yapılan ölçüm için Şekil 4.7'de verilmiştir. Tümör benzeri nesnenin bulunduğu durumda fantomdan yansıyan sinyal miktarıyla tümörsüz durumda yansıyan miktar arasındaki fark, iki ölçüm sonucunda da açıkça görülmektedir. Şekil 4.8'de ise tümörlü durum için DMA ve horn antenin elde ettiği sonuçlar aynı grafik üzerine gösterilerek karşılaştırma yapılmıştır. Ayrıca Şekil 4.3 ve 4.6 incelenerek, tümörün 25 mm ve 45 mm derinde olduğu durumlar için DMA tarafından elde edilen sonuçlar rahatlıkla karşılaştırılabilir.



Şekil 4.6. 45 mm derinde tümörün olduğu ve olmadığı durumlarda DMA'nın elde ettiği S_{11} sonuçları



Şekil 4.7. 45 mm derinde tümörün olduğu ve olmadığı durumlarda çift çıkrıklı horn antenin elde ettiği S_{11} sonuçları



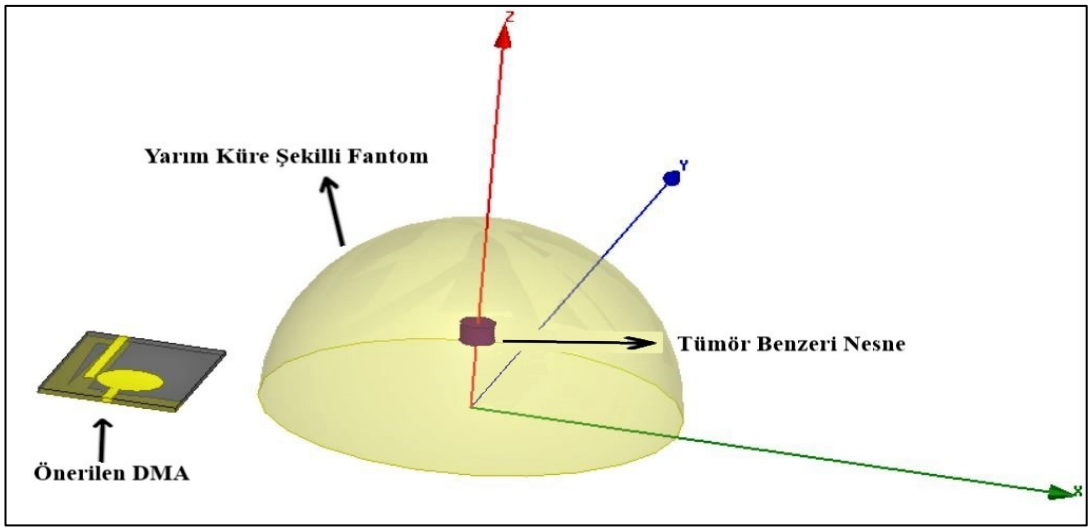
Şekil 4.8. 45 mm derinde tümörün olduğu durum için DMA ve horn antenin elde ettiği S_{11} sonuçları

4.3. Yarım Küre Şekilli Fantom Kullanılarak Yapılan Ölçümler ve Zaman Domeninde Elde Edilen Bulgular

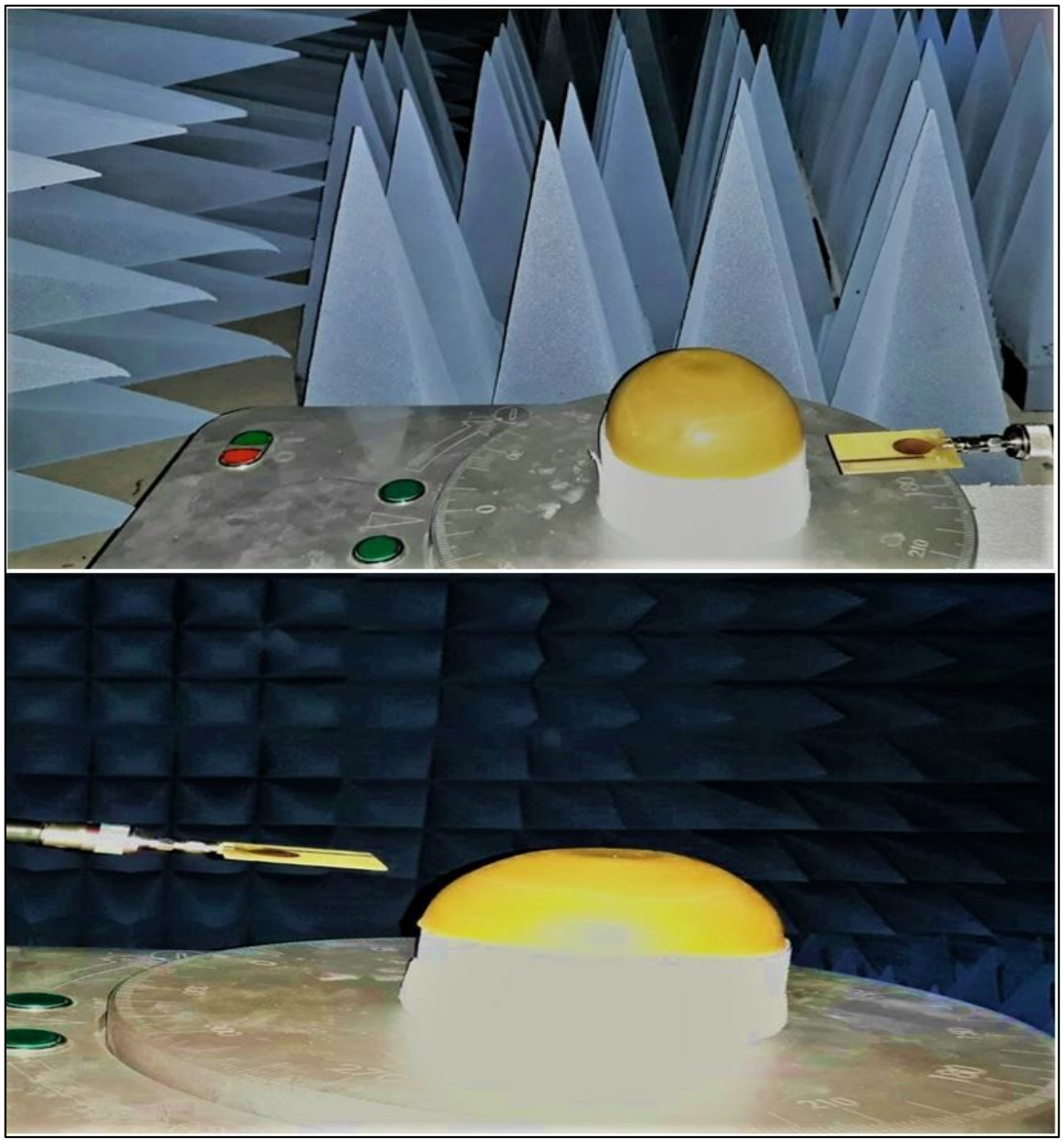
Daha önce özellikleri anlatılmış olan ve gerçek memeye sadece elektriksel özellikleri yönüyle değil, şekil olarak da benzeyen yarım küre şekilli meme fantomu üzerinde, bu tez çalışmasında tasarlanıp önerilen dairesel yamalı DMA kullanılarak yapılan monostatik ölçümün temsili görünümü Şekil 4.9'da verilmiştir. Kürenin merkez koordinatları $(x,y,z)=(0,0,0)$ mm iken, fantoma yerleştirilen tümör benzeri nesne (0,0,30) mm noktasındadır. Anten z ekseninde 30 mm yüksekliğe konumlandırılmış, fantom ile antenin sağ üst köşe noktası arasındaki mesafe ise 20 mm olarak ayarlanmıştır.

Çalışmanın bu bölümünde, antenden gönderilen ve fantomdan yansıyan sinyallerin zamana göre değişiminin gösterilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca, yansıyan sinyaller kullanılarak görüntü oluşturmak için de sinyalin zaman domeninde olması gerekmektedir. Bu nedenle yarım küre şekilli fantom üzerindeki ölçümler zaman domeninde yapılmıştır.

Önceki bölümde yapılan ölçümlerde, çevreden oluşabilecek yansımaları azaltmak amacıyla bir adet 1 m^2 boyutunda soğurucu kullanılmıştı. Bu bölümdeki ölçümler ise, harici elektromanyetik girişimlerden izole edilmiş ve içi elektromanyetik soğurucu malzemelerle kaplanmış özel bir ortam olan 'tam yansımasız oda'da gerçekleştirilmiştir. Ölçümlere ait örnek görüntüler Şekil 4.10'da verilmiştir.



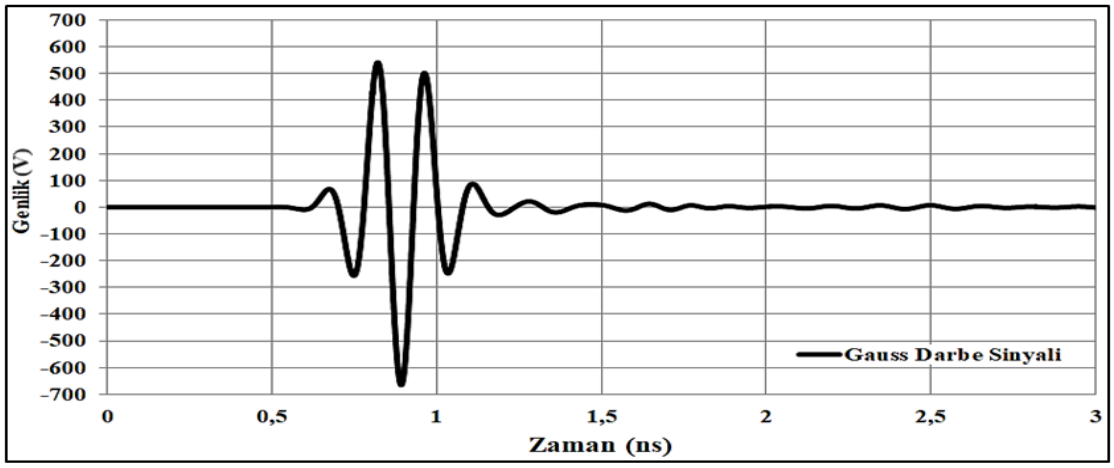
Şekil 4.9. Yarım küre şekilli meme fantomu üzerinde yapılan ölçümün temsili görünümü



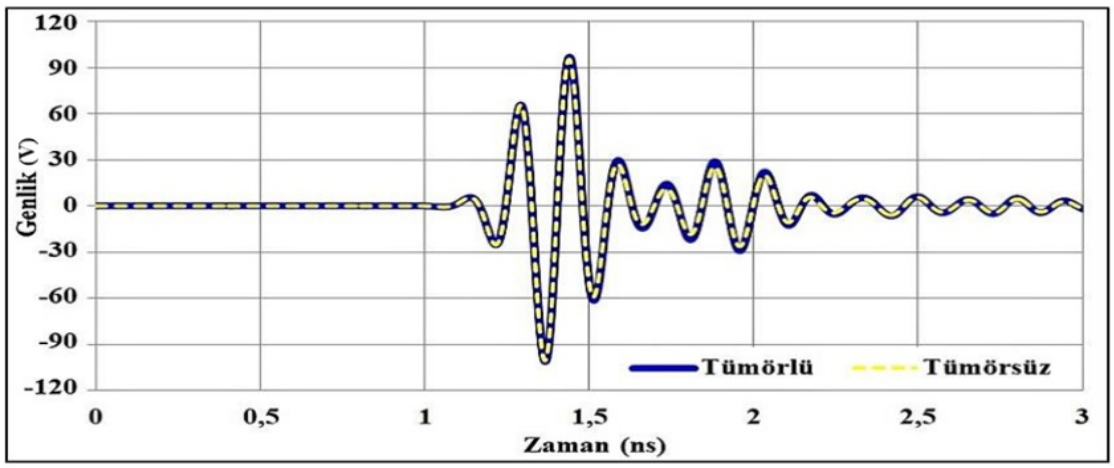
Şekil 4.10. Yarım küre şekilli fantom üzerinde yansımasız odada yapılan ölçüme ait örnek görüntüler

Zaman domeninde yapılan ölçümlerde, antenden bir Gauss darbe sinyali yayılır. Kullanılan antenin BG'si yükseldikçe darbe sinyali daralır. Böylece yüksek çözünürlüğe sahip görüntülerin elde edilmesi için gerekli işlemlerden biri sağlanmış olur. Önerilen DMA'nın BG'si 7 GHz olduğundan dolayı dar bir darbe sinyali gönderebilmektedir.

Ölçümlerde adım motoruna sahip elektronik düzenek kullanılarak antenin fantom etrafında 360^0 döndürülmesi sağlanmıştır. Öncelikle tümörsüz durum için yansıyan sinyalin genlik değerleri 8 farklı pozisyonda (her 45 derecede bir) kaydedilmiş, daha sonra tümörlü durum için aynı işlemler tekrarlanmıştır. Tümör benzeri nesne (x=0, y=0) noktasında olduğu için, fantom taranırken anten ile nesne arasındaki mesafe aynı kalmıştır. Bu nedenle 8 farklı noktadan alınan değerler birbirlerine çok yakın seviyelerdedir. Antenden yayılan Gauss sinyali Şekil 4.11'de gösterilmiştir. 8 konumdan alınan sinyaller neredeyse aynı olduklarından dolayı sadece yansıyan 8 sinyalden birinin tümörsüz ve tümörlü durumlar için gösterilmesi yeterli olacaktır. Bu grafik Şekil 4.12'de görülmektedir.



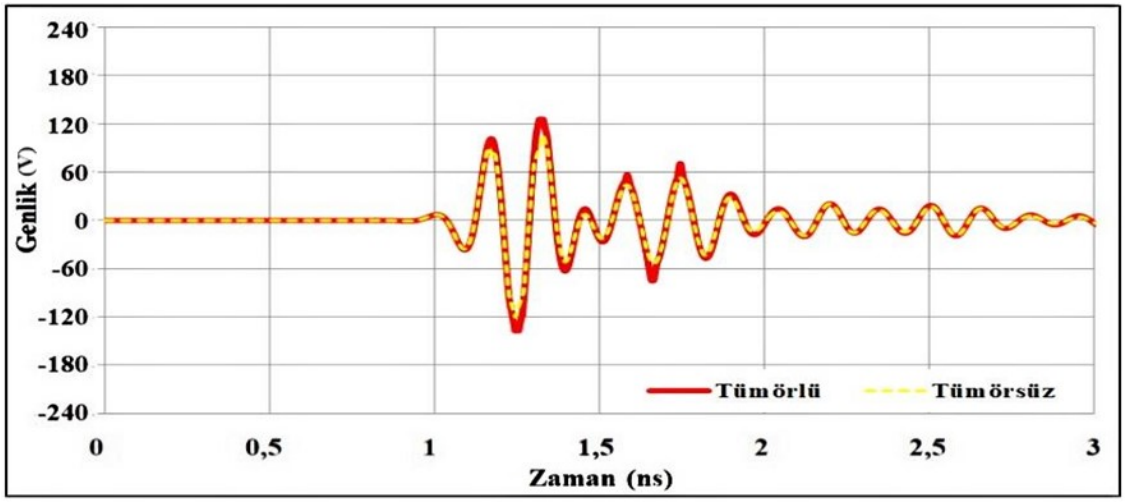
Şekil 4.11. Antenden yayılan Gauss darbe sinyali



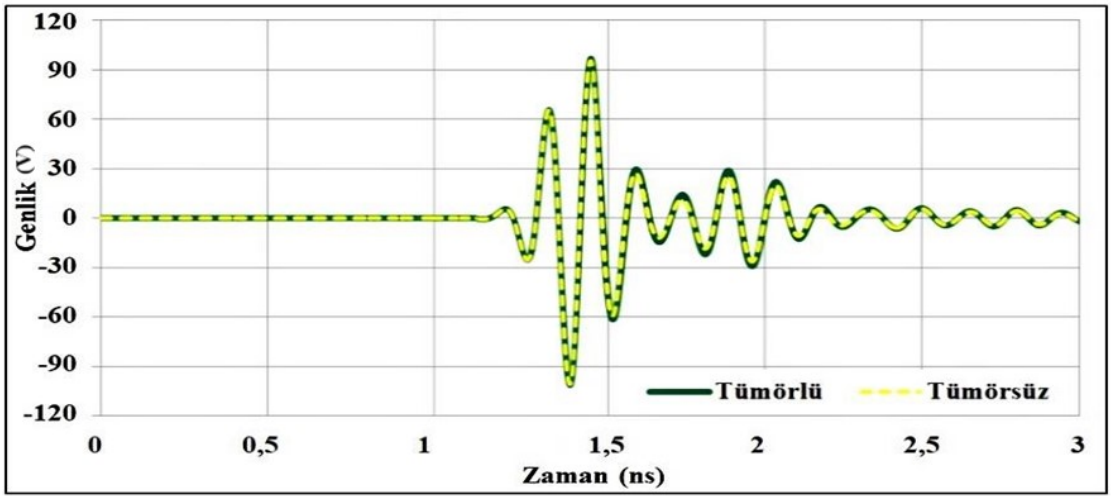
Şekil 4.12. Tümörlü ve tümörsüz durumlar için fantomdan yansıyıp anten tarafından alınan sinyal

Şekil 4.11 ve 4.12 karşılaştırıldığında, fantoma gönderilen ve fantomdan yansıyan sinyallerde faz ve genlik farklılıkları olduğu görülecektir. Bu beklenen bir durumdur, çünkü gönderilen sinyalin geri dönüşü esnasında bir gecikme süresi oluşacak ve kayıplardan dolayı genlikte düşüş yaşanacaktır. Şekil 4.12'de 1.5 ile 2 ns aralığı için tümörlü durumda yansıyan sinyal genliğinin tümörsüz durumdaki genliğe göre az da olsa yüksekte olduğu görülecektir. 8 farklı noktada alınan değerlerin hep Şekil 4.12'deki gibi elde edilmesi, tümörün merkez civarı bir noktada olduğuna işaret etmektedir.

Yapılan diğer bir ölçümde ise, fantomdaki tümör benzeri nesne (0,40,30) mm noktasına yerleştirilmiştir. Bu nedenle fantom taranırken anten ile nesne arasındaki mesafe değişir. Böylece 8 farklı noktadan alınan değerler birbirinden farklı seviyelerde olur. Örnek olarak antenin tümöre en yakın ve en uzak olduğu pozisyonlarda alınan sinyal değerleri sırasıyla Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'de verilmiştir.



Şekil 4.13. Antenin tümöre en yakın olduğu durum ve tümörsüz durum için fantomdan yansıyıp anten tarafından alınan sinyal



Şekil 4.14. Antenin tümöre uzak olduğu durum ve tümörsüz durum için fantomdan yansıyıp anten tarafından alınan sinyal

Şekil 4.13 incelendiğinde, tümörlü durumda yansıyan sinyalin genliğinin tümörsüz durumdaki sinyal genliğine göre yüksek olduğu görülecektir. Bu defaki farklılık Şekil 4.12'de görülen farktan daha fazladır. Çünkü tümör yüzeye yakın bir noktadadır ve daha fazla sinyalin yansımasını sağlar. Şekil 4.11 ve 4.13 karşılaştırıldığında, fantoma gönderilen sinyal ile fantomdan yansıyan sinyal arasında yine bir faz farkı olduğu ancak Şekil 4.12'deki kadar çok olmadığı görülecektir. Bunun nedeni, sinyalin tümöre kısa sürede ulaşıp geri yansıması, böylece gecikme süresinin daha kısa olmasıdır.

Şekil 4.14 incelendiğinde, tümörlü durumda yansıyan sinyalin genliğinin tümörsüz durumdaki sinyal genliğine göre yüksek olduğu görülecektir. Beklenildiği üzere bu defaki farklılık Şekil 4.12'de görülen farktan daha azdır. Çünkü tümör yüzeye uzak bir noktadadır ve daha az sinyalin yansımasını sağlar. Şekil 4.11 ve 4.14 karşılaştırıldığında, fantoma gönderilen sinyal ile fantomdan yansıyan sinyal arasında yine bir faz farkı olduğu, üstelik Şekil 4.12'dekinden daha fazla olduğu görülecektir. Bunun nedeni, sinyalin tümöre uzun sürede ulaşıp geri yansıması, böylece gecikme süresinin daha uzun olmasıdır. Antenin tümöre yakın ve uzak olduğu durumlardaki faz farklılıklarının diğer önemli bir nedeni ise, oluşturulan fantomun yüzeyinin tamamen aynı şekilde olmayışı, bazı noktalarda çukur ve pürüzler olmasıdır.

4.4. Zaman Domeninde Elde Edilen Veriler Kullanılarak Oluşturulan Bir Görüntü

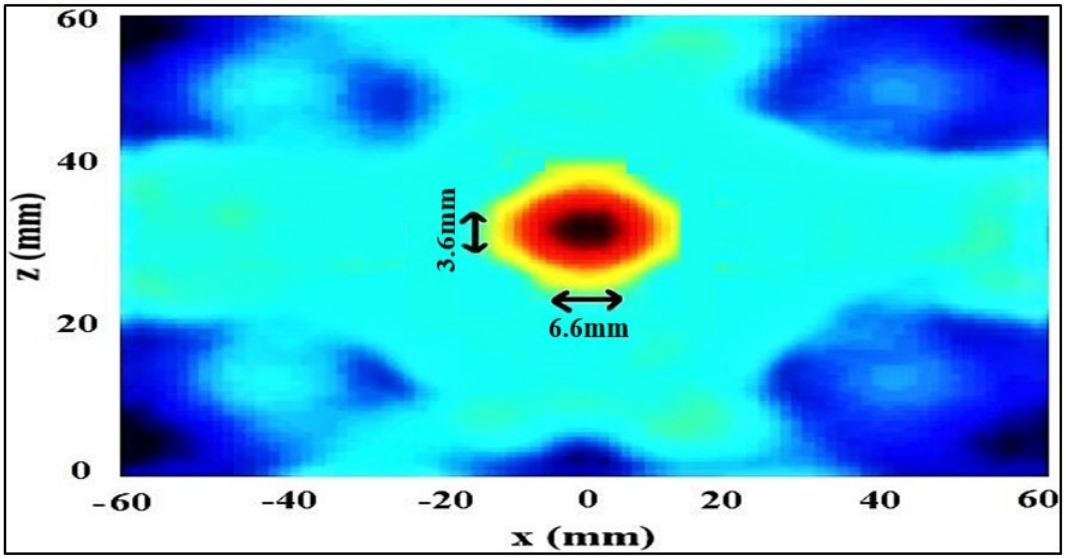
Bu bölümde kısaca bahsedilecek ve başka bir çalışmaya konu olabilecek aşamalara ve detaylara sahip olan görüntü oluşturma işlemlerinde, ilgili konuda doktora çalışması yapan araştırma görevlisi Hüseyin Özmen arkadaşımızdan destek alınmıştır.

Tümörlerin mikrodalgalarla tespiti için bu aşamaya kadar yapılan ölçümler frekans ve zaman domeninde gerçekleştirildi. Tümör benzeri nesneye sahip olan fantomdan yansıyan sinyal daha fazla olduğundan dolayı, tümörsüz fantoma göre daha farklı saçılma parametreleri ve enerji profilleri elde edildi. Böylece tümörün varlığı net olarak tespit edilebildi. Ayrıca konum ve boyut hakkında da yaklaşık olarak çıkarım yapılabildi. Ancak, daha başarılı bir teşhis yapabilmek için yansıyan sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi gerekir. Bunun için sinyal; ön işleme, filtreleme, kalibrasyon, enerji hesaplama gibi çeşitli işlemlere tabi tutulmalıdır. Çalışmamızdaki öncelikli amaç tümörün varlığının tespit edilebilirliğini araştırmak olduğu için, yüksek çözünürlüklü görüntüler oluşturma gibi işlemlerin üzerinde durulmamıştır.

Bununla birlikte, elde edilen verilerin renklendirilerek basit bir görüntüye dönüştürülmesinin faydalı olacağı düşünülmüş ve ölçüm sonuçlarından birine ait görüntü elde edilmiştir.

Bu amaçla kalibrasyon aşaması Fear ve ark. (2002) tarafından önerildiği üzere, tümörlü dokudan yansıyan sinyal ile sağlıklı dokudan yansıyan sinyalin farkı alınarak gerçekleştirilmiştir. Kalibrasyon işlemiyle tümör cevabı elde edildikten sonra tümörlü memenin enerji profilinin oluşturulması aşamasına geçilmiştir. Bunun için memedeki noktalar piksel olarak kabul edilmiş ve bu piksellerin ayrı ayrı enerjileri hesaplanmıştır. Piksellerin sinyal üzerindeki konumlarının belirlenmesi amacıyla zaman gecikmeleri hesaplanmış, değerler toplanarak görüntü oluşturulmuştur. Piksel enerjilerinin hesaplanması için Zhao ve ark. (2004), Shao ve ark. (2005) ve Ünal (2013) tarafından da tercih edilmiş olan 'geciktir ve topla (delay and sum)' isimli algoritma kullanılmıştır.

(0,0,30) mm noktasında tümör benzeri nesne bulunan yarım küre şeklindeki meme fantomu üzerinde yapılan ölçümlerde farklı pozisyonlardan veriler elde edilmişti. Bu verilerin kullanılmasıyla oluşan görüntü Şekil 4.15'de verilmiştir. Görüntüde tümör benzeri nesne siyah renkli olarak görülmektedir. Buna göre, 3 mm yarıçapa ve 4 mm yüksekliğe sahip olan yani boyutları x ekseni yönünde 6 mm, z ekseni yönünde 4 mm olarak görülmesi beklenen nesne 6.6 mm ve 3.6 mm olarak görüntülenmiştir. Dolayısıyla boyut %90'lık bir doğruluk oranıyla tespit edilmiştir. Merkezi x ekseninde 0, z ekseninde 30 noktasında yer alan nesnenin merkez konumu -1 ve 31 noktalarında görüntülenmiştir. Dolayısıyla konum da yüksek bir doğrulukla tespit edilmiştir.



Şekil 4.15. Tümörlü ve tümörsüz meme fantomlarından yansıyan verilerin işlenmesiyle oluşturulan ve tümörün boyut ve konum bilgisinin görüldüğü örnek bir görüntü

Görüntüleme işleminin yapıldığı benzer çalışmalarda, ölçüm yapılan ortamlar, tasarlanan antenler, oluşturulan fantomlar, kullanılan VNA'lar ve görüntü oluşturmayla ilgili kullanılan yöntemler gibi birçok durum birbirinden farklıdır. Bundan dolayıdır ki, elde edilen sonuçların başka çalışmalarda verilen sonuçlarla net bir biçimde karşılaştırması pek mümkün olmamaktadır.

Bu çalışmada kullanılan ölçüm düzeneğine ve oluşturulan fantom yapısına benzeyen sistem ve fantomların kullanıldığı bazı çalışmalarla yapılan karşılaştırmalar Çizelge 4.2'de verilmiştir. Sonuç olarak meme kanserinin erken evrede tespiti için belirtilen boyuttan (20 mm) çok daha küçük boyuttaki (6 mm) tümör benzeri nesne, tasarımı yapılan anten kullanılarak homojen yapılı bir meme fantomunda başarıyla tespit edilmiştir.

Çizelge 4.2. Tez çalışmasında yapılan ölçüm ile benzer çalışmalarda yapılan ölçümlerin performans karşılaştırması

Referans	**Kullanılan Anten Tipi**	**Bulunan Tümörün Şekli ve Boyutu**
Yun ve ark.(2005)	Kelebek Şekilli (Bow-tie) Anten	Küresel 10 mm
Khor ve ark. (2007)	Prop Anten	Küresel 5 mm
Bialkowski ve Wang (2011)	Daralan Yarık Anten	Silindir Çubuk 5 mm
Adnan ve ark. (2012)	Düzlemsel Metal Levhaya Sahip MYA	Silindir 4.5 mm
Güren (2014)	Anten Dizisi	Küresel 4 mm
Zhang (2014)	Yarıklı Vivaldi Anten	Küresel 10 mm
Elahi ve ark. (2017)	Simetrik Vivaldi Anten	Silindir 16 mm
Çelik ve Kurt (2018)	**Dairesel Yamalı DMA**	**Silindir 6 mm**

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, erken safhada fark edilmesi durumunda tedavisinde başarı oranı çok yüksek olan meme kanserinin mikrodalgalar kullanılarak tespit edilmesi deneysel olarak incelenmiştir. Bu amaçla, farklı yama şekillerine sahip iki DMA tasarımı yapılmış, farklı şekil ve malzemelere sahip iki meme fantomu oluşturulmuştur. Fantomlara elektriksel özellikleri bakımından tümöre benzeyen bir nesne yerleştirilerek, frekans ve zaman olmak üzere iki farklı domende ölçümler yapılmıştır.

Tasarlanan antenlerin çok geniş frekans bandına, dar hüzme genişliğine, yönlü ve kararlı ışıma örüntüsüne, yüksek kazanç ve verimliliğe ve küçük boyuta sahip oldukları ölçümlerle test edilip gösterilmiştir. Literatürdeki benzer antenlerin özellikleriyle detaylı bir karşılaştırma yapılmış, önerilen antenlerin birçok yönden iyi performansa sahip oldukları görülmüştür.

Önerilen iki anten arasından daha iyi performans gösterenin hangisi olduğu belirlenmiştir. Bu anten parazit elemana sahip dairesel yamalı DMA'dır ve L şekilli toprak yüzeyinde oyuk ve çentikler vardır. Antenin boyutu 55x40 mm^2, çalışma frekansı 3–10 GHz aralığındadır. Bu aralık boyunca ışıma örüntüsü 32^0 ile 54^0 arasında hareket etmektedir. Buna göre anten geniş frekans aralığında birbirine yakın ışıma hüzmelerine sahiptir. YGHG değerleri frekans aralığı boyunca 56^0 ile 30^0 arasında değişim göstermiştir. Kazanç 6.0–8.4 dB, yönlülük 6.2–8.2 dB aralığında değişmiş ve verimlilik %90 olarak elde edilmiştir. 7 GHz'lik BG'ye sahip olan antenin kullanılacağı radar tabanlı görüntüleme sisteminin derinlik çözünürlüğü ise 10.5 mm olarak hesaplanmıştır.

Yüksek performansa sahip dairesel yamalı DMA, kablo aracılığıyla VNA'ya bağlanmış ve fantomlar üzerinde monostatik ölçümler yapılmıştır. İçinde tümör benzeri nesne bulunan dikdörtgen prizma şekilli fantomun hedef olarak kullanıldığı ölçümler labotaruvar ortamında yapılmıştır. Sonuçlar frekans domeninde elde edilmiş, 6 mm boyutundaki nesnenin varlığı S_{11} parametrelerinin incelenmesiyle tespit edilmiştir. Antenin tümöre yaklaştığı pozisyonlarda yansımanın yükseldiği gözlemlenerek, tümörlü bölgenin konumu hakkında çıkarım yapılmıştır. İçinde tümör benzeri nesne bulunan yarım küre şekilli fantomun hedef olarak kullanıldığı ölçümler ise tam yansımasız odada yapılmıştır. Sonuçlar zaman domeninde elde edilmiş, 6 mm boyutundaki nesnenin varlığı yansıyan sinyalin genliklerinin incelenmesiyle tespit edilmiştir. Yansıyan sinyallerin faz farklılıkları incelenerek konum hakkında çıkarım yapılmıştır.

Daha sonra, zaman domeninde elde edilen sinyaller ön işleme, filtreleme, kalibrasyon ve enerji hesaplama gibi çeşitli işlemlere tabi tutularak görüntüye dönüştürülmüştür. Yarım küre şekilli fantoma yerleştirilen 6 mm boyutundaki nesnenin konumu ve boyutu yüksek doğruluk oranlarıyla tespit edilmiştir.

Sonuç olarak, meme kanseri tespitinde kullanılan mevcut yöntemlerden;

- X-Ray mamografinin iyonize edici zararlı ışın kullanma ve memeyi sıkıştırarak konforsuzluk oluşturma olumsuzluklarını,
- MRG yönteminin uzun sürme ve yanlış sonuçlar verebilme olumsuzluklarını,
- Tomosentezin büyük algılayıcılara ihtiyaç duyma ve pozisyon ayarlamada zorlanma olumsuzluklarını,
- Ultrasonun çok duyarlı cihazlar kullanma ve sonuç yorumlamada çok deneyimli hekimlere ihtiyaç duyma gibi olumsuzluklarını ortadan kaldırmaya talip olan ve bahsedilen bu yöntemleri destekleyici nitelikteki güncel bir yöntem olan ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yöntemi incelenmiş ve bu yöntem kullanılarak başarılı uygulamalar gerçekleştirilmiştir.

ÇGB radar tabanlı mikrodalga görüntüleme yönteminin birçok önemli özelliği olmakla birlikte bazı olumsuz yanları da bulunmaktadır. Örneğin;

- Bu tez çalışmasında memedeki deri dokusundan gerçekleşecek yansımalar ihmal edilmiş, sağlıklı yağ dokusu ve tümör dokusu arasındaki farklılıklar incelenmiştir. Oysa gerçekte deriden de yansımalar olacaktır. İşte bu yansımaları engellemek için, memenin deri ile benzer elektriksel özelliklere sahip bir sıvıya yani uyumluluk ortamına yerleştirilmesi gerekir. Bu durum ölçüm işlemlerini zorlaştıracaktır.
- Meme yapısında deri ve yağ dokusuna ek olarak fibroglandular ve süt kanalları gibi çok sayıda farklı bölümler vardır. Oldukça karmaşık bir yapıya sahip olan memeyi tamamen taklit edebilen heterojen yapılı meme fantomları üzerinde yapılan çalışmalar henüz yeterli başarılara ulaşmamıştır. Ayrıca, literatürde yer alan çalışmaların birçoğunda düzgün bir geometrik şekle sahip tümör benzeri nesnelerin tespiti incelenmiştir. Oysa gerçekte tümör düzgün bir şekilde olmayabilir. Bu konuda da yeterli çalışmalar mevcut değildir.

- Yöntemde, antenlerin döndürülmesi gerekliliğine sahip olan monostatik ve bistatik ölçüm düzenekleri yerine, hastanın yüz üstü pozisyonda uzanarak memenin çok sayıda anten tarafından multistatik ölçüm tekniğiyle aydınlatılması klinik ortam için daha uygundur. Ancak multistatik sistemde anenlerin karşılıklı kuplaj etkileri oluşacak ve sonuçları yanlış yönde etkileyecektir.
- Birden çok sayıda tümörün olduğu durumlarda, farklı noktalardan çok sayıda saçılma gerçekleşeceği için boyut ve konum tespiti zor olacaktır.
- İyi huylu tümörler ile kötü huylu tümörlerin ayırt edilmesi hususunda henüz yeterli başarıya ulaşılmamıştır.
- Gerçek insan vücudu üzerinde yapılan çalışmalar da az sayıdadır, bu nedenle yöntemin güvenilirliği ve klinik ortamda başarılı bir şekilde uygulanıp uygulanmayacağı araştırılmaya devam etmektedir.

Bu tez konusuyla ilgilenen araştırmacılara sunulabilecek bazı çalışma önerileri şu şekildedir:

- Antenin boyutu daha da küçültülüp multistatik ölçümlerdeki anahtarlama sistemleri için daha uygun hale getirilebilir. Kazanç ve verimliliğin daha da artırılması için başka optimizasyon teknikleri uygulanabilir. Işımanın eğik olmayıp dik olabilmesi için, 54^0–32^0 yönlerinde değişen ışıma hüzmelerinin 0^0 ve yakınındaki yönlere ayarlanması ve daha kararlı hale gelmesi gerekir. Bu özelliklerin sağlanmasına yönelik farklı tasarımlar yapılabilir.
- Heterojen yapılı fantom kullanılarak memede yağ dokusuna ek olarak fibroglandular ve süt kanalları gibi bölümlerin de temsili sağlanabilir.
- Görüntü oluşturma aşamasında kalibrasyon için ortalama yöntemi, en küçük kareler yöntemi, entropy yöntemi ve Wiener filtresi gibi farklı yöntemler kullanılarak sonuçların geliştirilmesi sağlanabilir. Geciktir ve topla yöntemi yerine, uzay-zaman hüzmeleme, gürbüz uyarlamalı hüzmeleme, multistatik uyarlama gibi yöntemler tercih edilerek daha net görüntüler elde edilebilir.
- Destek vektör makinesi, yapay sinir ağları, K-en yakın komşu yöntemi gibi sınıflandırma yöntemleri ve yapay zeka uygulamaları kullanılarak meme kanserinin tespitine yönelik çalışmalar yapılabilir.

6. KAYNAKLAR

Abbak, M. 2015. Antenna and measurement system for microwave imaging of breast tumors. Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Bilişim Enstitüsü, İstanbul, 3.

Abbosh, A.M. 2008. 'Directive antenna for ultrawideband medical ımaging systems', ***International Journal of Antennas and Propagation,*** 2008: 1–6.

Abbosh, A.M. ve Bialkowski M.E. 2009. Compact directional antenna for ultra wideband microwave imaging system. ***Microwave and Optical Technology Letters***, 51(12), 2898–2901.

Abdelaziz, A.A. 2006. "Bandwidth enhansment of microstrip antenna", ***Progress in Electromagnetics Research,*** 63: 311–317

Abubakar, A., Van den Berg, P.M., Mallorqui, J.J. 2002. Imaging of biomedical data using a multiplicative regularized contrast source inversion method. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques,*** 50: 1761–1771.

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

Agrawall, N.P., Kumar, G., Ray, K.P. 1998. Wide-band planar monopole antennas. ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation.*** 46(2): 294–295.

Aguilar, S.M., Al-Joumayiy, M.A., Burfeindt, M.J., Behdad, N., Hagness, S.C. 2013. Multi-band miniaturized patch antennas for a compact, shielded microwave breast ımaging array. ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation,*** 62(3): 1221–1231.

Ahn D., Park, J.S., Kim, C.S., Kim, J., Qian, Y, Itoh, T. 2001. A Design of the low-pass filter using the novel microstrip defected ground structure. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques***, 49: 86–93.

Akkaya İ. 1997. Antenler ve Propagasyon, İstanbul Teknik Üniversitesi Yayınları, Türkiye, 200.

American Cancer Society (ACS). 2018. Cancer facts and figures. Erişim: https://www.cancer.org/research/cancer-facts-statistics/all-cancer-facts-figures/caç.<ncer-facts-figures-2018.html Erişim tarihi: 30.07.2018

Anritsu Measurement Guide 2016. "Vector network analyzer for Anritsu RF and microwave handheld instruments", Anritsu Company, USA.

Ansoft HFSS User's Guide 2014. Ansys Corporation, Canonsburg, USA.

Avşar Aydın, E. 2014 Meme kanseri tespitinde mikrodalgaların önemi ve kanserli/sağlıklı meme dokularının yapay zeka algoritmaları ile tanımlanabilmesi, ***Çukurova Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi,*** 29(2): 27–38.

Azim R, Islam MT, Misran N. 2013. Microstrip line-fed printed planar monopole antenna for UWB. ***Arabian Journal for Science and Engineering***, 38: 2415–2422.

Bah, M.H., Hong, J., Jamro, D.A. 2015. Ground slotted monopole antenna design for microwave breast cancer detection based on time reversal MUSIC. ***Progress In Electromagnetics Research C***. 59:117–126.

Balanis, C.A. 2015. Antenna theory: analysis and design. Wiley, New Jersey, USA, 405.

Bearden, J. A. 1967. X-Ray wavelengths and X-ray atomic energy levels. ***Reviews of Modern Physics*****,** 39 (1): 79–124.

Bialkowski, M.E. 2010. Ultra wideband microwave system with novel image reconstruction strategies for breast cancer detection, 40th European Microwave Conference, 28-30 Eylül 2010, Paris, 537–540.

Bialkowski, M.E., Wang, Y. 2011. "UWB cylindrical microwave imaging system employing virtual array antenna concept for background effect removal", ***Microwave and Optical Technology Letters***,53(5): 1100–1104.

Bicer, M.B., Akdagli, A. 2017 An experimental study on microwave ımaging of breast cancer with the use of tumor phantom. ***Applied Computational Electromagnetics Society Journal (ACES) Journal,*** 32 (10): 941–948.

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

Bourqui, J., Campbell, M.A, Williams, T., Fear, E.C. 2010. Antenna Evaluation for Ultra-Wideband Microwave Imaging. ***International Journal of Antennas and Propagation,*** 2010: 1–8.

Bulyshev, A., Semenov, S., Souvorov, A., Svenson, R., Nazarov, A., Sizov, Y. Tatsis, G. 2001. Computational modeling of three-dimensional microwave tomography of breast cancer. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering****,* 48 (9): 1053–1056.

Craddock, I.J., Nilavalan, R., Leendertz, J., Preece, A., Benjamin, R. 2005. Experimental investigation of real aperture synthetically organised radar for breast cancer detection. IEEE on Antennas and Propagation Society International Symposium*,* 3-8 Temmuz 2005, Washington DC, 179–182.

Craddock, I.J., Preece, A., Leendertz, J., Klemm, M., Nilavalan, R., Benjamin, R. 2006. Development of a hemi-spherical wideband antenna array for breast cancer imaging. *European Conference on Antennas and Propagation EUCAP,* 6-10 Kasım 2006, Nice, France, 6–10.

Çakır, G., 2004. Gezgin İletişim sistemleri için hüzme yönlendirmeli mikroşerit dizi anten tasarımı, Doktora Tezi. Kocaeli Universitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, Türkiye, 42.

Çekingen, M. 2011. Yapay manyetik iletken toprak yüzeyli geniş bant mikroşerit anten tasarımı. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 18.

Celik, A.R, Kurt, M.B. 2018. Development of an ultra-wideband, stable and high-directive monopole disc antenna for radar-based microwave imaging of breast cancer, ***Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy***, 52(2), 75–93.

Dong, J., Li, Q., Deng, L. 2017. Compact planar ultrawideband antennas with 3.5/5.2/5.8 ghz triple band-notched characteristics for internet of things application, ***Sensor***, 17: 349.

Ehrt, D., Keding, R. 2009. Electrical conductivity and viscosity of borosilicate glasses and melts, ***European Journal of Glass Science and Technology Part B Physics and Chemistry of Glasses,*** 50(3): 165–171.

Eilers, J., Anger, S., Neff, T. 2016. Radar based system for space situational awareness. ***Journal of Space Operations & Communicator.*** 13:1–13.

Elahi, M.A., Lavoie, B.R., Porter, E., Glavin, M., Jones, E., Fear, E.C., O'Halloran, M. 2017. "Comparison of radar-based microwave imaging algorithms applied to experimental breast phantoms", 32nd URSI Gass, , 19–26 Ağustos 2017, Montreal, 1–5.

Elboushi, A. 2014. Analysis and design of antenna probes for detection/imaging applications. Doktora Tezi, Concordia Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Montreal, Kanada, 38.

FCC, Federal Communications Commission, 2002. First Order and Report, Revision of Part 15 of the Commission's Rules Regarding UltraWideband Transmission Systems, USA.

Fear, E.C. and Stuchly, P.M. 2000. Microwave detection of breast cancer. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques***, 48, 1854–1863.

Fear, E.C., Hagness, S.C., Okoniewski, P.M., Stuchly, M. 2002. Enhancing breast tumor detection with near-field imaging. ***IEEE Microwave Magazine,*** 3 (1), 48–56.

Fear, E.C., Li, X., Hagness, S.C., Stuchly, M.A. 2002. Confocal microwave imaging for breast tumor detection: localization in three dimensions. ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation*****,** 49:8, 812–822.

Fear, E.C., Bourqui, J., Curtis, C., Mew, D., Docktor, B., Romano, C. 2013. Microwave breast imaging with a monostatic radar based system: a study of application to patients. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques,*** 61 (5): 2119–2128.

Gabriel, S., Lau, R.W., Gabriel, C. 1996. The dieletric properties of biological tissues: II. measurement in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. ***Physics in Medicine & Biology,*** 41: 2251–2269, 1996.

Gandhi, O., Gao, B., Chen, J. 1993. A-Frequency dependent finite-difference time-domain formulation for general dispersive media. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques***, 41: 658–665.Gerits, J. 2016. Wideband FM techniques for low-power wireless communications, River Publishers Series in Circuits and Systems, Hollanda, 300.

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

Golezani J.J. 2012. Directional wide band printed monopole antenna for use in microwave breast cancer imaging. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Teknik Üniversitesi Bilişim Enstitüsü, İstanbul, 32.

Golezani J.J., Abbak M., Akduman İ. 2012a. "A novel compact wideband directional monopole antenna for use in radar applications". 15th International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics, Toulouse, France

Golezani J.J., Abbak M., Akduman İ. 2012b. "Modified directional wide band printed monopole antenna for use in radar and microwave ımaging applications". ***Progress In Electromagnetics Research Letters*** 33, 119–129.

Grzegorczyk, T.M., Meaney, P.M., Kaufman, P.A., Alexander, R.M. Paulsen, K.D. 2012. Fast 3-D Tomographic Microwave Imaging for Breast Cancer Detection, ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 31 (8), 1584–1592.

Guha, D., Biswas, M., Antar, Y.M.M. 2005. microstrip patch antenna with defected ground structure for cross polarization suppression. ***IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters***, 4: 455–458.

Güren, O. 2014. Göğüs kanseri tespiti için yüzey empedansı tabanlı mikrodalga görüntüleme yöntemi. Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Bilişim Enstitüsü, İstanbul, 5.

Hagness, S., Taflove, A., Bridges, J. 1999. Three-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: design of an antenna-array element, ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation***, 47 (5), 783–791.

Han, T.J., Sim, C.Y.D., 2009. "Shorted planar triangular patch antenna with dual-frequency operation", ***AEU - International Journal of Electronics and Communications,*** 63(2): 103–107.

Haraz O., Sebak A.R. 2013. "UWB antennas for wireless applications. advancement in microstrip antennas with recent applications", IntechOpen: Rijeka, Croatia, European Union.

Health Quality Ontario (HQO). 2016. Ultrasound as an adjunct to mammography for breast cancer screening: a health technology assessment. Erişim: http://www.hqontario.ca/Evidence-to-Improve-Care/Journal-Ontario-Health-Technology-Assessment-Series , Erişim tarihi: 30.07.2018

Hecimovic N., Marincic Z. 2008. The improvements of the antenna parameters in ultra wideband communications. Ericsson Nikola Tesla Conference, Zagreb, 32.

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

Jakob, S., Shameena, V.A., Mridula, S., Anandan, C.K., Vasudevan, K., Mohanan, P. 2012. Planar UWB antenna with modified slotted ground plane, Wiley Online Library. 22: 594–602.

Johnson, R.C. 1993: Antenna Engineering Handbook, McGraw-Hill, New York, 124.

Karamanoglu, M., Abbak, M., Şimsek, S. 2013. A Planar ultra-wideband monopole antenna with half-circular parasitic patches. 13th Mediterranean Microwave Symposium (MMS), Saida, Lebanon.

Karpat, E. 2009. Gömülü ve/veya örtülü nesnelerin algılanmasında yeni yaklaşımlar. Doktora Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa, 10.

Khor, W.C., Bialkowski, M.E. 2006. Investigations into cylindrical and planar configurations of a microwave imaging system for breast cancer detection. *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium,* 9-14 Temmuz 2006, Albuquerque, 263–266.

Khor, W.C., Wang, H., Bialkowski, M.E., Abbosh, A., Seman, N. 2007. "An experimental and theoretical investigation into capabilities of a UWB microwave imaging radar system to detect breast cancer" EUROCON International Conference on Computer as a Tool, 9-12 Eylül 2007, Warsaw, 771–772.

Kiarashi, N., Nolte, A.C., Sturgeon, G.M., Segars, W.P., Ghate, S.V., Nolte, L.W., Samei, E., Lo, J.Y. 2016. "Development of realistic physical breast phantoms matched to virtual breast phantoms based on human subject data", ***Medical Physics,*** 42(7): 4116–4126.

Klemm, M., Craddock, I.J., Leendertz, J.A., Preece, A., Benjamin, R. 2009. Radar-based breast cancer detection using a hemispherical antenna array-experimental results. ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation***, 57(6): 1692–1704.

Klemm, M., Leendertz, J.A., Gibbins, D., Craddock, I.J., Preece, A., Benjamin, R. 2010. Microwave radar-based differential breast cancer imaging: imaging in homogeneous breast phantoms and low contrast scenarios. ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation***, 58(7): 2337–2344.

Kosmas, P., Rappaport, C. 2005. Time reversal with the FDTD method for microwave breast cancer detection. ***IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques***, 53 (7), 2317–2323.

Ku, G., Wanga, L.V. 2001.Scanning microwave induced thermoacoustic tomography: signal, resolution, and contrast. ***Medical Physics***, 28: 4–10.

Kuhl, C.K., Schrading, S., Leutner, C.C., Morakkabati, S.N., Wardelmann, E., Fimmers, R., Kuhn, W., Schild, H.H. 2005. Mammography, breast ultrasound, and magnetic resonance imaging for surveillance of women at high familial risk for breast cancer. ***Journal of Clinical Oncology*****,** 23(33): 8469–8476ç

Kumar G., Ray K.P., 2003. Broadband Microstrip Antennas, 1st ed. Artech House: Norwood MA, USA.

Kumar, D. 2014. Design and analysis of microstrip antennas for ultra-wide band applications. Yüksek Lisans Tezi, National Institute of Technology, Rourkela, 20.

Lazebnik, M., McCartney, L., Popovic, D., Watkins, C., Lindstrom, M., Harter, J., Sewall, S., Magliocco, A., Booske, J., Okoniewski, M., Hagness, S.C. 2007. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained cancer surgeries. ***Physics in Medicine & Biology***, 52: 6093–6115.

Lazebnik, M., Okoniewski, M., Booske, J., Hagness, S. 2007. Highly accurate debye models for normal and malignant breast tissue dielectric properties at microwave frequencies. ***IEEE Microwave and Wireless Components Letters***, 17(12): 822–824.

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

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

Li, X., Bond, E.J., Van Veen, B. Hagness, S.C. 2005. An overview of ultra-wideband microwave imaging via space-time beamforming for early stage breast cancer detection. ***IEEE Antennas and Propagation Magazine,*** 47 (1): 19–34.

Lima, M.M.R.A., Monteiro, R.C.C., Graça M.P.F., Ferreira da Silva M.G. 2012. "Structural, electrical and thermal properties of borosilicate glass–alumina composites", ***Journal of Alloys and Compounds,*** 538: 66–72.

Liu, X., Xiao, X., Fan, Z., Yu, J. 2009. "Study on the imaging resolution of ultrawideband microwave imaging for breast cancer detection", 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE), Beijing, China. 8–11.

Locatelli A, Modotto D, Pigozzo FM, Boscolo S, Autizi E, Angelis CD, Copabianco AD, Midrio M. 2007. Highly directional planar ultrawide band antenna for radar applications. *European Microwave Conference*, Munich, Germany. 1421–1424.

LPKF Protomate User's Guide, 2011. LPKF Laser & Electronics, Germany.

Machado, P., Eisenbrey J.R., Cavanaugh, B., Forsberg, F. 2012. "New image processing technique for evaluating breast microcalcifications: a comparative study", ***Journal of Ultrasound in Medicine***, 31: 885–893.

Meaney, P.M., Paulsen, K.D., Hartov, A., Crane, R.K. 1995. "An active microwave imaging system for reconstruction of 2-D electrical property distributions", ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 42:1017-1026.

Meaney, P.M., Fanning, M.W., Raynolds, T., Fox, C.J., Fang, Q., Kogel, C.A. 2007. "Initial clinical experience with microwave breast imaging in women with normal mammography", ***Academic Radiology,*** 14: 207–218

Meena, M.L., Kumar, M., Parmar, G., Meena, R.S. 2017. "Design and analysis of directional wideband circular ring antenna with square slotted ground structure for radar systems", ***International Journal of Microwave and Optical Technology.*** 12: 59–68.

Meena, M.L., Parmar, G., Kumar, M. 2015. "Parabolic shape ground plane having T-slots directional UWB antenna for airborne radar system", International Conference on Computer, Communication and Control, Indore, India.

Meena M.L., Kumar, M., Parmar, G., Meena, R.S. 2016. "Design analysis and modeling of directional UWB antenna with elliptical slotted ground structure for applications in C- & X-bands", ***Progress In Electromagnetics Research C.*** 63:193–207.

Mohammed, B.J. 2014. "Design and ımplementation of microwave ımaging systems for medical applications", Doktora Tezi, The University of Queensland School of Information Technology and Electrical Engineering, Australia, 74.

Mokhtaari M., Bornemann J. 2008. "Directional ultrawideband antennas in planar Technologies", 38th European Microwave Conference, Amsterdam, Hollanda, 885–888.

Meloui, M., Essaaidi, M. 2014. "A dual ultra wide band slotted antenna for C and X bands application", ***Progress In Electromagnetics Research Letters***. 47: 91–96.

Mouty, S., Bocquet, B., Ringot, R., Rocourt, N., Devos, P. 2000. Microwave radiometric imaging for the characterization of breast tumor. ***European Physical Journal,*** 10: 73–78.

Patil, R.S., Kawitkar, R.S. 2014. "Design and analysis of reduced size conical shape microstrip patch antenna", ***International Journal of Electronics & Communication Technology,*** 5: 58–60.

Patlak, M., Nass, S.J., Henderson, I.C. Mammography and Beyond: Developing Technologies for the Early Detection of Breast Cancer: A Non-Technical Summary, National Academies Press (US) Washington DC, 9.

Ramahi, O.M., Kermani, M.H. 2005. Transmission line resonators for breast tumor detection, IEEE on Antennas and Propagation Society International Symposium, 3-8 Temmuz 2005, Washington DC, 803–806.

Ray, K.P., Ranga,Y. 2007a. Ultrawideband printed elliptical monopole antennas. ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation***, 55: 1189–1192.

Ray, K.P., Ranga, Y. 2007b. Printed square monopole antenna with semicircular base for ultrawide bandwidth. ***Electronics Letters***. 43:13–14.

Ren, Y.J, Lai, C.P, Chen, P.H, Narayanan, R.M. 2009. Compact ultrawideband UHF array antenna for through-wall radar applications. ***IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters,*** 8: 1302–1305.

Riddle, B., Jarvis, J.B., Krupka, J. 2003. "Complex permittivity measurements of common plastics over variable temperatures", ***IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques***, 51(3), 727–733.

Sagnard, F., Rejiba, F. 2011, Wide band coplanar waveguide-fed bowtie slot antenna for a large range of ground penetrating radar applications. ***IET Microwaves, Antenna & Propagation***, 5: 734–739.

Sarkar, S., Majumdar, A.D., Mondal, S., Biswas, S., Sarkar, D., Sarkar, P.P. 2011. Miniaturization of rectangular microstrip patch antenna using optimized single-slotted ground plane. ***Microwave And Optical Technology Letter.*** 53: 111–115.

Schepps, J.L., Foster, K.R. 1980. The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumor tissues: variation in dielectric properties with tissue water content. ***Physics in Medicine & Biology,*** 25: 1149–1159.

Semenov S.Y, Svenson R.H, Souvorov A.E, Borisov V.Y, Starostin V.N, Dezern K.R, Tatsis G.P, Baranov V.Y. 1996. Microwave tomography: two-dimensional system for biological imaging. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 43: 869–877.

Sever, E. 2011. Eş düzlemsel hat girişli ve çift bantlı bir monopol planar anten tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 26.

Sevgi, L. 2005: EMC ve Antenler. ***Endüstri & Otomasyon***, 101: .71–79.

Shao, W., Li, J., Wu, R. 2005. "UWB microwave imaging for breast tumor detection in inhomogeneous tissue", IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 1-4 September 2005, Shanghai, China,1–4.

Shanon, C.J., Fear, E.C., Okoniewski, M. 2005. Dielectric-filled slotline bowtie antenna for breast cancer detection. ***Electronics Letters***. 41:388–390.

Surowiec, A.J., Stuchly, S.S., Barr, J.R., Swarup, A. 1998. Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering,*** 35: 257–263.

Tan, A. E. C., Jhamb, K., Rambabu, K. 2012. Design of transverse electromagnetic horn for concrete penetrating ultrawideband radar, ***IEEE Transactions on Antenna and Propagation,*** 60: 1736–1743.

Tansarıkaya, İ. 2007. Geniş bandlı yama anten tasarımı. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 3.

Tavassolian, N., Nikolaou, S., Tentzeris, M.M. 2007. A flexible UWB elliptical slot antenna with a tuning uneven U-shape stub on LCP for microwave tumor detection. *Asia-Pasific Microwave Conference*, 11-14 Aralık 2007, Bangkok, Thailand, 1–4.

Tseng, C.F., Huang, C.L., Hsu, C.H. 2009. "Microstrip-fed monopole antenna with a shorted parasitic element for wideband application", ***Progress in Electromagnetics Research,*** 7: 115–125.

Türkiye Halk Sağlığı Genel Müdürlüğü Kanser Dairesi Başkanlığı (KDB). 2014. Türkiye kanser istatistikleri. Erişim: https://hsgm.saglik.gov.tr/tr/kanser-istatistikleri , Erişim tarihi: 30.07.2018

Ulaby, F. 2006. Fundamentals of Applied Electromagnetics, 5th editon, Prentice Hall, Washington DC.

Ullah, M.A., Ashraf, F.B., Alam, T., Alam, M.S., Kibria, S., Islam, M.T. 2016. A compact triangular shaped microstrip patch antenna with triangular slotted ground for UWB application. International Conference on Innovations in Science, Engineering and Technology (ICISET), Dhaka, Bangladesh.

Ünal, İ., Türetken, B., Buluş, U., Canbay, C. 2013. Analysis of the electromagnetic field scattered by a spherical breast tumour model. URSI-EMTS Conference, 20–24 Mayıs 2013, Hiroshima, Japan, 1–4.

Ünal, İ. 2013. A new ultrawide-band (UWB) microwave imagıng system with minimized mutual coupling effects for breast tumor detection. Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 40.

Ünal İ, Türetken B, Canbay C. 2014. Spherical conformal bowtie antenna for ultrawide band microwave imaging of breast cancer tumor. ***Applied Computational Electromagnetics Society (ACES) Journal***. 29:(2), 124–133.

Vedantham, S., Karellas, A. 2012. "Phantom design for phase contrast breast imaging", ***Medical Physics***, 39(6): 3638–3639.

Vedantham, S., Karellas, A., Vijayaraghavan, G.R., Kopans, D.B. 2015. Digital breast tomosynthesis: state of the art. ***Radiology*****,** 277 (3): 663–684.

Xie, Y., Guo, B., Li, J., Stoica, P. 2006. "Novel multistatic adaptive microwave ımaging methods for early breast cancer detection", ***EURASIP Journal on Image and Video Processing***, 091961: 1-13, 2006.

Wang, Y., Faty, A.E., Mahfouz, M.R. 2011. "Novel compact tapered microstrip slot antenna for microwave breast imaging", *AP-S/URSI*, 3–8 Temmuz 2011, 2119–2122.

Wang, L.V., Zhao, X., Sun, H., Ku, G. 1999. "Microwave induced acoustic imaging for biological tissues", ***Review of Scientific Instruments,*** 70(9), 3744–3748.

Wani, Z., Kumar, D. 2015. "Dual-band-notched antenna for UWB MIMO applications", ***International Journal of Microwave and Wireless Technologies,*** 9(2): 381–386.

Wood C. 1980. "Improved bandwidth of microstrip antennas using parasitic elements", ***IEE Proceedings Microwaves, Optics and Antennas***. 127:231–234.

World Health Organization (WHO). 2017. Guide to cancer early diagnosis. Erişim: http://www.who.int/cancer/publications/cancer_early_diagnosis.en , Erişim tarihi: 30.07.2018

Wu, X., Ramahi, O.M. 2004. Near-field scanning microwave microscopy for detection of subsurface biological anomalies, Antennas and Propagation Society International Symposium, 2444–2447.

Xie, Y., Guo, B., Xu, L., Li, J., Stoica, P. 2006. Multistatic adaptive microwave imaging for early breast cancer detection. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering,*** 53 (8), 1647–1650.

Yeşildağ, A., Oyar, O. 2003. Manyetik rezonans görüntüleme fiziği. Tisamat Basım, 372, Ankara.

Yılmaz, B. 2017. Duvar arkasındaki sabit ve hareketli hedeflerin tespit edilmesi için ultra geniş bantlı radar tasarımı, prototipinin gerçeklenmesi ve radar görüntülerinin elde edilmesi. Doktora Tezi. Mersin Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. 30.

Yun, X., Fear, E.C., Johnston, R.H. 2005. Compact antenna for radar-based breast cancer detection. ***IEEE Transactions on Antennas and Propagation***, 53(8): 2374–2380.

Zastrow, E., Davis, S.K., Lazebnik, M., Kelcz, F., Van Veen, B.D., Hagness, S.C. 2008. Development of anatomically realistic numerical breast phantoms with accurate dielectric properties for modeling microwave interactions with the human breast, ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering,*** 55: 2792–2800.

Zhang, H., Zhou, U., Wu, Z., Xin, H., Ziolkowski, R.W. 2010. Designs of ultra wideband (UWB) printed elliptical monopole antennas with slots. ***Microwave and Optical Technology Letters***, 52: 466–471

Zhang, H. 2014. Microwave imaging for ultra-wideband antenna based cancer detection. Doktora Tezi, The University of Edinburgh, Scotland, 23.

Zhao, Y., Shao, W., Wang, G. 2004. UWB microwave imaging for early breast cancer detection: effect of two synthetic antenna array configurations. IEEE International Conference on Systems, Man & Cybernetics, 10–13 Ekim 2004, The Hague, Netherlands, 4468–4473.

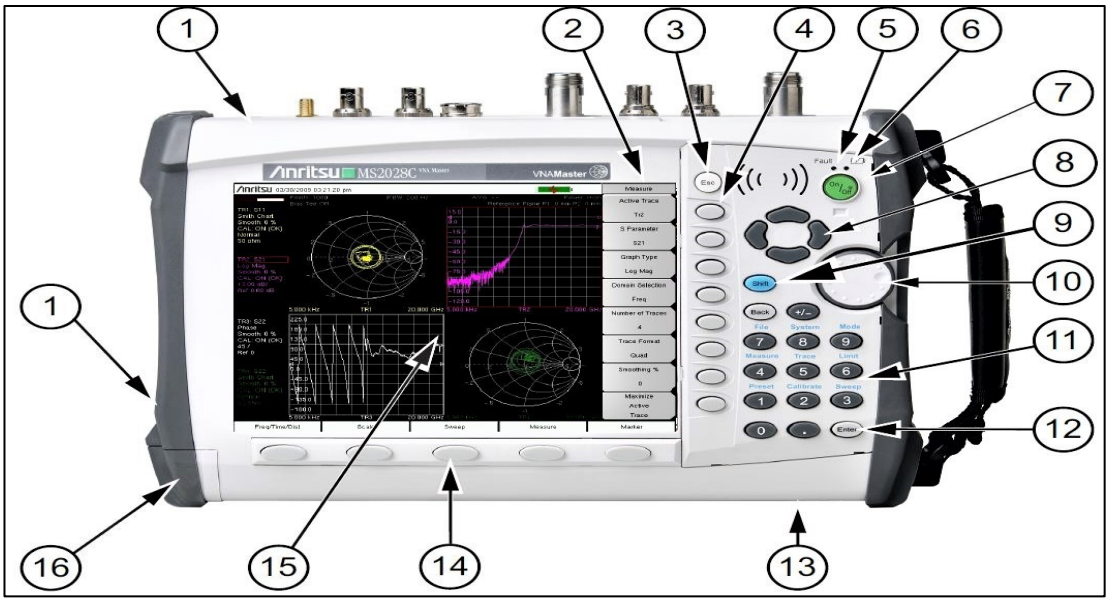
Zhu F, Gao S, Ho A.T.S., Brown T.V.C, Li J.Z, Xu J.D. 2011. Low-profile directional ultra-wideband antenna for see-through-wall ımaging applications. ***Progress In Electromagnetics Research,*** 121: 121–139.

Zurcher, J.F., Gardiol, F.E., 1995. Broad-band Patch Antennas, 1st ed. Artech House: Norwood MA, USA, 32.

EKLER

EK 1: VNA Cihazı ile İlgili Temel Bilgiler:

Anritsu MS2028C VNA cihazı Şekil 3.1'de gösterilmiştir. Cihazın sahip olduğu elemanlar şekil üzerinde numaralandırılmış ve bu numaralara ait açıklamalar Çizelge 3.1'de verilmiştir (Anritsu 2015):



Şekil 3.1. Anritsu MS2028C VNA cihazının önden görünümü

Çizelge 3.1. Anritsu MS2028C VNA cihazının tanıtımı

Numara	Açıklama
1	Havalandırma çıkışları
2	Yazılım tuşları menüsü
3	Çıkış tuşu
4	Yazılım tuşları (8 adet)
5	Güç gösterge lambası
6	Batarya uyarı lambası
7	Açma/Kapama tuşu
8	Yön tuşları
9	Kaydırma (Shift) tuşu
10	Döner buton
11	Numara klavyesi
12	Onay (Enter) tuşu
13	Havalandırma girişi
14	Görev tuşları (5 adet)
15	Ölçüm ekranı
16	Batarya bölmesi

Antenler VNA cihazında yer alan portlara direk olarak bağlanabileceği gibi, bazı özelliklere sahip kablolar aracılığıyla bağlanıp da çalışabilirler. Bu tez çalışmasında, antenin meme fantomlarına sinyal gönderebilmesi için belirli pozisyonlarda konumlandırılması gerektiğinden dolayı, kablo kullanımı zorunlu hale gelmiştir.

Anritsu firması tarafından üretilmiş olan ve bu çalışmada kullanılan kablo 1 metre uzunluğuna ve 50 ohm direnç değerine sahiptir. 18 GHz frekansına kadar sinyalleri başarılı şekilde iletebilmektedir. Bir tarafı dişi, diğer tarafı erkek bağlantı elemanlarından oluşmaktadır. Kablonun görüntüsü Şekil 3.33'de verilmiştir. VNA ile ölçümlere başlamadan önce cihazın kalibre edilmesi gerektiği önceki bölümlerde bahsedilmişti. Bu amaçla kullanılan kalibrasyon kiti Şekil 3.34'de görülmektedir.

Gerek HFSS benzetim programıyla yapılan ölçümler için, gerekse de pratik ölçümlerde elde edilen sonuçların analiz edilip yorumlanması için yüksek hızda çalışabilen, üstün özelliklere sahip bilgisayarların kullanılması uygun olacaktır. Bu çalışmada da yüksek performansa sahip bir dizüstü bilgisayar kullanılarak gerekli işlemler başarıyla gerçekleştirilmiştir.



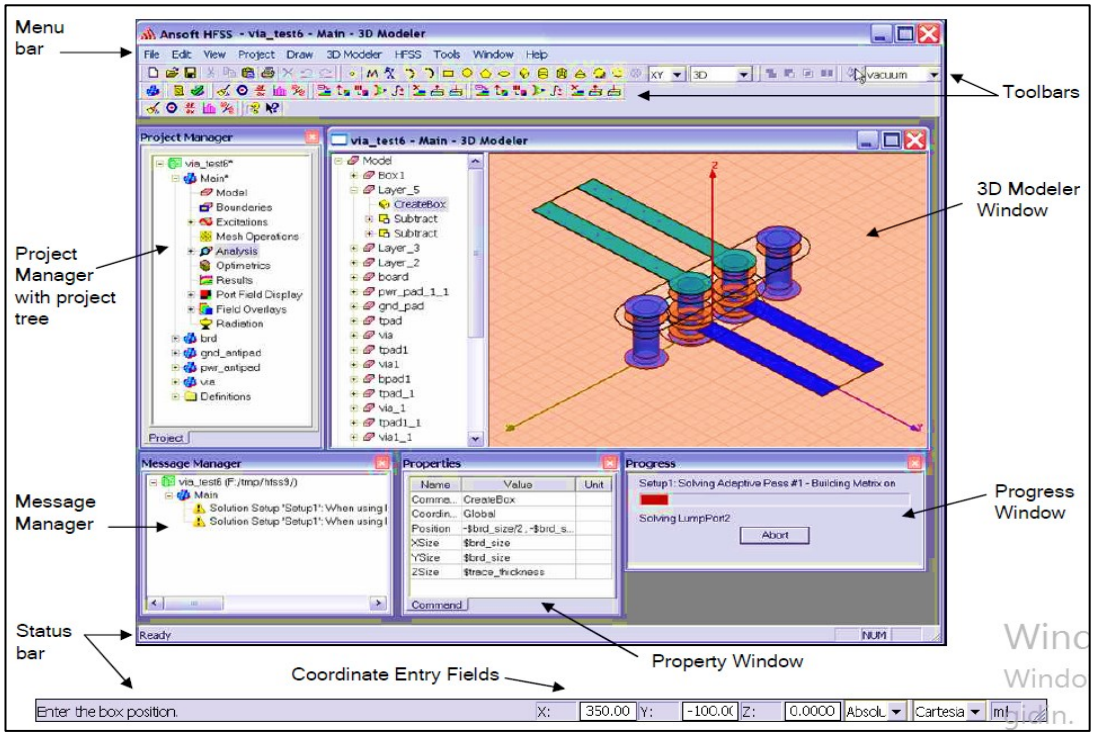
Şekil 3.33. Ölçüm ve test kablosu



Şekil 3.34. Kalibrasyon kiti

EK 2: HFSS Programı ve Optimizasyon ile İlgili Bilgiler:

İletilen sinyalin kalitesi, iletim esnasında oluşan yol kayıpları, empedans uyumsuzluğundan kaynaklanan yansıma kayıpları, parazitik kuplaj etkileri, ışıma durumları ve özellikleri gibi önemli veriler HFSS sayesinde etkin bir şekilde elde edilir. HFSS basit yapılı bir antenden karmaşık dizilere kadar birçok yapının tasarımı ve en iyilenmesi (optimizasyonu) gibi birçok işlemin gerçekleştirilmesinde ve performanslarının gözlemlenmesinde tercih edilen en önemli yazılımlardan biridir. Tasarımlara ait ışıma örüntüleri, uzak ve yakın alan istatistikleri, saçılma parametreleri, GDDO değerleri, kazanç ve verimlilik değerleri, empedans değerleri ve Smith Abağı gösterimleri gibi birçok parametre HFSS sayesinde hesaplanıp görüntülenebilir. Programın arayüzüne ait örnek bir görüntü Şekil 3.6'da verilmiştir (ANSOFT 2014).



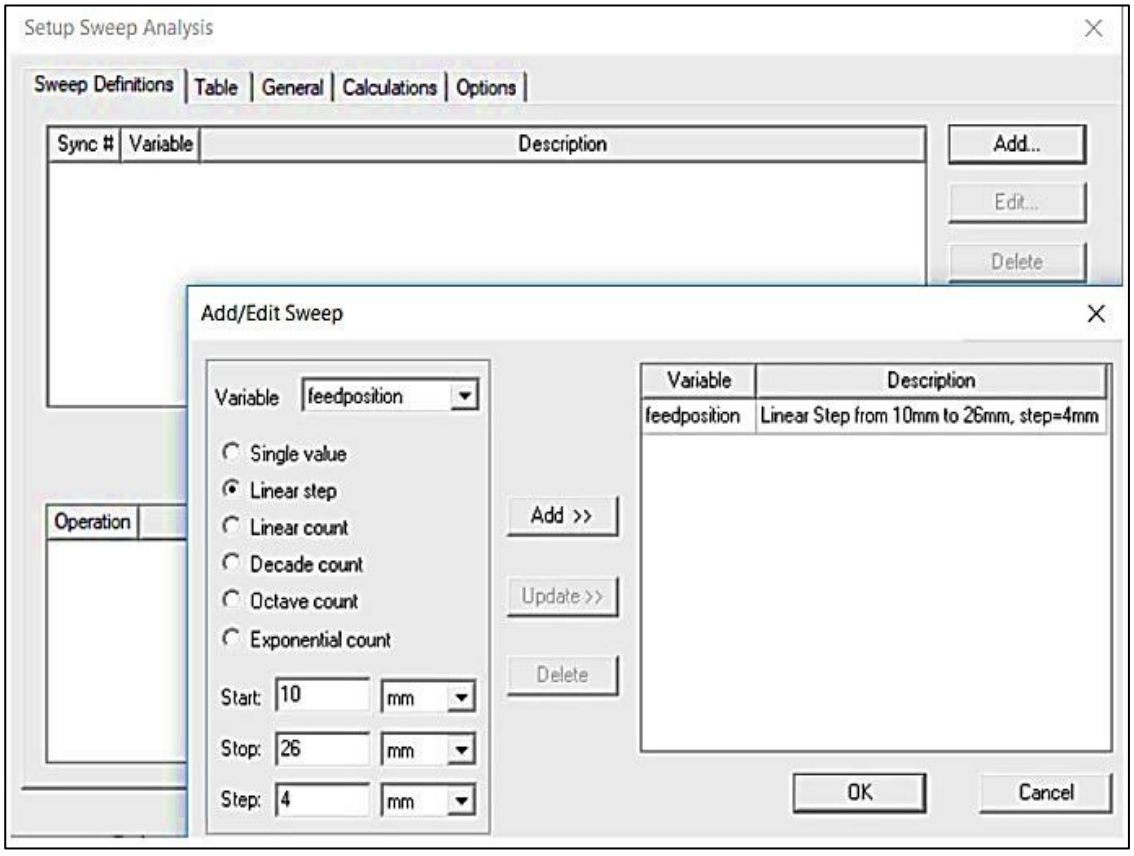
Şekil 3.6. HFSS programının arayüzüne ait bir görüntü

Besleme hattının ve ışıma yamasının konumunun belirlenmesi, toprak yüzeyin şeklinin ve boyutlarının ayarlanması, oyuk, çentik, parazit gibi elemanların konum ve boyutlarının belirlenmesi gibi birçok işlem deneme-yanılma yoluyla yapılabileceği gibi, HFSS programında bulunan 'Parametric Analysis' ve 'Optimization' özellikleri kullanılarak da gerçekleştirilebilir. Bu özelliklerden kısaca bahsetmek gerekirse; anten tasarımındaki bir parametre için analiz yapmadan önce, ilk olarak o parametreye bir değişken isminin verilmesi gerekir.

Örneğin besleme hattının belirlenen konumu, '*feedposition*' isminde bir değişken olarak tanımlanabilir. Bu durumda, besleme hattının konumuyla ilişkili diğer parametreler bu değişkene göre isimlendirilir. Mesela açılan bir çentiğin konumu besleme hattının 1 mm gerisinde yer alıyorsa, çentiğin konumu '*feedpsition-1mm*' şeklinde tanımlanır. Değişken tanımlamaları yapıldıktan sonra, sırasıyla şu adımlar takip edilir:

- **HFSS > Optimetrics Analysis > Add Parametric** işlemi seçilir.
- **Setup Sweep Analysis** penceresinde **Add** butonuna basılır.
- **Add/Edit Sweep** penceresinde **'feedposition'** değişkeni seçilir.
- **Linear Step** seçeneği tıklanarak **Start, Stop ve Step** değerleri eklenir.
- **Add** ve **Ok** seçimleri yapılarak ayarlama sonlandırılır.

Yapılan bu işlemler görsel olarak Şekil 3.7'de verilmiştir.



Şekil 3.7. HFSS programında yapılan örnek bir parametrik analiz ekleme işlemi

Konumu, boyutu, şekli vb. ayarlanmak istenen bir değişkenin özellikleri parametrik analiz sonucuna göre yaklaşık olarak belirlenebilir. Ancak, daha hassas bir hesaplama yapılabilmesi için bir optimizasyon tekniğine ihtiyaç duyulur.

Yukarıda örnek olarak bahsedilen '*feedposition*' değişkeniyle ilgili HFSS'de optimizasyona devam edilirken sırasıyla şu adımlar takip edilir:

- **HFSS > Design Properties > Optimization** işlemi seçilir.
- **feedposition** değişkeni işaretlenir.

Hassas hesaplama için, incelenecek aralığın **Min** ve **Max** değerleri yazılır.

- **HFSS > Optimetrics Analysis > Add Optimization** seçeneği ile devam edilir.

Açılan penceredeki farklı optimizasyon tekniklerinden biri tercih edilir.

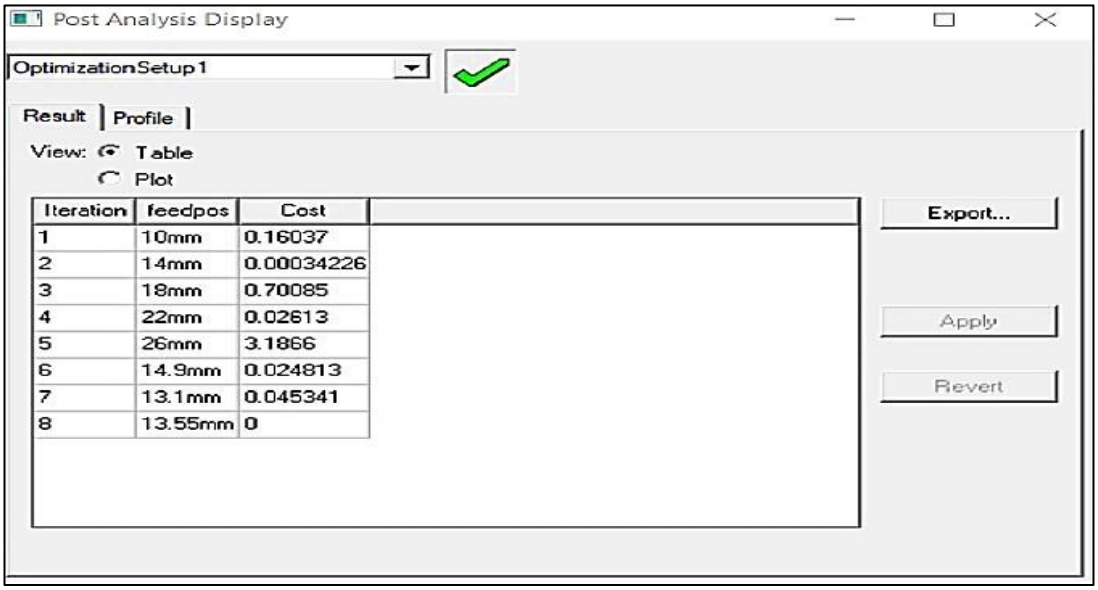
- **Setup Calculations** butonu işaretlenerek, **Add/Edit Calculation** kutusunda:
- Report Type: **Modal Solution Data,** Solution: **Setup1: Sweep1**
- Category: **S Parameter,** Quantity: **S(P1,P1)** adımları gerçekleştirilir.
- Function: **dB, Add Calculation** ve **Done** butonları seçilir.
- **Calc. Range** ifadesi kullanılarak, arzu edilen frekans aralığı belirlenir.

Yapılmakta olan optimizasyonun amacı **Goal** ifadesiyle belirtilir. Örneğin amaç geri dönüş kaybının -10 dB değerinin altına çekilmesi ise;

- **Goal <= [-10]** yazılır. **Optimetrics** ve **Analyze** işlemi gerçekleştirilir.
- **View Analysis Result** seçeneği seçilip **Table** seçeneğiyle sonuçlar elde edilir.

Bu işlemler neticesinde Şekil 3.8'deki tablo elde edilir. Bu tabloda **'Cost Function'** sonuçları arasında 0 değerine en yakın olan nokta, istenilen parametreyi konumlandırmak için ideal olan yer olacaktır.

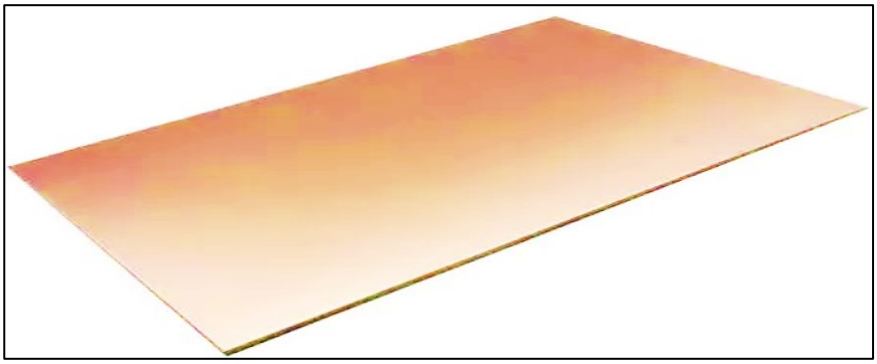
Bu tez çalışmasında anten tasarımları yapılırken hem deneme-yanılma yöntemi, hem de HFSS programının bahsedilen optimizasyon özellikleri kullanılmıştır.



Şekil 3.8. HFSS programında yapılan bir optimizasyon sonucunda elde edilen tablo

EK 3: Baskı Devre Makinası ile İlgili Bilgiler:

Tasarımı yapılan DMA'nın ön yüzünde ışıma yaması arka yüzünde toprak yapı bulunduğundan dolayı, anten üretimi için çift yüzlü bir baskı devre kartı (PCB) gerekmektedir. Bu iki yüzeyde iletken tabakalar yer alırken, arada kalan tabakada ise dielektrik malzeme bulunur. Bu tez çalışmasında kullanılan ve Şekil 3.9'da gösterilen kartın ara tabakası 'dokunmuş camyünü ve epoksi (FR4 Epoxy)' malzemeden oluşur.



Şekil 3.9. Üst ve alt yüzü bakır, ara katmanı FR4 Epoxy olan bir baskı devre kartı

HFSS programında tasarımı yapılarak şekli ve ölçüleri belirlenmiş olan antenin kart üzerine basılarak üretilmesi için baskı devre kazıma makinesine ihtiyaç duyulur. Bu amaçla .hfss uzantılı benzetim dosyası, makine ile uyumlu olan .dxf uzantılı dosyaya dönüştürülür. Bu dosya bilgisayar aracılığıyla makineye gönderilerek kazıma işlemi başlatılır. Şekil 3.10'da görülen makine yüksek motor hızına ve hassas kazıma özelliğine sahiptir. Bu makinede uç değişimi ve kazıma derinliğini ayarlama gibi birçok işlem otomatik olarak yapılır (LPKF 2016).



Şekil 3.10. LPKF baskı devre kazıma makinesi

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler:

Adı – Soyadı: Ali Recai ÇELİK
Doğum Yeri: Diyarbakır
Yabancı Dil: İngilizce
İletişim Bilgileri: e mail: ali.celik@dicle.edu.tr

Öğrenim Bilgileri:

Lisans: Gaziantep Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Yüksek Lisans: Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Doktora: Dicle Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği

Eserler (Makaleler ve Bildiriler):

SCI-İndeksli Dergilerde Yayımlanan Makaleler:

Ali Recai Çelik, M. Bahaddin Kurt, 2018. "Development of an ultra-wideband, stable and high-directive monopole disc antenna for radar-based microwave imaging of breast cancer", *Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy*.

Mustafa Cansız, Teymuraz Abbasov, M. Bahaddin Kurt, Ali Recai Çelik, 2018. "Mapping of radio frequency electromagnetic field exposure levels in outdoor environment and comparing with reference levels for general public health", *Journal of Exposure Science and Environmental Epidemiology*.

Mustafa Cansız, Teymuraz Abbasov, M. Bahaddin Kurt, Ali Recai Çelik, 2016. "Mobile measurement of radiofrequency electromagnetic field exposure level and statistical analysis", *Measurement*.

Alan İndeksli Ulusal ve Uluslararası Dergilerde Yayımlanan Makaleler:

Ağustos 2018 itibariyle 5 adet Alan İndeksli Ulusal ve Uluslararası Dergilerde başyazarlık ve ortak yazarlık.

Uluslararası Sempozyum ve Konferanslar:

Ağustos 2018 itibariyle 11 adet Uluslararası Sempozyum ve Konferans kitaplarında yayımlanan tam metin bildirilerde başyazarlık ve ortak yazarlık.

Hakemlikler:

Ağustos 2018 itibariyle 2 adet SCI-İndeksli Dergilerde ve 4 adet Alan-İndeksli Dergilerde makale hakemliği.

Projeler:

Araştırmacı, Anten ve Mikrodalga Laboratuvar Altyapısının Kurulması, 14–MF–71, BAP Altyapı Araştırma Projesi, *DÜBAP*.

Araştırmacı, Meme Kanseri Tümörlerinin Mikrodalga Teknikler ile Tespitinin Deneysel Olarak İncelenmesi, BAP Doktora Araştırma Projesi, *DÜBAP*.

Atıflar:

Ağustos 2018 itibariyle 3 adet SCI-indeksli dergilerdeki makalelerden, 9 adet diğer eserlerden atıf alınmıştır.

Yurtdışı Tecrübeleri:

Erasmus Eğitim Alma: **Litvanya**, Uluslararası Sempozyumda Konuşmacı: **İspanya**

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DOKTORATEZ ÇALIŞMASI İNTİHAL RAPORU FORMU

ÖĞRENCİ BİLGİLERİ	
ADI VE SOYADI	Ali Recai ÇELİK
ÖĞRENCİ NO	13805505
EĞİTİM – ÖĞRETİM YILI	2017-2018
YARIYIL	☐ Güz ☒ Bahar
ANABİLİM DALI	Elektrik-Elektronik Mühendisliği
PROGRAM	DOKTORA
TEZ KONUSU	Meme Tümörlerinin Çok Geniş Bantlı Radar Tabanlı Mikrodalga Yöntemiyle Tespiti
İNTİHAL RAPORU BİLGİLERİ	
RAPOR TÜRÜ	Tez Savunma SınavıSonrası
SAYFA SAYISI	92
BENZERLİK ORANI	%3
RAPORLAMA TARİHİ	05/09/2018

Yukarıda başlığı/konusu gösterilen tez çalışmamın kapak sayfası, giriş, ana bölümler, sonuç ve tartışma kısımlarından oluşan toplam 92 sayfalık kısmına ilişkin, 05/09/2018 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından *Turnitin*adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan intihal raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 3 'tür.

Uygulanan filtrelemeler:

- ☐ Kabul/Onay sayfaları hariç,
- ☒ Kaynakça hariç
- ☒ Alıntılar dâhil
- ☐ Diğer

Dicle Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Programlarda Tez Çalışması İntihal Raporu Uygulama Esaslarını inceledim ve bu Uygulama Esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edilmesi durumunda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Gereğini saygılarımla arz ederim.

Ali Recai Çelik

06/09/2018

Doç. Dr. M. Bahaddin KURT
Tez Danışmanı

06/09/2018

Prof. Dr. Mehmet Sıraç ÖZERDEM
Anabilim Dalı Başkanı