

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

**GÖĞÜS KANSERİ TESPİTİ İÇİN YÜZEY EMPEDANSI TABANLI
MİKRODALGA GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ**

DOKTORA TEZİ

Onan GÜREN

Hesaplamalı Bilim ve Mühendislik Anabilim Dalı

Hesaplamalı Bilim ve Mühendislik Programı

ARALIK 2014

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

**GÖĞÜS KANSERİ TESPİTİ İÇİN YÜZEY EMPEDANSI TABANLI
MİKRODALGA GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ**

DOKTORA TEZİ

**Onan GÜREN
(702062004)**

Hesaplamalı Bilim ve Mühendislik Anabilim Dalı

Hesaplamalı Bilim ve Mühendislik Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Lale Tükenmez ERGENE

ARALIK 2014

İTÜ, Bilişim Enstitüsü'nün 702062004 numaralı Doktora Öğrencisi **Onan GÜREN**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**GÖĞÜS KANSERİ TESPİTİ İÇİN YÜZEY EMPEDANSI TABANLI MİKRO-DALGA GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ**” başlıklı tezini aşağıdaki imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. Lale Tükenmez ERGENE**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Eş Danışman : **Prof. Dr. İbrahim AKDUMAN**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. M. İrşadi AKSUN**
Koç Üniversitesi

Prof. Dr. M. Serdar ÇELEBİ
İstanbul Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Ali YAPAR
İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Funda Akleman YAPAR
İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Tanju YELKENCİ
Marmara Üniversitesi

Teslim Tarihi : **11 KASIM 2014**

Savunma Tarihi : **26 ARALIK 2014**

Aileme

ÖNSÖZ

Doktora çalışmamın başlangıcından itibaren desteği ve güveninden dolayı hocam Doç. Dr. Lale Tükenmez Ergene'ye, istediğim konuda çalışma imkanı sağlayan, bilgisini ve desteğini esirgemeyen hocam Prof. Dr. İbrahim Akduman'a çok teşekkür ederim. Ayrıca, çalışmanın ilerleme aşamalarında zihin açıcı eleştirileri ile katkıda bulunan Prof. Dr. İrşadi Aksun, Prof. Dr. Serdar Çelebi ve Prof. Dr. Ali Yapar'a teşekkür ederim.

Doktora çalışmasının en umutsuz aşamasında yol gösterici fikirleri ve yardımları için Yrd. Doç. Dr. Mehmet Çayören'e teşekkürü borç bilirim. Elektromanyetik Araştırma Grubu içerisinde bulunan bütün çalışma arkadaşlarıma hem bilimsel katkıları, hem de verdikleri moralden dolayı teşekkür ederim.

Merak, heyecan ve umut ile başladığım doktora yolculuğunda, varılan yerden çok yolculuğun kendisinin hayatıma kattıklarından dolayı müteşekkirim. Çok güzel insanlar tanıdım, onlardan çok şey öğrendim. Her zaman çok değerli olacak Gönül Uludağ'a , Nagehan İlhan'a, Güldem Kartal'a, Birkan Tunç'a, Tuğba Ağaçayak'a ve ismini saymadığım herkese çok teşekkür ederim.

Hayattaki en büyük şansım ve varlığım olan aileme teşekkür ederim. Hayatın gülen yüzleri Omayra ve Şevval Güren'in çok güzel, iyi ve özgür bir dünyada yaşaması dileğiyle...

Aralık 2014

Onan GÜREN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR.....	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET	xvii
SUMMARY	xix
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Göğüs Kanseri Görüntüleme Yöntemleri.....	2
1.1.1 Mamografi	2
1.1.2 Manyetik rezonans görüntüleme (MRG).....	3
1.1.3 Ultrason	4
1.2 Mikrodalga Göğüs Kanseri Görüntüleme	4
1.3 Mikrodalga Görüntülemede Kontrast Madde Kullanımı.....	7
1.4 Tezin Katkısı.....	8
2. GÖĞÜS YÜZEY EMPEDANS MODELİ.....	11
2.1 Standart Yüzey Empedans Koşulu	12
2.1.1 Standart Yüzey Empedans Koşulunun Türetilmesi	14
2.2 Saçılım Problemi	17
2.3 Ters Saçılım	20
3. GÖĞÜS YÜZEY EMPEDANS MODELİ İLE TÜMÖR TESPİTİ.....	27
3.1 Yöntemin Hesaplama Yüğü	33
4. SAYISAL SONUÇLAR.....	35
4.1 Çalışma Düzenegi.....	35
4.2 Sayısal Örnekler	39
5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	53
KAYNAKLAR.....	55
ÖZGEÇMİŞ	61

KISALTMALAR

MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MY	: Moment Yöntemi
ACR	: American Radiology Cancer
UWCEM	: University of Wisconsin Computational Electromagnetics Laboratory
VNA	: Vector Network Analyzer

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1.1: Dokuların Debye Değişkenleri.....	5
---	---

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1	: Debye Modeline göre farklı dokulara ait (a) ε ve (b) σ değerlerinin frekans ile değişimi.....	6
Şekil 2.1	: UWCEM ID:012304 (a) ε_r (b) σ dağılımı.....	11
Şekil 2.2	: 2 boyutlu problem geometrisi.....	18
Şekil 2.3	: Göğüsün eşdeğer empedans ifadesi.....	21
Şekil 3.1	: Homojen Göğüs Empedans Modeli.....	28
Şekil 3.2	: Farklı açılardaki aydınlatmalar için homojen göğüs yüzey empedans fonksiyonları (a)Tümörsüz (b)Tümörlü durum (c)Fark....	29
Şekil 3.3	: Homojen göğüs yüzey empedans fonksiyonları (a) η_{br} (b) η_t (c) η . ..	30
Şekil 3.4	: Homojen olmayan göğüs yüzey empedans fonksiyonları (a) Z_{br} (b) Z_{enc} (c) Z . ..	31
Şekil 4.1	: Yağ ve fibroglandular dokuların frekans ile (a)dalgaboyu ve (b)nüfuz derinliği değişimi.	36
Şekil 4.2	: ID:071904 ACR1'e ait 3 GHz'deki (a) ε_r (b) σ dağılımı.....	37
Şekil 4.3	: ID:12204 ACR2'ye ait 3 GHz'deki (a) ε_r (b) σ dağılımı.....	38
Şekil 4.4	: ID:080304 ACR3'e ait 3 GHz'deki (a) ε_r (b) σ dağılımı.....	38
Şekil 4.5	: ID:012304 ACR4'e ait 3 GHz'deki (a) ε_r (b) σ dağılımı.....	39
Şekil 4.6	: Homojen göğüs modeli ve baz tümörlerinin konumları (a)ACR1 (b)ACR2 (c)ACR3 (d)ACR4.....	40
Şekil 4.7	: $ Z $ ve $ \eta $ fonksiyonlarının (a)ACR1 (b)ACR2 (c)ACR3 (d)ACR4 için karşılaştırılması.	41
Şekil 4.8	: ACR1 (-3,7)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR2 (4,6)cm'deki tümöre ait (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.	42
Şekil 4.9	: ACR3 (2,2)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR4 (4,1)cm'deki tümöre ait (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.	43
Şekil 4.10	: ACR1 (2.5,3)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR2 (-3.5,4)cm'deki tümöre ait (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.	44
Şekil 4.11	: ACR3 (-0.05,6)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR4 (3.5,3)cm'deki tümöre ait (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.	44
Şekil 4.12	: (a) ACR1 (0,8)cm'deki (b) ACR2 (1.5,5)cm'deki (c) ACR3 (4,4)cm'deki ACR4 (-2.5,2)cm'deki tümörlre ait σ_{th} dağılımları... ..	45
Şekil 4.13	: ACR1 (0,6)cm'deki tümöre ait (a) ε_r (c) σ_m (e) σ_{th} dağılımı; ACR2 (-1,5)cm'deki tümöre ait (b) ε_r (d) σ_m (f) σ_{th} dağılımı.	46
Şekil 4.14	: ACR3 (-3.5,4)cm'deki tümöre ait (a) ε_r (c) σ_m (e) σ_{th} dağılımı; ACR4 (-2,3)cm'deki tümöre ait (b) ε_r (d) σ_m (f) σ_{th} dağılımı.	47
Şekil 4.15	: Tümör olmadığı durumlarda (a)ACR1 (b)ACR2 (c)ACR3 (d)ACR4 için σ_m dağılımı.....	48

- Şekil 4.16** : ACR2 2 mm tümör (-5.5,4)cm ve 2 mm tümör (4,6.5)cm için (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR3 4 mm tümör (3,6)cm ve 2 mm tümör (-4,4)cm için (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı. 49
- Şekil 4.17** : ACR4 (-1,2)cm'deki tümöre ait (a,d) 1GHz (b,e) 3GHz (c,f) 6GHz'deki σ_m , σ_{th} dağılımı..... 50
- Şekil 4.18** : ACR4 (1,2)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (b) σ_{th} dağılımı,(-1,6)cm'deki tümöre ait (c) σ_{th} (d) σ_m dağılımı..... 51

GÖĞÜS KANSERİ TESPİTİ İÇİN YÜZEY EMPEDANSI TABANLI MİKRODALGA GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ

ÖZET

Göğüs(meme) kanserinin erken teşhisi küresel sağlık konuları arasında büyük önem taşımaktadır. Göğüs kanseri kadınlar arasında en sık görülen kanser türü iken ölüm oranı olarak ikinci sırada yer almaktadır. Erken tanı sayesinde uygulanan tedavilerin daha iyi sonuç vermesi ve daha yüksek oranlarda olumlu sonuç elde edilmesi beklenmektedir.

X-ışını bazlı mamografi göğüs görüntüleme için kullanılan temel yöntemdir. Fakat bu yöntem, yoğun göğüslerde düşük başarı oranı, uygulama anında göğüsün sıkıştırılması sonucu oluşan rahatsızlık ve en önemlisi iyonlaştırıcı radyasyon etkisi gibi kısıtlamalara sahiptir. Mikrodalga göğüs görüntüleme, mamografinin bu dezavantajlarına karşı alternatif bir yöntem olarak araştırılmaktadır.

Mikrodalga görüntülemenin temel dayanağı, vücudun farklı dokularının mikrodalga frekanslarda farklı dielektrik katsayı(ϵ_r) ve iletkenlik (σ) değerlerine sahip olmasıdır. Özellikle, sağlıklı dokular ile kanserli dokuların elektriksel özellikleri arasında, kanserli dokuların teşhis edilmesini mümkün kılacak kadar ayırt edilebilir bir fark bulunmasıdır. Göğüs dokuları üzerinde gerçekleştirilen ölçümler, fibroglandular (süt bezi ile kas) dokuların yağ dokularından yaklaşık on kat büyük dielektrik ve iletkenlik değerlerine sahip olduğunu, diğer yandan kanserli dokular ile glandular dokular arasındaki farkın 10%'nu geçmediğini göstermektedir. Bu bilgiler temelinde, farklı mikrodalga görüntüleme yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemler arasında geniş bantlı radar tabanlı yöntemler ile mikrodalga tomografi yöntemleri öne çıkmaktadır. Radar tabanlı yöntemlerde, test edilen bölge içerisindeki güçlü saçıcıların, örnek olarak göğüs içerisindeki tümörün tespit edilmesi hedeflenir. Bu yöntemde, ultra geniş bantlı darbe şeklinde sinyaller göğüse gönderilerek, saçılan sinyaller sırasıyla kaydedilir. Hüzme biçimlendirme, zamanda geri besleme gibi çeşitli sinyal işleme yöntemleri ile test edilen bölgedeki enerji dağılım fonksiyonu hesaplanır.

Mikrodalga tomografi yönteminde, temel amaç göğüs içerisindeki dielektrik dağılımının bütün halinde elde edilmesidir. Bu amaç için, göğüs düşük enerjili mikrodalgalar ile aydınlatılarak, uyarı sinyalinin göğüs ile etkileşimi sonrası oluşan saçılan alan göğüse yakın bir bölgede bulunan anten dizisi tarafından ölçülür. Göğüse ait dielektrik katsayısı ve iletkenlik değerleri ölçülen alandan elde edilmeye çalışılır. Sonuç olarak, göğüs görüntüleme bir ters saçılım problemi olarak ifade edilerek farklı lineer olmayan en iyileme yöntemleri ile çözülmeye çalışılır. Radar ve tomografi tabanlı yöntemler çeşitli klinik prototiplerde uygulanmıştır.

Göğüs tümörleri genellikle süt bezi dokularının içinde oluşmaya başlamaktadır. Fibroglandular doku ile kanserli dokular arasındaki düşük kontrast, tümörlerin mikrodalga görüntüleme ile ayırt edilmesini zorlaştırmaktadır. Tümörden saçılan alanı güçlendirmek ve tümörün görünürlüğünü artırmak için mikrodalga kontrast

artırıcı maddeler önerilmiştir. Bu maddeler sadece kanserli bölge tarafından emilerek dielektrik özelliklerini değiştirmekte iken sağlıklı bölge ile hiçbir etkileşime girmemektedir. Elektromanyetik kontrast artırıcı madde olarak single-walled carbon nanotubes (SWCNTs) mikrodalga göğüs görüntüleme için kullanılmak üzere önerilmiştir. Karbonnanotüpler, tümörlü bölgenin dielektrik katsayısı %37, iletkenlik katsayısını %81 oranında artırdığı literatürde bildirilmiştir. Ayrıca mikrodalga tomografi ve radar bazlı yöntemlerde uygulanarak, sonuçları iyileştirici etkisi gösterilmiştir.

Kontrast ajanlarının iyileştirici etkisine rağmen, göğüs dokusunun bütününe görüntülenmesi zorlayıcı bir problem olarak durmaktadır. Aslında, göğüs kanseri görüntüleme yönteminin temel amacı tümörün varlığını teşhis edilmesi ve konum bilgisinin elde edilmesidir. Bu bağlamda, sadece tespit ve konum bilgisini elde eden basit, etkin ve uygulanabilir bir görüntüleme yöntemi, göğüs kanserinin erken teşhisi açısından daha anlamlı olabilir.

Bu tez çalışmasında yukarıdaki hedefleri gözeterek yeni bir yöntem önerilmiştir. Önerilen yöntem temel olarak, kontrast madde uygulama öncesi ve sonrası göğüsün yüzeyi üzerinde hesaplanan standart yüzey empedans koşulunun kıyaslanmasına dayanır. Yöntemin temel yaklaşımı göğüsün dielektrik özelliklerinin standart empedans koşulu ile modellenmesidir. Empedans koşulu, saçıcının yüzeyinde oluşan elektrik ve manyetik alan arasındaki ilişkiyi belirleyen bir yüzey empedans fonksiyonu ile ifade edilir. Yüzey empedans koşulunun çeşitli ters problem çözümlerinde kullanılan etkili bir yöntem olduğu bilinmektedir.

Önerilen yöntem için göğüsü çevreleyen dairesel bir çember üzerinde bulunan ve çoklu aydınlatma yapan bir ölçüm sistemi gerekir. Tek bir frekans için toplam alan ölçülür. İlk ölçüm kontrast madde uygulama öncesi yapılır. Saçılan alanın analitik devamı ile göğüsün yüzeyi üzerinde empedans fonksiyonu hesaplanır. Bu empedans fonksiyonu göğüs için yapısı hakkında bilgi içermesine rağmen tümörün tespiti için yeterli değildir. Bu amaçla ikinci ölçüm, kontrast madde uygulamasından sonra yapılarak yeni bir empedans fonksiyonu elde edilir. İki durumda elde edilen empedans fonksiyonları, kontrast madde ile sadece tümörlü bölgenin etkileşimi sebebiyle birbirinde farklıdır. Sonuç olarak, iki farklı empedansın karşılaştırılması ile tümörlü bölgenin varlığı tespit edilebilir.

Tümör konumunun tespiti için basit bir yöntem izlenebilir. Öncelikle, test edilen göğüs ile aynı geometriye sahip homojen bir model oluşturulur. Kanser oluşabilecek bölgelerde bulunan tümörler için bir dizi baz empedansı hesaplanır. Test edilen göğüs ile baz empedansları arasında benzerlik ile tümör konumu tespit edilir. Tüm baz empedansları ile test empedansının korelasyon değerlerinin göğüs üzerinde dağılımı işlenerek olası tümör konumu tespitinde kullanılabilir.

Önerilen yöntem anatomik olarak gerçeğe en yakın olan ve manyetik rezonans görüntülerinden elde edilmiş sayısal elektromanyetik modeller üzerinde test edilmiştir. Yöntemin performansını test etmek için Amerika Radyoloji Kurumu tarafından tanımlanan farklı glandular doku içeren dört gruptan örnekler seçilmiştir. Yöntemin erken teşhis için kabul edilen 2mm yarıçaplı tümörleri tespit edebildiği gözlenmiştir. Önerilen yöntem kanser tespiti için tüm iç yapının görüntülenmesine göre daha basit bir yaklaşıma dayanmaktadır.

SURFACE IMPEDANCE BASED MICROWAVE IMAGING METHOD FOR BREAST CANCER SCREENING

SUMMARY

Early diagnosis of breast cancer poses a great challenge for global health considerations: While breast cancer is the most encountered cancer and the second leading cause of the all cancer related deaths among women, early diagnosis can lead to a higher rate of successful treatments.

X-Ray mammography is the standard modality for breast imaging. It has known drawbacks including, low contrast between various tissues, limitations due to breast density, the discomfort caused by breast compression and safety concerns associated with ionizing radiation. Microwave breast imaging is being investigated as a complementary or alternative imaging modality to overcome some of the disadvantages of X-ray mammography.

The basic premise behind microwave imaging of breasts is that different tissues exhibit different electrical properties in terms of dielectric permittivity and conductivity at microwave frequencies. Furthermore, there is a discernible contrast between healthy and malignant tissues that can be used for diagnosing the cancerous tumours. Experimental studies on breast tissue samples confirm that fibroglandular tissues have ten times greater permittivity and conductivity values than fatty tissues while the malignancies have 10% higher permittivity and conductivity values than the glandular tissues. Based on these premises, several microwave imaging methods have been developed. Among these methods, microwave tomography and ultra wideband (UWB) radar based methods are regarded as two main approaches for microwave imaging of the breast. The radar based techniques aim to detect strong backscatterer regions in the tested domain such as malignant tumours inside the breast. In these approaches, UWB pulses are transmitted into the breast and backscattered signals are collected subsequently. Signal processing techniques such as beamforming, time-reversal are used to calculate the backscattered energy distribution in the imaging domain from the collected data.

In microwave tomography, the aim is to estimate the spatial distribution of the dielectric properties of the breast structure. For this purpose, the breast is illuminated with low-power microwaves and the scattered field resulting from interaction between the breast and incident field are measured with an array of antennas in the near field region. The permittivity and conductivity profiles of the entire breast are aimed to be reconstructed from the measured field. Later, imaging of the breast is formulated as an inverse problem which can be solved through non-linear optimization methods. Both of these approaches have been implemented in some clinical prototypes.

Breast tumours typically occur inside glandular tissues and the modest contrast among dielectric properties of malignant and fibroglandular tissues make it difficult to distinguish cancerous regions with microwave imaging. In order to overcome such

issue, microwave contrast agents are proposed to reinforce the scattered field from the tumours by only increasing effective dielectric properties of malignancies while leaving healthy tissues unchanged. Functionalized single-walled carbon nanotubes (SWCNTs) which is one of the tumour targeting exogenous particles is presented as a contrast agent for microwave breast imaging. SWCNTs are reported to cause an increase up to 37% in dielectric permittivity and 81% in conductivity for the tumours. Consequently, SWCNTs have been adopted into both microwave tomography and radar based approaches and improved results are reported.

Using microwaves to image the entire breast remains a challenging problem, in spite of the ability of contrast agents to enhance the performance. On the other hand, the main objective of the breast cancer imaging problem is in fact to detect and localize the malignant tissues inside the breast. In that sense, simple, robust and applicable imaging methods which aim only detection and localization of malignancies could better serve to early diagnosis purposes and as far as we know there is no approach in this direction.

The main contribution of this thesis is to present a new method, which compares the standard impedance boundary condition (SIBC) on the surface of the breast before and after the use of a contrast agent. The method is based on modelling the electrical properties of the breast in terms of standard impedance boundary condition (SIBC) on its surface. SIBC define a relation between electric field and magnetic field vectors through a surface impedance function on the surface of the scatterer. It has been shown that the SIBC can be an effective tool in the solution of various inverse scattering problems.

The method presented in this paper requires multistatic measurement configuration where microwave transceivers are located on a circular surface enclosing the breast. The total electric field is measured at a single frequency and the first measurement is performed before the contrast agent usage. Then the surface impedance of the breast is reconstructed through the SIBC by analytically continuing the measured data onto the breast surface. Although the reconstructed surface impedance contains all information about the inner structure of the breast, surface impedance itself is not sufficient to extract locations of cancerous tissues. To overcome this difficulty, same measurement is performed after contrast agent usage and the surface impedance of the breast is reconstructed again. Since the contrast agent only increases dielectric permittivity and conductivity of the malignant tissues, the surface impedance reconstructed after its usage is different from the former one. Consequently, difference of the surface impedances before and after contrast agent usage can only be used to detect the malignancies.

To determine the tumour location inside the breast, a simple strategy can be implemented: First, a homogeneous breast model with same geometry is considered. Later, a set of test impedances which are calculated for possible tumour locations is formed. Evaluating correlation between reconstructed surface impedance difference of the actual breast and test impedances allows to detect and locate tumours inside the breast. In fact, plotting spatial variation of cross correlations provides a tomographic image that can be interpreted as a map of probable tumours. To validate the method, various numerical simulations with anatomically realistic breast phantoms derived from MRI are performed. With these simulations, performance of the method against all classes of breasts according to American College of Radiology (ACR) classification depending on fibroglandular density is attested. It is observed that the method is

capable to detect malignancies as small as $2mm$ radius which is generally accepted early stage of breast cancer. The presented method is simple as compared to other approaches that aim to reconstruct dielectric distribution function of breast for imaging purposes.

1. GİRİŞ

Tıp alanındaki ilerlemelerde, diğer bir deyişle hastalıkların teşhis ve tedavisinde elde edilen olumlu gelişmelerde, bir mühendislik çalışma alanı olan tıbbi görüntüleme yöntemlerinin katkısı büyüktür. Biyomedikal görüntüleme olarak da adlandırılan tıbbi görüntülemede temel amaç, dışarıdan çeşitli fiziksel kaynaklara maruz bırakılan vücut dokularının bu kaynaklar ile etkileşiminden yararlanılarak görüntüsünün elde edilmesidir [1]. Bu görüntülerde farklı dokular farklı değerlerle ifade edilerek varolan anormal yapıların tespit edilmesi sağlanır.

Günümüzde ölüm oranının çok yüksek olduğu kanser vakalarında, erken teşhis tedavinin başarısında büyük rol oynamaktadır. Görüntüleme yöntemlerinden başlangıç aşamasındaki küçük kanserli bölgeleri tespit edebilmesi beklenmektedir. Bilim ve teknolojinin durdurulamaz ilerleyişi sayesinde, başlangıç aşamasındaki tümör kavramı, hücre bazında kanser tespitine kadar indirgenebildiği için, görüntüleme tekniklerinin hedefleri sürekli değişmektedir. Bunun yanında var olan görüntüleme yöntemlerinin, kanser oluşumuna neden olabilecek kadar zararlı etkilerinin olduğu bilinmektedir. Başarısı yüksek ve zararsız yeni görüntüleme yöntemlerinin geliştirilmesi, bu alandaki çalışmaların yoğunlaştığı hedeflerden biridir.

Dünya genelinde ikinci, 2009 verilerine göre Türkiye genelinde ilk sırada olmak üzere kadınlar arasında en sık görülen kanser türü göğüs (meme) kanseri olarak belirlenmiştir [2]. Geliştirilen tedavi yöntemleri ile başarı oranlarının yüzde doksanlara ulaştığı meme kanserinde, tedavinin başarısı için ilk koşul erken teşhistir. Bu amaçla, kırk yaş üzeri bayanlarda düzenli yıllık muayene önerilen ilk tedbirdir. Tıp camiası tarafından göğüs kanseri teşhisi için kullanılan temel görüntüleme yöntemleri ve cihazları var olmakla birlikte varolan sistemlerdeki çeşitli kısıtlamalar nedeniyle yeni bir görüntüleme yöntemi arayışlarına gidilmiştir. Mikrodalgaların tıbbi görüntülemede, özellikle meme görüntülemede kullanılabilirliğinin araştırılması günümüz literatüründe yoğun bir ilgi görmektedir.

Bu bölümde öncelikle var olan göğüs kanseri görüntüleme yöntemleri hakkında kısaca bilgi verilecektir. İkinci bölümde bu tez çalışmasında kapsamı içinde bulunduğu mikrodalga göğüs görüntüleme yöntemleri anlatılacaktır. Tıbbi görüntüleme yöntemlerinde yaygın halde kullanılan kontrast artırıcı maddelerin mikrodalga görüntüleme kullanımını üçüncü bölümde anlatılacaktır. Son bölümde önerilen yöntemin literatüre katkısı ifade edilmeye çalışılacaktır.

1.1 Göğüs Kanseri Görüntüleme Yöntemleri

Göğüs kanserine tıbbi olarak tanı konması; tespit, teşhis ve karakterizasyon olarak ayrılabilir üç aşamadan oluşmaktadır. Her bir aşamada kullanılan yöntemlerin özel yetilere sahip olması gerekir. Tespit aşamasında kullanılan yöntemin yüksek hassasiyette sonuç üretmesi beklenir. Hassasiyet, tespit edilebilen en küçük boyuttaki anormal yapı ile ilişkilidir. Teşhis aşamasında kullanılan tekniğin seçiciliğinin (ing:specificity) yüksek olması gerekir. Seçicilik, tespit edilen anomalinin kanserli doku olup olmadığının daha fazla işleme ihtiyaç duyulmadan ayırt edilebilmesidir. Karakterizasyon aşamasında ise, görüntüleme yönteminden beklenen, tedavi için gerekli ön bilgi olan, kanserli bölgenin büyüklüğünün ve yayılma durumunun belirlenmesidir.

Göğüs kanseri görüntülemeye kullanılan yöntemler literatürdeki birçok çalışmada detaylı biçimde anlatılmıştır [3, 4]. Bu yöntemlerden öne çıkanlar Mamografi, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ve Ultrason'dur. Herbir yöntem farklı fiziksel temellerle çalışmasına rağmen, temel dayanak noktaları kanserli dokunun çevresindeki sağlıklı doku ile yapısal farkının olması ve kullanılan fizik içerisinde ayırt edilebilir bir bilgi oluşturmasıdır. Aşağıdaki bölümlerde, her bir yöntem avantajları ve dezavantajları ile açıklanacaktır.

1.1.1 Mamografi

Göğüs kanseri teşhisinde en yaygın olarak kullanılan yöntem X-ışınları kullanan mamografidir. X-ışınları elektromanyetik spektrumda yüksek frekanslı bölgede yer alır. Dalga boyu 0.01 nm ile 10 nm arasında değişmektedir. Yüksek enerjili bu dalgaların göğüs içerisinden geçerken saçılması ihmal edilecek kadar azdır. Bu durum X-mamografiden yüksek çözünürlükte görüntü elde edilmesini sağlar.

Mamografide; iki plaka arasına sıkıştırılan göğüs üst plakadan gönderilen mümkün olan en düşük dozda X-ışınları ile aydınlatılır. Göğüs içerisinde soğurularak ilerleyen dalgalar alt plaka da bulunan film tarafından emilir. Film üzerindeki hücrelerin sayısal değerleri hücre üzerine ulaşan ışın miktarını gösterir. X-ışınları vücutta en çok kemik tarafından soğurular. Kansersiz hücrelerde görülen kalsiyumlaşma mamografinin kanser teşhisinde etkinliğini artırır. Yöntemin uygulandığı cihazlar düşük maliyetle üretilmektedir. Böylece yüksek çözünürlük, düşük maliyet mamografinin üstünlüğünü ve vazgeçilmezliğini sağlamaktadır.

Yöntem üstünlüklerinin yanında ciddi kısıtlamalara sahiptir. Özellikle, mikro kalsiyumların olmadığı veya yoğun süt bezi içeren genç hastaların göğüs kanseri teşhisinde yüksek oranda yanlış-pozitif, yanlış-negatif sonuçlar üretmektedir. Ayrıca X-ışınlarının sağlık yönünden sebep olduğu zararlar, mamografinin düzenli uygulanmasını kısıtlamaktadır. Ayrıca, uygulama anında hastanın aşırı acı çekmesine neden olmaktadır.

1.1.2 Manyetik rezonans görüntüleme (MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme, "güçlü bir manyetik alan içine yerleştirilen bir çekirdeğin içerdiği protonlar manyetik alan doğrultusunda dizilerek kendi etrafında döner." fiziksel gerçeğine dayanır. MRG'de, manyetik alan uygulanarak dizilmiş protonlara, radyo dalgaları uygulanarak konumlarından sapmaları sağlanır. Radyo dalgaları kesildiği anda protonlar tekrar eski konumuna dönerken aldığı enerjiyi geri verirler. Bu sırada üretilen dalgalar sistem içinde bulunan bobinler tarafından emilerek görüntü üretilir.

MRG'de elde edilen görüntülerde her bir pikselin değeri, dokuların içerdiği proton oranına göre belirlenir. Manyetik esneme süresi (ing:magnetic relaxation time) olarak adlandırılan, manyetik alanın değişmesi dokuların eski hallerine dönme sürelerini gösteren bir değişken ile dokuların içerdikleri proton sayıları birbiriyle doğrudan ilişkilidir. İlk olarak Damadian [5] tarafından tümör ve sağlıklı dokuların farklı manyetik esneme sürelerine sahip olduklarının keşfedilmesiyle, bu yöntemin tıp alanında kullanılma fikri ortaya çıkmıştır.

Yaygın bir kullanım alanına sahip MRG, göğüs kanseri görüntüleme mamografiye ek yöntem olarak kullanılır. Seçicilik yetisinin yüksek olması nedeniyle [6],

mamografide tespit edilmiş fakat tam teşhisi konmamış anormal yapıların kanser olup olmadığının belirlenmesinde kullanılır. Mikrokalsiyumlara duyarsız olduğundan mamografiye göre tespit becerisi azdır. Ayrıca test süresinin uzunluğu ve cihaz maliyetlerinin yüksek olması yöntemin dezavantajları olarak değerlendirilir.

1.1.3 Ultrason

Ultrason görüntüleme yönteminde 5-15 MHz aralığındaki ses dalgaları kullanılır. Alıcı ve verici özelliği bulunan transdüserin göğüs derisine dokundurularak göğüs yüzeyi boyunca ses dalgalarının kaydedilmesiyle ultrasonik görüntü elde edilir. Dalga boyu 10-300 mikron arasında değişen ultrason dalgalar, göğüs kanserinin tespiti için yeterli çözünürlük sağlamaktadır. Ultrason görüntüleme dokuların yoğunluğu, ses hızı ve zayıflama katsayısı olarak tanımlanan yapısal değişkenleri elde edilmesi hedeflenir. Yapılan çalışmalar bu değerlerin tümörlü doku ile tümörsüz doku arasında %10'dan fazla olmadığı gözlenmiştir. Bu sebeple, kanserli dokunun ultrason ile tespiti zordur. Mamografiye ek olarak, tümörlerin içi su dolu fibrokistik yapılar mı yoksa katı tümörler mi olduğunun ayırt edilmesinde kullanılır.

1.2 Mikrodalga Göğüs Kanseri Görüntüleme

Son zamanlarda, günlük hayatta çokça maruz kaldığımız mikrodalgaların, tıbbi görüntüleme kullanılabilecek etkin bir yöntem olma potansiyelinin araştırılması yoğun olarak çalışılan bir konudur. Bu ilginin asıl sebebi, mikrodalga görüntülemenin; iyonize etmeyen ışınım, müdahalesiz(noninvasive) uygulama ve ucuz maliyet gibi varolan görüntüleme yöntemlerine göre üstün özellikler vaat etmesidir.

Elektromanyetik spektrumda 0.3-300 GHz frekans aralığında tanımlı mikrodalgaların, vücut dokuları ile etkileşimi yüzyıl öncesinden incelenmeye başlanmış ve deri, kemik, kan gibi dokular üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda, farklı dokuların frekansa göre değişen farklı elektromanyetik özelliklere sahip olduğu belirlenmiştir [7]. Elektromanyetik özellikler ile kastedilen, maddelerin elektromanyetik dalgalarla etkileşimini belirleyen, her maddenin kendine has olarak tanımlanan dielektrik katsayısı(ϵ), manyetik geçirgenlik(μ) ve iletkenlik katsayısı (σ) değişkenleridir.

Dokuların davranış farkı, mikrodalgaların tıbbi görüntüleme kullanılabileceği fikrini doğursa da, vücut derisi bu konudaki ilerlemelerde büyük bir engel oluşturmuştur.

Çizelge 1.1 : Dokuların Debye Değişkenleri.

Doku	ϵ_{∞}	$\Delta\epsilon$	σ_s
%25 Yağlı Doku	2.74	1.33	0.0207
%50 Yağlı Doku	3.11	1.70	0.0367
%75 Yağlı Doku	4.09	3.54	0.0842
%25 Fibroglandular	16.8	19.9	0.461
%50 Fibroglandular	17.5	31.6	0.720
%75 Fibroglandular	18.6	35.6	0.817
Tümör	29.1	38.1	1.38

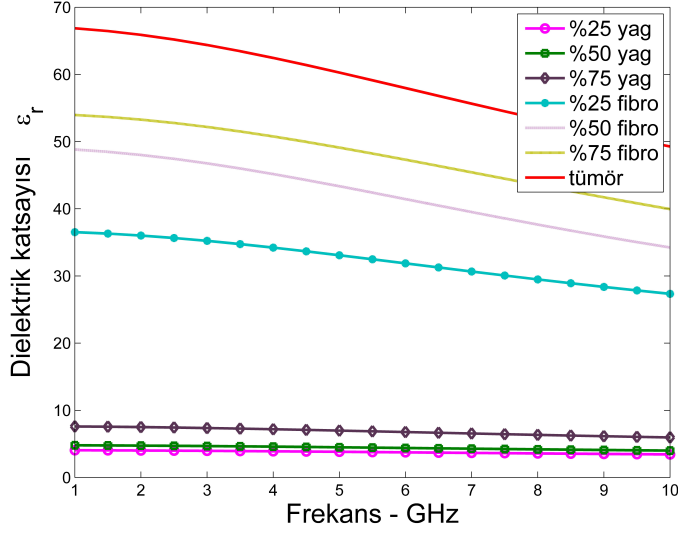
Yüksek iletkenliğe sahip deriden dalgaların yansımalarının büyük, dokuların yüksek iletkenliği nedeniyle nüfuz derinliğinin küçük olması mikrodalga görüntüleme için yeterli bilginin elde edilmesini engellemiştir. Jacobi ve Larsen tarafından gerçekleştirilen çalışmada [8], mikrodalga antenler yüksek dielektrik sabitine sahip bir sıvı içerisine daldırılarak mikrodalgaların deriden çok yansımadan vücut içerisine nüfuz etmesi sağlandıktan sonra, biyomedikal mikrodalga görüntülemenin önü açılmıştır. Literatürde çeşitli vücut organlarının mikrodalgalar ile görüntülenmesi üzerine yapılmış çalışmalar mevcuttur [9–12].

Göğüs, mikrodalgaların görüntülemedeki başarısını test etmek için en uygun organdır. Vücutta bulunduğu konum sayesinde, mikrodalga kaynaklarla en iyi şekilde aydınlatılıp çoklu sayıda ölçüm yapılabilir. Ayrıca göğüs dokularının dielektrik katsayıları mikrodalga frekanslarda ayırtedilebilir şekilde değişmektedir. Göğüs dokularının mikrodalga frekanslarındaki elektromanyetik katsayıları belirlemek için yapılan en kapsamlı çalışma Lazebnik ve ekibi tarafından gerçekleştirilmiştir [13, 14]. Göğüs küçültme ve meme kanseri ameliyatlarında elde edilen yağ, süt bezi(fibroglandular), kas bağlantı dokuları ile tümör yapılarını içeren örnekler üzerinde yapılan ölçümler sonucunda dokuların frekansa göre değişimleri modellenmiştir. En basit haliyle, dokuların kompleks dielektrik katsayılarının frekansa bağlı davranışı tek kutuplu Debye formülü

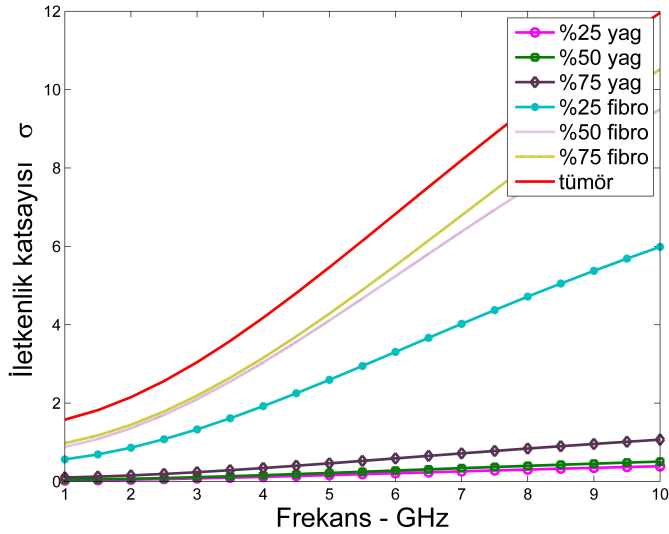
$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{\Delta\epsilon}{1 + i\omega\tau} - i \frac{\sigma_s}{\omega\epsilon_0} \quad (1.1)$$

ile ifade edilmiştir. ϵ_{∞} sonsuz dielektrik katsayısını, $\Delta\epsilon$ fark dielektrik katsayısını, σ_s statik iletkenlik katsayısını göstermek üzere deney ölçüm sonucu elde edilen serbest değerlerdir. ω açısal frekansı, τ ise esneme zaman sabiti (ing:relaxation time constant) değerini göstermektedir.

Tablo-1.1’de verilen parametreler kullanılarak denklem 1.1 ile dokulara ait bağıl dielektrik katsayısı ϵ_r ve iletkenlik σ değerlerinin değişimi sırasıyla şekil-1.1(a) ve şekil-1.1(b)’de 0.5 GHz ile 10 GHz aralığı için gösterilmiştir. Grafiklerden



(a)



(b)

Şekil 1.1 : Debye Modeline göre farklı dokulara ait (a) ϵ ve (b) σ değerlerinin frekans ile değişimi.

gözlenebileceği gibi tüm dokuların ϵ_r değerleri frekans ile azalırken, iletkenlik katsayıları σ artış göstermektedir. Fibroglandular ile yağ dokusunun ϵ_r değerleri 10:1 farklı iken, σ değerleri arasındaki fark 1.1:1 civarındadır. Ayrıca tümör dokusunun fibroglandular dokusuna yakın değerlerde değiştiği gözlenmektedir.

Mikrodalga görüntüleme yöntemleri pasif, aktif ve her ikisinin beraber kullanıldığı karma yöntemler olmak üzere üç gruba ayrılır [15, 16]. Pasif yöntemlerde ısıtılan göğüsün yüzeyinde ölçülen alan ile tümör tespiti yapılır. Aktif yöntemlerde göğüs elektromanyetik alanlar ile aydınlatılarak ölçülen saçılan alan yardımıyla kanser görüntüleme yapılır. Hibrid yöntemler ise her ikisinin beraber kullanıldığı yöntemlerdir.

Aktif yöntem içerisinde en çok ilgi çeken yöntemler, ultra-geniş bantlı radar ve mikrodalga tomografi tabanlı yöntemlerdir. Radar bazlı yöntemlerde amaç, test edilen bölgedeki güçlü saçıcıların tespit edilmesidir [17–19]. Bu yaklaşımda, çok geniş bantlı kaynaklar ile göğüs aydınlatılarak, geri yansıyan dalgalar art arda kayıt edilir. Hüzme biçimlendirme (ing:beamforming) [20], zamanda geri besleme (ing:time-reversal) [21] gibi işaret işleme yöntemleri ile toplanan veriden görüntüleme alanındaki enerji dağılımı hesaplanarak, göğüs içerisindeki tümör tespit edilir.

Mikrodalga tomografide ise amaç göğüs içerisindeki dielektrik dağılımının tespit edilmesidir [22–25]. Bu amaçla göğüs, düşük enerjili mikrodalgalar ile aydınlatılarak, kaynak alanın göğüs iç yapısı ile etkileşimi sonucu oluşan saçılan alan ölçülür. Daha sonra bir ters saçılım olarak tanımlanan problem çeşitli doğrusal olmayan en iyileme yöntemleri ile çözülür. Her iki yaklaşımda klinik ortamda uygulamaları mevcuttur [18, 19, 25].

1.3 Mikrodalga Görüntülemeye Kontrast Madde Kullanımı

Dokuların dielektrik özellikleri içerdikleri su miktarına göre değişir. Az su içeren yağ, daha çok su içeren fibroglandular yapıya göre daha düşük dielektrik değerlere sahiptir. Kanser oluşumu daha çok glandular yapı içerisinde başlar ve damarlaşma sayesinde bu bölgenin dielektrik katsayısı artar.

Daha önce belirtildiği gibi bu artış 1.1:1 civarındadır. Farkın az olması göğüs kanserinin mikrodalga görüntüleme ile tespit edilmesini zorlaştırmaktadır. Kanserli bölgenin dielektrik katsayıları değiştirilerek çevresindeki dokulara göre farkının daha belirgin hale getirmek için, bazı görüntüleme yöntemlerinde de kullanılan kontrast değiştirici madde uygulaması mikrodalga görüntülemeye de kullanılmıştır [18, 19, 25]. Elektromanyetik kontrast değiştirici olarak farklı maddeler literatürde mevcuttur

[26]. Bu maddeler arasındaki karbonnanotüp (ing:carbonnanotube) [27] için kanserli bölgenin dielektrik katsayısının 37% ve iletkenlik katsayısının 81% oranında arttığı ölçülmüştür. Karbonnanotüp gibi diğer kontrast değıştirici maddelerin sağlıklı dokular üzerinde hiçbir etkisi yoktur.

1.4 Tezin Katkısı

Bu çalışmada, mikrodalga kaynaklar kullanılarak göğüs kanserinin tespit edilmesi için yeni bir yöntem önerilmiştir. Daha önceki göğüs kanserinin mikrodalga tomografi ile tespit edilmesini amaçlayan çalışmalarda, test edilen göğüsün tüm iç yapısı elde edilmeye çalışılmıştır. Fakat hastalığın tespitinde tüm iç yapının görüntülenmesinin önemli olmadığı gibi, problemindoğrusal olmayan yapısından dolayı zor bir problemdir. Bu bağlamda, göğüs kanserinin teşhisinde temel amaç tümörün varlığının tespiti ve konum bilgisinin elde edilmesidir.

Yüzey empedans koşulu, elektromanyetik saçılım problemlerinde karmaşık saçıcıların modellenmesinde sıkça kullanılmasının yanında mikrodalga tıbbi görüntüleme uygulanmamıştır. Daha önce engebeli yüzey altına gömülü cisimlerin tespiti için Altuncu tarafından önerilen [28] yaklaşım kullanılarak tümör tespitinin yüzey empedans fonksiyonu ile yapılabileceği tezi çalışılmıştır. Bu amaçla, meme bir yüzey empedans fonksiyonu aracılığıyla modellenerek tüm iç yapı bilgisinin dış yüzeyinde tanımlı bir fonksiyon ile elde edilebildiği varsayılmıştır. Tümör gibi kontrastı sağlıklı dokuya göre farklı oluşumların yüzey empedans fonksiyonunda ölçülebilir fark yaratacağı öngörüsüyle, tümörün belirginliğini artırmak için kontrast madde uygulanması yöntemde temel alınmıştır. Bu bağlamda test edilen göğüs kontrast madde uygulanmadan önce çoklu elektromanyetik kaynaklar ile aydınlatılarak, göğüsten saçılan alan elde edilmiştir. İkinci adımda kontrast madde uygulanmasıyla, sadece tümörlü bölgenin dielektrik katsayısının arttığı varsayılarak yeniden ölçüm yapıldığı varsayılmıştır. İki durumda elde edilen empedans fonksiyonlarının farkı ile tümör tespiti yapılabileceği gösterilmiştir.

Tümör konumunun tespiti için çalışmada ikinci bir adım tanımlanmıştır. Test edilen göğüs ile aynı yapıda homojen bir model baz alınmıştır. Bu model içerisine kanser oluşabilecek bölgelere tümörler yerleştirilerek suni bir baz empedans fonksiyonu havuzu oluşturulmuştur. Test edilen empedans fonksiyonu ile, baz tümörleri arasındaki

benzerlikten yararlanılarak konum tespiti yapılmıştır. Benzerlik ölçüsü olarak test empedansı ile baz empedansları arasında iç çarpım sonucu elde edilen sayısal değer kullanılmıştır. Elde edilen bu sayısal değerlerin en büyüğüne sahip baz tümörünün konumu test empedansının yaklaşık konumu olarak belirlenmiştir.

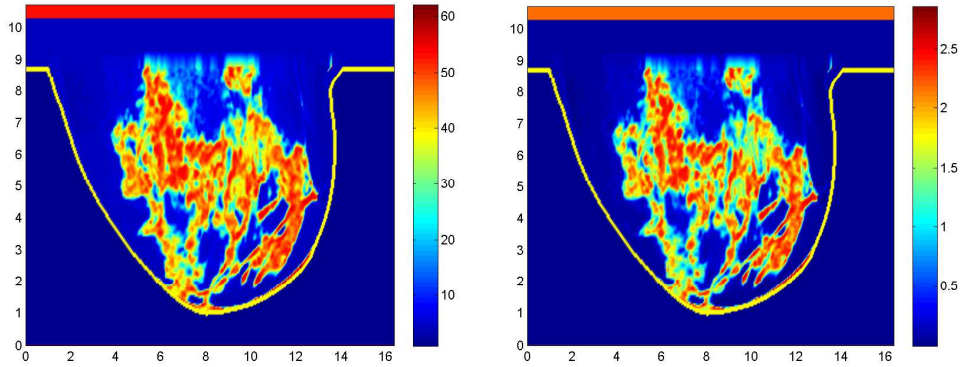
Önerilen yöntem MRI verisinde elde edilmiş gerçek göğüs elektromanyetik modelleri üzerinde denenmiştir. Yöntem ile $2mm$ yarıçaplı tümörlerin tespiti farklı modeller üzerinde test edilerek tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir.

Bölüm-2'de yöntemin temelini oluşturan matematiksel altyapı anlatılacaktır. Bölüm-3'de önerilen yöntem detaylı bir şekilde açıklanacaktır. Bölüm-4'de önerilen yöntemin sayısal modeller üzerinde yapılan testleri incelenecektir. Bölüm-5'de elde edilen sonuçlar değerlendirilecektir ve tezin literatüre katkısı açıklanacaktır.

2. GÖĞÜS YÜZEY EMPEDANS MODELİ

Göğüs, anatomik olarak yağ, kas ve süt bezi gibi dokuların içiçe bulunduğu oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir. Şekil-2.1’de gerçek bir göğüse ait 3GHz’deki ϵ_r ve σ değerlerinin iki boyutlu bir kesit üzerindeki dağılımları gösterilmiştir. Mikrodalga tomografide, tümörlü bölgenin tespiti tüm dağılımın elde edilmesini gerektirmektedir. Şekillerden de gözlenebileceği gibi ϵ_r , σ değerleri geniş bir aralıkta rastgele değişmektedir. Böyle bir dağılımın bir optimizasyon problemi olarak çözümü çeşitli zorluklar içerir.

Elektromanyetik açıdan tüm iç yapının dağılım bilgisi göğüs yüzeyinde tanımlanan bir fonksiyon ile yaklaşık olarak ifade edilebilir. Üç boyutlu problemler için hacimsel bir bilgiyi bir yüzey fonksiyonuna, iki boyutlu problemler içinde yüzeysel bir bilgiyi bir doğru fonksiyonuna dönüştüren bu yaklaşım, yüzey empedans fonksiyonu ile tanımlanır. Göğüs yüzeyi üzerindeki elektrik ve manyetik alanlar yardımıyla elde edilen bu fonksiyon ile göğüs elektromanyetik olarak modellenmiş olur.



Şekil 2.1 : UWCEM ID:012304 (a) ϵ_r (b) σ dağılımı.

Elektromanyetik problemlerde sıkça kullanılan yüzey empedans kavramı göğüs kanseri tespiti çalışmalarında daha önce çalışılmamıştır. Bu çalışmada, mikrodalga kaynaklar ile aydınlatılan bir göğüsün, ölçülen saçılan alanlar yardımıyla yüzeyi üzerinde hesaplanacak bir yüzey empedans fonksiyonu ile modellenebileceği tezinden yola çıkılmıştır. Tümör gibi çevresindeki dokulara göre kontrastı yüksek olan

dokuların oluşması durumunda, yüzey empedans fonksiyonu tümör bilgisini içerecek şekilde değişecektir.

Göğüsün yüzey empedansı ile modellenmesi, göğüs kanseri tespiti problemini saçılan alandan elde edilmesi gereken bilgi anlamında basitleştirse de, tümör tespiti için empedans fonksiyonundaki değişimi ayırt edip tümörünün konumunu belirleyecek ek bir yöntem ihtiyacı duyar. Bölüm-3'de tümör tespiti için önerilen yöntem anlatılacaktır. Öncesinde bu bölümde göğüsün yüzey empedans modelinin elde için gerekli matematiksel altyapı açıklanacaktır. Bölüm 2.1 çalışmanın temel fikrini oluşturan Standart Yüzey Empedans Sınır Koşulu'nun tanımı ve türetilmesi anlatılacaktır. Bölüm 2.2'de geometrisi ve iç yapısı bilinen göğüs yapısına ait yüzey empedansının hesaplanması bir homojen göğüsten saçılım problemi olarak anlatılacaktır. Bölüm 2.3'de saçılan alan yardımıyla iç yapısı bilinmeyen bir göğüs yapısının yüzey empedansının hesaplanması anlatılacaktır.

Bu tez çalışmasında problem iki boyutlu olarak formüle edilmiştir. Tüm ortamlar izotropik ve manyetik geçirgenlik $\mu = \mu_0$ olarak kabul edilmiştir. Zamana bağımlılık $e^{-i\omega t}$ olarak alınmıştır.

2.1 Standart Yüzey Empedans Koşulu

Göğüs kanserinin mikrodalga kaynaklar kullanılarak teşhis edilmesi, matematiksel olarak klasik bir elektromanyetik saçılım problemi çözmeye eşdeğerdir. Saçılım problemleri, genel olarak yapısal özellikleri birbirinden farklı ortamların, elektromanyetik bir kaynak ile aydınlatılması sonucu oluşan alan değerleri ile ilgilendir. Bu tür problemler düz ve ters saçılım olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Düz saçılım problemleri, elektromanyetik değişkenleri bilinen ortamda bulunan, yine elektromanyetik özellikleri ve geometrisi tam olarak bilinen bir saçıcının bir kaynak ile aydınlatılması sonucu oluşan alan değerlerinin bulunması ile ilgilendir. Ters saçılım problemleri ise uyarıcı kaynağın, saçıcı ile etkileşimi sonucu oluşan saçılan alanlar yardımıyla, saçıcıya ait elektromanyetik özelliklerin veya geometrisinin ya da her ikisinin birlikte bulunmasını hedefler. Her iki problem temel olarak Maxwell denklemleri aracılığıyla elde edilen dalga denkleminin, belirli sınır koşulları altında çözümünü gerektirir.

Farklı ortamların bulunduğu saçılım problemlerinde, her ortam için ayrı ayrı yazılan dalga denklemi, ortamların kesiştiği yüzeyler üzerinde tanımlanan sınır koşulları ile birbirine bağlanır. Genel dalga denkleminin çözümü, Maxwell denklemlerinden elde edilen doğal sınır koşullarının yanısıra, problemin çözümünü basitleştirmek için tanımlanan yaklaşık sınır koşulları yardımıyla çözülür. Sınır üzerindeki manyetik alan ile elektrik alanlar bileşenleri arasında bağıntı oluşturan sınır koşulları, empedans, geçirgen(conductive) yaprak ve mukavemet(resistive) yaprak sınır koşulları olarak tanımlanmıştır [29]. Geçirgen ve mukavemet sınır koşulları, sınırın her iki tarafındaki alanlar arasında ilişki kurar.

Empedans sınır koşulu ise sadece saçıcı bölgenin erişilebilir olan dış bölgesindeki sınır üzerindeki elektrik ve manyetik alanların teğet bileşenleri arasında bağıntı kurar .

$$\hat{\mathbf{n}} \times \hat{\mathbf{n}} \times \mathbf{E}(\mathbf{r}) = -Z(\mathbf{r}) \cdot \hat{\mathbf{n}} \times \mathbf{H}(\mathbf{r}) \quad (2.1)$$

Standart empedans sınır koşulu ifadesi en genel halde denklem 2.1’de gösterildiği gibidir [30]. $\mathbf{r} \in R^3$ olmak üzere üç boyutlu uzayda konum vektörünü, Z yüzey üzerinde tanımlanan empedans fonksiyonu göstermektedir. $\hat{\mathbf{n}}$ yüzeyin dışa doğru normal vektörünü, \mathbf{E} ve \mathbf{H} ile sırasıyla elektrik ve manyetik alan değerlerini göstermektedir. Z değeri tüm yüzey üzerinde sabit bir değer alabileceği gibi, konuma göre değişen bir fonksiyon da olabilir [31]. Fakat, en genel halde empedans fonksiyonu saçıcının yapısal özelliklerinin bir fonksiyonudur ve karmaşık saçıcıların daha basit şekilde modellenmesini sağlar. Bir düz saçılım probleminde, saçıcının elektromanyetik değişkenlerinin dağılımı bilinmeden, sadece yüzey empedans fonksiyonu bilinerek, uzayın herhangi bir noktasındaki saçılan alanın bulunması mümkündür. Diğer yandan, bir ters problem çözümünde saçılan alan yardımıyla elde edilecek empedans fonksiyonu ile saçıcının dış yüzeyini belirlemek ya da iç yapısı hakkında bilgi edinmek mümkündür.

Yüzey empedans kavramı birçok mühendislik konusunda var olmasına karşın, bir sınır değer probleminde başlangıç koşulu olarak kullanılması 1940’lara dayanmaktadır. Radyo dalgalarının yayılımında güçlü teknolojilere ihtiyaç duyulduğu II. Dünya savaşı yıllarında, sadece dikey dipol bir antenin yarım uzayda yayılımının analitik çözümün açıklayan tek bir çalışma bulunmaktaydı [32]. Katmanlı ve engebeli yüzeyler üzerinde dalga yayılımına ait bir çözüm bilinmemekteydi. Özellikle, Rus bilim adamlarının üzerinde çalıştığı bu konuda, Leontovich [30] farklı bir yaklaşım öne

sürmüştür. Bu yaklaşımda toprak, hava ile kesişim yüzeyinde bir empedans çarpanı ile modellenerek, problem sadece radyo dalgalarının havada yayılımının çözümüne indirgenmiştir. Çeşitli kabuller altında yüzey üzerinde elektrik alan ile manyetik alanların teğet bileşenlerini bir sabit çarpan ile birbirine ilişkilendiren bu bağıntı, yüzey empedans koşullarının en basit halini oluşturan Standart Empedans Sınır Koşulu olarak adlandırılmıştır.

2.1.1 Standart Yüzey Empedans Koşulunun Türetilmesi

Yüzey empedans sınır koşulunun, farklı yöntemlerle elde edilmesi literatürde mevcuttur [30]. Bu bölümde en basit haliyle koşulun nasıl elde edildiği Senior tarafından [33] yapılan çalışmanın özeti ile anlatılacaktır. Bu amaçla, düz bir yüzeyle ayrılmış homojen iki katmanlı bir ortamı ele alalım. Kartezyen koordinat (x,y,z) sistemi ile tanımlı olan bu uzayda, $z > 0$ ile tanımlı üst bölgenin dielektrik katsayısı ϵ_0 ile gösterilen boş uzay olduğunu, $z < 0$ ile tanımlı bölgenin ise ϵ', σ' değerlerine sahip olduğunu varsayalım. Herbir ortam için denklem 2.2 ile verilen Maxwell denklemleri yazılabilir.

$$\begin{aligned}
 \nabla \times \mathbf{E} &= i\omega\mathbf{B} \\
 \nabla \times \mathbf{H} &= -i\omega\mathbf{D} \\
 \nabla \cdot \mathbf{D} &= \rho \\
 \nabla \cdot \mathbf{B} &= 0
 \end{aligned} \tag{2.2}$$

Koyu halde yazılmış değişkenler, vektörel büyüklükleri göstermek üzere; \mathbf{E} elektrik alan [volt/m], \mathbf{H} manyetik alan [amper/m], \mathbf{D} elektrik akı yoğunluğu [coulomb/m²], \mathbf{B} manyetik akı yoğunluğu [weber/m²], ρ elektrik yük yoğunluğu [coulomb/m³]. büyüklüklerini göstermektedir. Ortam parametrelerine bağlı olarak $\mathbf{B} = \mu_0\mathbf{H}$ ve $\mathbf{D} = \epsilon_c\mathbf{E}$ şeklinde tanımdır. ϵ_c kompleks dielektrik katsayısını göstermek üzere, alt bölge için

$$\epsilon_c = \epsilon' + i\frac{\sigma'}{\omega}$$

şeklinde ifade edilir. Yüzey empedans koşulunu elde etmek için yukarıda tanımlı uzayın lineer, isotropik, homojen ve yükten bağımsız ($\rho = 0$) olduğu durum ele alınmalıdır. İki bölgenin kesişim yüzeyi üzerinde yine Maxwell denklemleri

yardımla denklem 2.3 ile verilen doğal sınır koşulları elde edilir.

$$\begin{aligned}
[\hat{\mathbf{n}} \times \mathbf{E}]_{\pm}^{\pm} &= 0 \\
[\hat{\mathbf{n}} \cdot \mathbf{D}]_{\pm}^{\pm} &= 0 \\
[\hat{\mathbf{n}} \times \mathbf{H}]_{\pm}^{\pm} &= 0 \\
[\hat{\mathbf{n}} \cdot \mathbf{B}]_{\pm}^{\pm} &= 0
\end{aligned} \tag{2.3}$$

Bu denklemlerde $+$, $-$ işaretleriyle sırasıyla üst ve alt bölgedeki alanları belirtilmektedir. Ortamlarda oluşacak dalga dağılımı incelemek için her bir ortam için indirgenmiş dalga denkleminin çözülmesi gerekir. Alt bölgede \mathbf{E} ve \mathbf{H} için denklem 2.4'de dalga denklemleri verilmiştir.

$$\begin{aligned}
\nabla^2 \mathbf{E}' + k_0^2 N^2 \mathbf{E}' &= 0 \\
\nabla^2 \mathbf{H}' + k_0^2 N^2 \mathbf{H}' &= 0
\end{aligned} \tag{2.4}$$

$k_0 = \omega \sqrt{\epsilon_0 \mu_0}$ şeklinde tanımlı boş uzayda dalga sayısı, ω açısal frekansı göstermek üzere, N alt uzayın boşluğa göre kırılma indisini göstermektedir ve denklem 2.5'de verildiği şekilde hesaplanır.

$$N = \sqrt{\frac{\epsilon'}{\epsilon_0} + i \frac{\sigma'}{\omega \epsilon_0}} \tag{2.5}$$

\mathbf{E}' ve \mathbf{H}' 'ye ait dalga denklemleri doğal sınır koşulları ile $|z| \rightarrow \infty$ için radyasyon sınır koşulu altında çözümlenebilir. Sınır koşulları için yüzeyin her iki tarafındaki alan gerekir. Bu koşula yaklaşık olarak yeni bir koşul üretmek için çeşitli kabuller yapılabilir.

Az yoğun ortamdaki çok yoğun ortama giren dalgalar Snell bağıntısına göre geliş açısından bağımsız olarak yüzeyin normaline yönüne çok yakın doğrultuda hareket ederler [34]. Bu durum $|N| \gg 1$ olması durumuyla ifade edilebilir. Alt uzayın dielektrik katsayısının boş uzaydan büyük olması veya iletkenliğinin büyük olması durumunda alt uzaydaki dalga yüzey normaline olan (z) doğrultusunda ilerlediği kabul edilebilir. Yüzeyin teğet bileşenlerini oluşturan (x, y) doğrultularında alanın değişiminin ihmal edilecek kadar az olduğu varsayılabilir. Bu varsayımlar altında 2.4 denkleminin

$$\frac{\partial^2 E'_z}{\partial z^2} + k^2 N^2 E'_z = 0 \tag{2.6}$$

şeklinde yazılabilir. Basit diferansiyel denklem olan denklem 2.6 için çözüm, denklem 2.7'de verilmiştir.

$$E'_z = e^{-ikNz} \tag{2.7}$$

$z > 0$ bölgesindeki elektrik alan değeri \mathbf{E} olmak üzere, $\nabla \cdot \mathbf{E} = 0$ bağıntısı açık biçimde

$$\frac{\partial E_x}{\partial x} + \frac{\partial E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_z}{\partial z} = 0 \quad (2.8)$$

şeklinde yazılır. Benzer bağıntı $z < 0$ bölgesi için de geçerli olmak üzere

$$\frac{\partial E'_x}{\partial x} + \frac{\partial E'_y}{\partial y} + \frac{\partial E'_z}{\partial z} = 0 \quad (2.9)$$

ile açık şekilde ifade edildiğinde, $[\hat{\mathbf{n}} \times \mathbf{E}]_{-}^{+} = 0$ bağıntısı gereğince $E_x = E'_x$ ve $E_y = E'_y$ olduğundan

$$\frac{\partial E_z}{\partial z} = \frac{\partial E'_z}{\partial z} \quad (2.10)$$

olarak yazılabilir. $[\hat{\mathbf{n}} \cdot \mathbf{D}]_{-}^{+} = 0$ ifadesinden yararlanılarak, aşağıdaki bağıntı yazılabilir.

$$E_z = \frac{\epsilon'}{\epsilon_0} E'_z \quad (2.11)$$

Yüzeyi oluşturan $z = 0$ düzleminde denklem 2.10 ve denklem 2.11 ifadeleri yardımıyla, denklem 2.7'de verilen çözüm ile

$$\frac{\partial E_z}{\partial z} + ik_0 N \frac{\epsilon_0}{\epsilon} E_z = 0 \quad (2.12)$$

bağıntısı elde edilir. Daha bilinen şekilde:

$$\frac{\partial E_z}{\partial z} + ik_0 \eta E_z = 0 \quad (2.13)$$

yazılabilir. $Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}}$ boşluğun karakteristik empedansı olmak üzere; $\eta = \frac{Z}{Z_0}$ şeklinde normalize empedans olarak yazılır.

$$Z = \frac{1}{\epsilon'} \sqrt{\mu_0 \left(\epsilon' + \frac{i\sigma'}{\omega} \right)} \quad (2.14)$$

Böylece boş uzayda dalga yayılımı E_z , ikinci ortamın parametrelerine ϵ' , σ' değişkenlerine bağlanmış olur. Benzer bağıntı manyetik alanın H_z bileşeni içinde aynı şekilde elde edilebilir.

$$\frac{\partial H_z}{\partial z} + \frac{ik_0}{\eta} H_z = 0 \quad (2.15)$$

Alanın z bileşenleri üzerinde tanımlanan bu bağıntı alanların (x, y) bileşenleri arasındaki koşulu da tanımlamış olur. Boş uzayda

$$\mathbf{E} = -\frac{Z_0}{ik_0} \nabla \times \mathbf{H} \quad (2.16)$$

bağıntısı ve $\nabla \cdot \mathbf{E} = 0$ ifadesi yardımıyla, 2.13 koşulu altında $z = 0$ iken

$$\frac{\partial}{\partial x}(E_x + \eta Z_0 H_y) = -\frac{\partial}{\partial y}(E_y - \eta Z_0 H_x) \quad (2.17)$$

koşulunun sağlanması gerekir. Diğer yandan 2.15 koşulu altında

$$\frac{\partial}{\partial y}(E_x + \eta Z_0 H_y) = -\frac{\partial}{\partial x}(E_y - \eta Z_0 H_x) \quad (2.18)$$

bağıntısının sağlanması gerekir. Denklem 2.17 ve 2.18, $z = 0$ iken yani yüzey üzerinde ancak

$$E_x = -\eta Z_0 H_y \quad (2.19)$$

$$E_y = \eta Z_0 H_x$$

iken sağlanır. Bu bağıntılar herhangi eğriltideki yüzeylere uygulanabilir. Bu durumda koşullar şu şekilde yazılır.

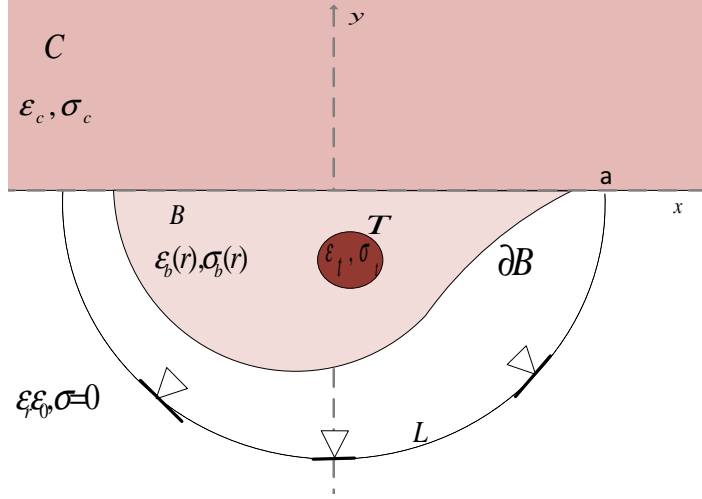
$$\frac{\partial E_n}{\partial n} + ik_0 \eta E_n = 0 \quad (2.20)$$

$$\mathbf{E} - (\hat{\mathbf{n}} \cdot \mathbf{E})\hat{\mathbf{n}} = \eta \hat{\mathbf{n}} \times \mathbf{H} \quad (2.21)$$

Yüzey empedans kavramı elektromanyetik düz ve ters problemlerin çözümünde sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle, mükemmel iletken olmayan veya mükemmel iletken olup geçirgen bir tabaka ile kaplı saçıcıların veya engebeli yüzeylerin modellenmesinde kullanılmaktadır [35–37]. Homojen olmayan ortamlarda bulunan saçıcıların tespitinde yüzey empedans koşulunun kullanılması Altuncu ve diğ. [28] tarafından yapılan çalışmada, engebeli yüzeylerin altında bulunan gömülü cisimlerin tespiti için önerilmiştir.

2.2 Saçılım Problemi

Bu bölümde dielektrik dağılımı bilinen bir göğüs yapısının, elektromanyetik kaynaklar tarafından aydınlatılması sonucu oluşan saçılım problemi incelenecek ve yüzey empedans fonksiyonunun hesaplanması anlatılacaktır. Literatürde farklı yöntemler ile çözümü yapılan bu tür bir problem için çalışma kullanılan yöntemler açıklanacaktır. Bu amaçla iki boyutlu problem geometrisi şekil 2.2’de gösterilmiştir. En iyi aydınlatmanın sağlanması için hastanın yatar pozisyonda olduğu varsayılmıştır. Kaynak alanların, dielektrik katsayısı yüksek olan deriden nüfuz etmesini sağlamak için göğüsün, kayıpsız ve dielektrik katsayısı ϵ_r ile gösterilen sıvı içerisine batırıldığı



Şekil 2.2 : 2 boyutlu problem geometrisi.

varsayılmıştır. Böyle bir modelde, göğüs dokusundan farklı ve kas yapısına sahip göğüs kafesi, göğüs altında olan düz bir tabaka olarak kabul edilebilir. \mathcal{C} ile gösterilen bu bölgenin kompleks dielektrik katsayısı $\epsilon'_c = (1/\epsilon_r)(\epsilon_c + i\sigma_c/\omega\epsilon_0)$ ile gösterilmiştir. Tümör \mathcal{T} ile gösterilmiştir ve homojen olduğu kabul edilerek kompleks dielektrik katsayısı $\epsilon'_t = (1/\epsilon_r)(\epsilon_t + i\sigma_t/\omega\epsilon_0)$ ile gösterilmiştir. \mathcal{B} ile gösterilen göğüs bölgesi kompleks dielektrik katsayısı $\epsilon'_b(\mathbf{r}) = (1/\epsilon_r)(\epsilon_b(\mathbf{r}) + i\sigma_b(\mathbf{r})/\omega\epsilon_0)$ ile gösterilen saçıcı bir obje olarak modellenmiştir. $\mathbf{r} \in \mathbb{R}^2$ olmak üzere iki boyutlu uzayda konum vektörünü ifade eder. Tüm bölgelerin \mathcal{O}_z yönünde sonsuz uzunlukta olduğu kabul edilmiştir.

Tüm yapının a yarıçaplı \mathcal{L} eğrisi boyunca dizilmiş toplam N tane ($n = 1 \dots N$) olmak üzere farklı, zamanla sinüsoidal değişen çizgisel kaynak tarafından aydınlatıldığı ve toplam alanın yine aynı noktalarda ölçüldüğü kabul edilmiştir. Çizgisel kaynaklar \mathcal{O}_z -yönünde polarize ve toplam elektrik alanının sadece bir bileşenin $\mathbf{E} = (0, 0, u)$ olduğu kabul edilmiştir. Problemin iki boyutlu tanımlandığı durumda denklem 2.21 ile gösterilen koşul skaler halde kullanılabilir.

$$\frac{\partial u}{\partial n}(\mathbf{r}) + \frac{ik}{\eta(\mathbf{r})}u(\mathbf{r}) = 0, \quad \mathbf{r} \in \partial\mathcal{B} \quad (2.22)$$

\mathcal{B} ve \mathcal{T} bölgelerinin, ϵ ve σ dağılımları mutlak bilindiği bu durumda, Z fonksiyonu bulunması için yüzey üzerindeki u ve $\frac{\partial u}{\partial n}$ değerlerinin bulunması gerekir. Öncelikle \mathcal{T} bölgesinin olmadığı, homojen göğüsün aydınlatılması sonucu oluşan toplam alan ifadesi 2.23'de verilmiştir. Her bir aydınlatma için farklı alan değeri elde etmek üzere,

n . aydınlatma için toplam elektrik alan ifadesi iki parça halinde yazılabilir.

$$u_n(\mathbf{r}) = u_n^{cw}(\mathbf{r}) + u_n^{br}(\mathbf{r}) \quad (2.23)$$

$u_n^{cw}(\mathbf{r})$ \mathcal{B} göğüs yok iken toplam alanı, $u_n^{br}(\mathbf{r})$ ise göğüsten saçılan alanı ifade eder. Göğüs kafesi modellenmesi ile, toplam alan $u_n^{cw}(\mathbf{r})$

$$u_n^{cw}(\mathbf{r}) = i\omega\mu_0 G^{cw}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \quad \mathbf{r} \neq \mathbf{r}' \quad (2.24)$$

şeklinde yazılabilir. G^{cw} iki katmanlı uzayın Green fonksiyonu olmak üzere

$$G^{cw}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') = \frac{i}{4} H_0^{(1)}(k_0 |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|) + \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{\gamma_0} \frac{\gamma_0 - \gamma_c}{\gamma_0 + \gamma_c} e^{-\gamma_0(y+y')} e^{i\nu(x-x')} d\nu. \quad (2.25)$$

formülü ile ifade edilmiştir [38]. Burada $\mathbf{r} = (x, y)$ ve $\mathbf{r}' = (x', y')$, sırasıyla kaynak ve gözlem noktaları, $H_0^{(1)}$ birinci tür sıfırıncı derece Hankel fonksiyonudur. Denklem 2.25'deki integral ifadesi ikinci katmandan saçılan alanı ifade eder. γ_0 and γ_c şu denklem 2.26'da verilen şekilde tanımlanır.

$$\gamma_{0,c}(\nu) := \sqrt{\nu^2 - k_{0,c}^2}, \quad \gamma_{0,c}(0) = -ik_{0,c}. \quad (2.26)$$

$k_0 = \omega\sqrt{\epsilon_r\epsilon_0\mu_0}$ sıvıyla dolu uzayın, $k_c = k_0\sqrt{\epsilon'_c}$ is göğüs kafesinin dalga sayısını göstermektedir.

İki katmanlı uzayın Green fonksiyonu yardımıyla, tümörsüz homojen \mathcal{B} bölgesinden saçılan ifadesi denklem 2.27 ile gösterilen ikinci türden Fredholm denkleminde dönüştürülür.

$$u_n^{br}(\mathbf{r}) = k_0^2 \int_{\mathcal{B}} G^{cw}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') [\epsilon'_b(\mathbf{r}') - 1] u_n(\mathbf{r}') dS(\mathbf{r}') \quad (2.27)$$

Göğüs modeli içerisinde, \mathcal{T} tümörü var iken yüzey empedans fonksiyonu bulmak için hesaplama yükünü azaltmak amacıyla gömülü cisim yaklaşımı kullanılmıştır [39]. Bu durumda toplam alan

$$u_n^t(\mathbf{r}) = u_n^{cw}(\mathbf{r}) + u_n^{br}(\mathbf{r}) + u_n^{tm}(\mathbf{r}) \quad (2.28)$$

şeklinde yazılabilir. \mathcal{C} ve \mathcal{B} bölgelerinin birleşiminden oluşan uzayın Green fonksiyonu bilindiği takdirde sadece, \mathcal{T} bölgesinden saçılan alan

$$u_n^{tm}(\mathbf{r}) = k_0^2 \int_{\mathcal{T}} G^{cwb}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') [\epsilon'_t(\mathbf{r}') - \epsilon'_b(\mathbf{r}')] u_n^t(\mathbf{r}') dS(\mathbf{r}') \quad (2.29)$$

şeklinde yazılır. $G^{cwb}(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ ile \mathcal{C} ve \mathcal{B} bölgelerinden oluşan geometrinin Green fonksiyonunu gösterir. Bu ifadenin analitik olarak bulunması zor olduğu için sayısal

olarak hesaplamak mümkündür [40]. Bu yaklaşıma göre $G^{cwb}(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ denklem-2.23'deki iki parça halinde yazılabilir.

$$G^{cwb}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') = G^{cw}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') + G_s^{cwb}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \quad (2.30)$$

$G_s^{cwb}(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ ifadesi Green fonksiyonuna, \mathcal{B} bölgesinin katkısını göstermek üzere

$$G_s^{cwb}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') = k_0^2 \int_{\mathcal{B}} G^{cw}(\mathbf{r}, \mathbf{v}) [\epsilon'_b(\mathbf{r}') - 1] G^{cwb}(\mathbf{v}, \mathbf{r}') dS(\mathbf{v}) \quad (2.31)$$

şeklinde ifade edilir. Denklem 2.27, 2.29 ve 2.31 ile gösterilen ifadeler birer ikinci türden Fredholm integral denklemini göstermek üzere, çözümleri Moment yöntemiyle doğrusal denklem takımına dönüştürülerek elde edilebilir [41].

Denklem-2.23 ve denklem-2.28 ifadeleri $\mathbf{r} \in \partial\mathcal{B}$ için hesaplanarak yüzey üzerinde alan değerleri bulunur. Yüzey empedans fonksiyonu için bu ifadelerin yüzeyin normali yönünde türev ifadelerinin hesabı

$$\frac{\partial u}{\partial n} = \nabla u \cdot \hat{\mathbf{n}}$$

eşitliğinden yararlanılarak yüzey üzerinde hesaplanır. Böylece

$$\eta_n(\mathbf{r}) = -i\omega\mu_0 \frac{u_n(\mathbf{r})}{\frac{\partial u_n(\mathbf{r})}{\partial n}} \quad \mathbf{r} \in \partial\mathcal{B} \quad (2.32)$$

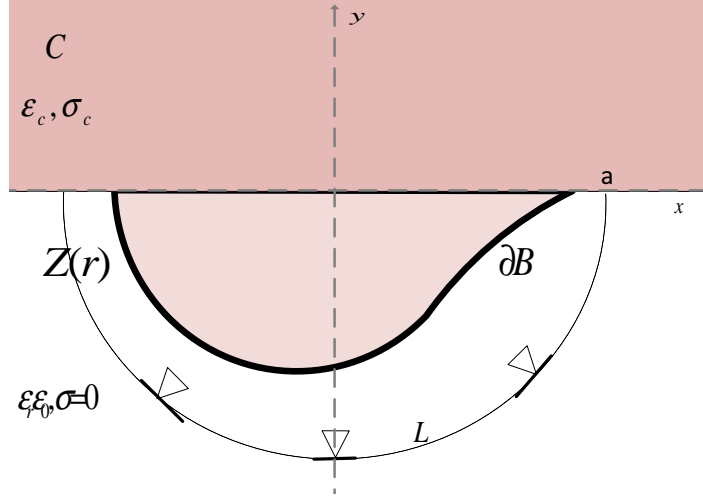
ifadesi ile istenen fonksiyona ulaşılmış olur.

2.3 Ters Saçılım

Bu bölümde dielektrik dağılımı bilinmeyen bir göğüs yapısına ait yüzey empedans fonksiyonun, saçılan alanlar aracılığıyla elde edilmesi anlatılacaktır. Uygulanan yöntem [42]'de detaylı biçimde anlatılmıştır. Bu çalışmada genel olarak kapalı cisimlerin yüzey empedans fonksiyonlarının bulunması işlenmiştir. Yarı açık cisim olarak tanımlanabilecek göğüs yüzeyinde, yöntemin uygulanabilmesi için yüzeyin parametrize edilmesinde küçük bir değişim yapılmıştır.

Öncelikle, şekil-2.2'de gösterilen saçılım problemi, \mathcal{B} üzerinde tanımlı olan $Z(\mathbf{r})$ fonksiyonu ile şekil-2.3'de gösterilen eşdeğer problem şeklinde tanımlanabilir.

Eşdeğer problem ile kastedilen; $Z(\mathbf{r})$ fonksiyonun, \mathcal{B} ve \mathcal{T} bölgelerin beraber oluşturacağı saçılan alanı üretecek bilgiyi içerdiği. Veya, $Z(\mathbf{r})$ fonksiyonu bilindiği



Şekil 2.3 : Göğüsün eşdeğer empedans ifadesi.

takdirde, \mathcal{B} bölgesinin, \mathcal{T} bölgesini içerecek şekilde dielektrik dağılımı hakkında bilgi elde edilir.

Test edilecek herhangi bir göğüsün, ϵ'_b dağılımı önceden bilinmediğinden, $Z(\mathbf{r})$ fonksiyonun elde edilmesi bir ters saçılım problemi oluşturur. n . aydınlatma için ölçüm çemberi \mathcal{L} üzerinde ölçülen saçılan elektrik alan değeri $f_n(s)$, $s \in \mathcal{L}$ ile, yüzey üzerindeki u ve $\frac{\partial u}{\partial n}$ değerlerini hesaplamak mümkündür. Tekil katman potansiyel yaklaşımı ile uzaydaki herhangi bir s noktasındaki elektrik alan değeri, yüzey üzerinde tanımlanan potansiyel yükler ile ifade edilebilir. $\psi(\mathbf{r}')$ ile gösterilen potansiyeller operatör denklem olarak

$$(A\psi)(\mathbf{s}) := \int_{\partial\mathcal{B}} G^{cw}(\mathbf{s}, \mathbf{r}') \psi_n(\mathbf{r}') d\ell(\mathbf{r}'), \quad \mathbf{s} \in \mathcal{L} \quad (2.33)$$

şeklinde tanımlandığında n . aydınlatmaya karşı saçılan alan ifadesi

$$A\psi_n = f_n. \quad (2.34)$$

şeklinde ifade edilir. Denklem 2.34 kötü konumlanmış bir denklem sistemi oluşturur. Literatürde bu tür denklemlerin çözümü için birçok yöntem önerilmiştir. Çalışmada Tikhonov regularizasyonu ile çözüm yapılmıştır [43]. Denklem 2.35'de Tikhonov regularizasyonu ifadesi verilmiştir.

$$\psi_n = (\alpha I + A^*A)^{-1} A^* f_n \quad (2.35)$$

$\alpha > 0$ olmak üzere, reel bir sayı olarak tanımlanan Tikhonov regularizasyon parametresidir.

ψ değerleri elde edildikten sonra, yüzey üzerindeki $\mathbf{r} \in \partial\mathcal{B}$ için, alan ve alanın normal yönündeki türev değerleri benzer yaklaşımla denklem 2.36 ve denklem 2.37 verilen ifadeler ile elde edilebilir.

$$u_n(\mathbf{r}) = u_n^{cw}(\mathbf{r}) + \int_{\partial\mathcal{B}} G^{cw}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \psi_n(\mathbf{r}') d\ell(\mathbf{r}') \quad (2.36)$$

$$\frac{\partial u_n}{\partial n}(\mathbf{r}) = \frac{\partial u_n^{cw}}{\partial n}(\mathbf{r}) + \int_{\partial\mathcal{B}} \frac{\partial G^{cw}(\mathbf{r}, \mathbf{r}')}{\partial n(\mathbf{r})} \psi_n(\mathbf{r}') d\ell(\mathbf{r}') - \frac{1}{2} \psi_n(\mathbf{r}) \quad (2.37)$$

Denklem 2.36 ve 2.37 ile verilen ifadelerin analitik çözümü bilinmemekle birlikte, integralin çekirdeğini oluşturan G^{cw} fonksiyonu (denklem-2.25) içerdiği Hankel fonksiyonu sebebiyle logaritmik tekillik içermektedir. Yüzey üzerinde $\mathbf{r} = \mathbf{r}'$ olduğu durumda integralin çözümü mümkün değildir. Bu tür tekillik içeren integral denklemlerin çözümü için Nystrom methodu önerilmiştir [44]. Kapalı cisimlerin yüzeylerinin $[0, 2\pi]$ arasında parametrize edilerek uygulanan bu yöntemin, göğüs geometrisine uygulanabilmesi için yüzey

$$\partial\mathcal{B} = \{q(t) : -\pi \leq t \leq \pi\} \quad (2.38)$$

olacak şekilde parametrize edilmiştir. Yüzey üzerindeki noktalar $\partial\mathcal{B} = \{(\sin t/2, \cos t/2) : t \in [-\pi, \pi]\}$ şeklinde ifade edilir. G^{cw} ifadesinin integral kısmında tekillik içermediğinden klasik bir sayısal integral yöntemiyle hesaplanabilir. Sadece Hankel fonksiyonunun $[-\pi, \pi]$ aralığında integral hesabı anlatılacaktır. Denklem 2.39'da denklem 2.36'nın t 'ye göre parametrize edilmiş fonksiyonu verilmiştir.

$$\int_{-\pi}^{\pi} \frac{i}{4} H_0^{(1)}(k|q(t) - q(\tau)|) \psi_n(q(\tau)) |q'(\tau)| d\tau \quad t \in [-\pi, \pi] \quad (2.39)$$

Öncelikle tekilliği ayırıştırmak için çekirdek ifadesi

$$H(t, \tau) = \frac{i}{4} H_0^{(1)}(k|q(t) - q(\tau)|) |q'(\tau)| \quad (2.40)$$

şeklinde ifade edildikten sonra, iki farklı fonksiyon tanımı

$$\begin{aligned} H_1(t, \tau) &= \frac{-1}{2\pi} J_0(k|q(t) - q(\tau)|) |q'(\tau)| \\ H_2(t, \tau) &= H(t, \tau) - H_1(t, \tau) \ln\left(4 \sin^2 \frac{t - \tau}{2}\right) \end{aligned} \quad (2.41)$$

denklem 2.41 verilen şekilde yapılıdır. Böylece çekirdek ifadesi

$$H(t, \tau) = H_2(t, \tau) + H_1(t, \tau) \ln\left(4 \sin^2 \frac{t - \tau}{2}\right) \quad (2.42)$$

şeklinde yeniden yazılır. $t \rightarrow \tau$ olduğu durumda denklem-2.42'deki ifadenin H_1 içeren teriminin integral hesabı sayısal olarak mevcuttur. Fakat H_2 'li terimin tekilliğinin giderilmesi için limit durumuna bakılması gerekir. Denklem-2.41'deki H_2 fonksiyonunu açık ifade etmek için, öncelikle Hankel fonksiyonlarının denklem 2.43'de gösterilen ifadelerinden yararlanır.

$$\begin{aligned} H_0^{(1)}(k|x-y|) &= J_0(k|x-y|) + iY_0(k|x-y|) \\ J_0(k|x-y|) &:= \sum_{p=0}^{\infty} \frac{(-1)^p}{p!p!} \left(\frac{k|x-y|}{2} \right)^{2p} \\ Y_0(k|x-y|) &:= \frac{2}{\pi} \left[\ln \frac{k|x-y|}{2} + C \right] J_0(k|x-y|) \end{aligned} \quad (2.43)$$

Hankel fonksiyonları J ile gösterilen Bessel fonksiyonları ve Y ile Neumann fonksiyonlarının toplamı şeklinde ifade edilebilir. Ayrıca yaklaşık seri ifadesi verilen Y_0 fonksiyonunun içerdiği tekillik açık şekilde gözükmemektedir. Burada $C = 0.57$ Euler sabitini göstermektedir. Denklem 2.43'deki ifadelerden yararlanılarak Hankel fonksiyonu

$$H_2(t, \tau) = H_1(t, \tau) \ln(|q(t) - q(\tau)|) + \Omega J_0(k|q(t) - q(\tau)|) - H_1(t, \tau) \ln(4 \sin^2 \frac{t-\tau}{2}) \quad (2.44)$$

şeklinde ifade edilir. İfadenin basitliği açısından $\Omega = \left(\frac{i}{4} - \frac{1}{2\pi} \ln \frac{k}{2} - \frac{C}{2\pi} \right)$ ile gösterilmiştir. \ln fonksiyonu içeren ifadeler biraraya getirilip, $q(t)$ ifadesi τ civarında 1. dereceden Taylor serisine $q(t) = q(\tau) + q'(\tau)(t - \tau) + \dots$ şeklinde açılır.

$$\begin{aligned} H_1(t, \tau) \ln \frac{|q(t) - q(\tau)|}{4 \sin^2 \frac{t-\tau}{2}} &= \frac{1}{2} H_1(t, \tau) \ln \frac{|q(t) - q(\tau)|^2}{4 \sin^2 \frac{t-\tau}{2}} = \frac{1}{2} H_1(t, \tau) \ln \frac{(q'(\tau)(t - \tau))^2}{4 \sin^2 \frac{t-\tau}{2}} \\ &= \frac{1}{2} H_1(t, \tau) \ln q'(\tau)^2 + \frac{1}{2} H_1(t, \tau) \ln \left(\frac{(\frac{t-\tau}{2})^2}{\sin^2 \frac{t-\tau}{2}} \right) \end{aligned} \quad (2.45)$$

Denklem 2.45'de verilen işlemler sonucunda elde edilen ifade pür tekillik içeren kısımdır. Tekilliğin giderilmesi için $t \rightarrow \tau$ iken limit değeri bilinmelidir.

$$\lim_{t \rightarrow \tau} \left[\frac{1}{2} H_1(t, \tau) \ln \frac{1}{2} H_1(t, \tau) \ln \left(\frac{(\frac{t-\tau}{2})^2}{\sin^2 \frac{t-\tau}{2}} \right) \right] = 0 \quad (2.46)$$

Denklem 2.46'da verilen limit değeri ile tekillik giderilmiş olur. Böylece $t = \tau$ iken denklem-2.47 ifadesi kullanılabilir.

$$H_2(t, \tau) = \left(\frac{i}{4} - \frac{1}{4\pi} \ln \left(\frac{k^2 q'(\tau)^2}{4} \right) - \frac{C}{2\pi} \right) J_0(k|q(t) - q(\tau)|) \quad (2.47)$$

Benzer yaklaşım ile alanın normal yönündeki değeri de hesaplanabilir. Denklem 2.37 ile verilen ifadede tekillik içeren kısım, yine H_0^1 fonksiyonun türevi olan H_1^1 içeren kısımdır. Sadece bu kısmı incelemek için alanın türev ifadesinin t 'ye göre parametrize edilmiş hali denklem 2.48 verilmiştir.

$$\int_{-\pi}^{\pi} \frac{\partial}{\partial n(t)} \frac{i}{4} H_0^{(1)}(k|q(t) - q(\tau)|) \psi(q(\tau)) |q'(\tau)| d\tau \quad t \in [-\pi, \pi] \quad (2.48)$$

$n(t)$ yüzeyin dışa doğru normal vektörünü göstermek üzere, türev ifadesi denklem 2.49'de verilmiştir.

$$\int_{-\pi}^{\pi} \frac{ik}{4} H_1^{(1)}(k|q(t) - q(\tau)|) \frac{-q_2'(t)(q_1(\tau) - q_1(t)) + q_1'(t)(q_2(\tau) - q_2(t))}{|q(t) - q(\tau)|} \frac{|q'(\tau)|}{|q'(t)|} \psi(q(\tau)) d\tau \quad (2.49)$$

Burada $x = q_1(t)$ ve $y = q_2(t)$ şeklinde parametrize edilmiştir. Yine çekirdeğin tekillik içeren kısmının ayrıştırılması için aşağıdaki fonksiyonlar tanımlanır. Öncelikle ifadenin okunurluğunu artırmak için

$$K(t, \tau) = \frac{-z_2'(t)(z_1(\tau) - z_1(t)) + z_1'(t)(z_2(\tau) - z_2(t))}{|z(t) - z(\tau)|} \frac{|z'(\tau)|}{|z'(t)|}$$

eşitliğinin uygulandığı durumda çekirdek

$$L(t, \tau) = \frac{ik}{4} H_1^{(1)}(k|z(t) - z(\tau)|) K(t, \tau) \quad (2.50)$$

şeklinde yazılır. Tanımlanan

$$\begin{aligned} L_1(t, \tau) &= \frac{-k}{2\pi} J_1(k|z(t) - z(\tau)|) K(t, \tau) \\ L_2(t, \tau) &= L(t, \tau) - L_1(t, \tau) \ln\left(4 \sin^2 \frac{t - \tau}{2}\right) \end{aligned} \quad (2.51)$$

fonksiyonları ile $L(t, \tau)$ ifadesi denklem 2.52'deki gibi yeniden yazılabilir.

$$L(t, \tau) = L_2(t, \tau) + L_1(t, \tau) \ln\left(4 \sin^2 \frac{t - \tau}{2}\right) \quad (2.52)$$

Bu ifadedeki L_1 ve L_2 fonksiyonları tekillik içermektedir. Bu tekilliklerin giderilmesi için yine limit durumundaki davranışlarının incelemesi gerekir. Bu amaçla denklem 2.53'de verilen eşitliklerden yararlanılır.

$$\begin{aligned} H_1^{(1)}(k|x - y|) &= J_1(k|x - y|) + iY_1(k|x - y|) \\ J_1(k|x - y|) &:= \sum_{p=0}^{\infty} \frac{(-1)^p}{p!(p+1)!} \left(\frac{k|x - y|}{2}\right)^{2p+1} \\ Y_1(k|x - y|) &:= \frac{2}{\pi} \left\{ \ln(|x - y|) + \ln \frac{k}{2} + C \right\} J_1(k|x - y|) - \frac{2}{\pi} \frac{1}{k|x - y|} \end{aligned} \quad (2.53)$$

L_1 fonksiyonu için

$$L_1(t, \tau) = \frac{-k}{2\pi} J_1(k|z(t) - z(\tau)|) \frac{K(t, \tau)}{|z(t) - z(\tau)|}$$

eşitliği ile limit durumunda

$$\lim_{t \rightarrow \tau} L_1(t, \tau) = 0 \quad (2.54)$$

sonucuna varılır. Benzer şekilde L_2 ifadesi açık şekilde yazıldığı hali denklem 2.55'te verilmiştir. L_2 için

$$L_2(t, \tau) = L_1(t, \tau) \ln\left(\frac{|q(t) - q(\tau)|}{4 \sin^2\left(\frac{t-\tau}{2}\right)}\right) + \left[\frac{ik}{4} - \frac{k}{2\pi} - \frac{Ck}{2\pi}\right] J_1(k|q(t) - q(\tau)|) \frac{K(t, \tau)}{|q(t) - q(\tau)|} + \frac{1}{2\pi} \frac{K(t, \tau)}{|q(t) - q(\tau)|^2} \quad (2.55)$$

$t \rightarrow \tau$ iken ifade

$$L_2(t, \tau) = \frac{1}{2\pi} \frac{K(t, \tau)}{|q(t) - q(\tau)|^2} = \frac{1}{2\pi} \frac{-q_2'(t)(q_1(\tau) - q_1(t)) + q_1'(t)(q_2(\tau) - q_2(t))}{|q(t) - q(\tau)|^2} \quad (2.56)$$

şeklinde sadeleşir. İki kere L'Hopital kuralına göre limit alma işlemi gerçekleştirildiğinde

$$L_2(t, \tau) = \frac{1}{4\pi} \frac{-q_2'(t)q_1''(\tau) + q_1'(t)q_2''(\tau)}{(-q'(\tau))^2} \quad (2.57)$$

ifadesi elde edilir. Böyle tekillik oluşan durum $t = \tau$ için tekillik içeren ifadeler için denklem 2.58 verilen ifadeler elde edilir.

$$\begin{aligned} L_1(t, \tau) &= 0 \\ L_2(t, \tau) &= \frac{1}{4\pi} \frac{-q_2'(t)q_1''(\tau) + q_1'(t)q_2''(\tau)}{(-q'(\tau))^2} \end{aligned} \quad (2.58)$$

Çekirdek ifadelerinin tekil olan $t = \tau$ olan durumlardaki analitik ifadeleri kullanılarak trigonometrik interpolasyon dördüllemesi (ing:trigonometric interpolatory quadrature) formüller kullanılarak integral değerleri hesaplanır. Bu amaçla $[-\pi, \pi]$ arasında parametrize edilen $\partial \mathcal{B}$, $t_k := \pi k/K, k = 0, \dots, 2K - 1$ olacak şekilde eşit aralıklara bölünerek integral değerleri hesaplanır [45]. Bu amaçla

$$\int_{-\pi}^{\pi} H_1(t_k, \tau) \ln\left(4 \sin^2 \frac{t_k - \tau}{2}\right) \psi(\tau) d\tau \approx \sum_{n=0}^{2K-1} R_{|k-n|}^{(K)} H_1(t_k, t_n) \psi(t_n) \quad (2.59)$$

$$R_{|k-n|}^{(K)} := -\frac{2\pi}{K} \sum_{k=1}^{K-1} \frac{1}{k} \cos \frac{kn\pi}{K} - \frac{(-1)^n \pi}{K^2} \quad (2.60)$$

yaklaşımı ile hesaplanır. Diğer kısımlar ise trapez kuralına göre

$$\int_{-\pi}^{\pi} H_2(t_k, \tau) \Psi(\tau) d\tau \approx \frac{\pi}{K} \sum_{n=0}^{2K-1} H_2(t_k, t_n) \Psi(t_n) \quad (2.61)$$

şeklinde hesaplanır.

Böylece saçılan alan yardımıyla yüzey üzerinde empedans hesabı için gerekli olan alan ve alan türev değerleri elde edilmiş olur. Daha öncede değinildiği gibi, saçılan alan f_n değerinden yüzey üzerindeki u ve $\frac{\partial u_n}{\partial n}$ değerlerinin elde edilmesi, ε'_b değerlerinin elde edilmesine göre daha basit bir işlemdir.

3. GÖĞÜS YÜZEY EMPEDANS MODELİ İLE TÜMÖR TESPİTİ

Göğüs yapısının yüzey empedansı ile modellenmesi, tümör tespitinin yapılabilmesi için basit bir fikir oluşturur. Göğüs yapısı içerisinde tümör gibi güçlü bir yapısal değişim olduğunda yüzey empedans modeli bu değişim ile ilişkili olacak şekilde değişecektir. Tümör oluşumundan önce ve sonra elde edilen modellerin karşılaştırılması tümör tespiti için yeterlidir.

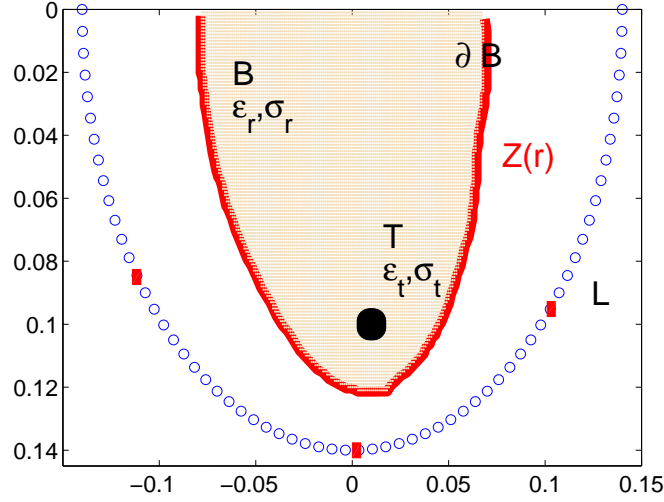
Buradaki temel sorun, tümör oluşumu öncesi sağlıklı göğüğe ait empedans fonksiyonunun bulunmasıdır. Klinik uygulamada böyle bir bilginin kişilerden erken yaşlarda elde edilmesi mümkündür. Göğüs kanserinin yoğunluklu olarak kırklı yaşlarda ortaya çıktığı verisine dayanarak [46] kırk yaş öncesi elde edilen empedans fonksiyonu sonraki düzenli taramalar için kullanılabilir. Fakat daha genel bir uygulama için bu tez çalışmasında kontrast madde uygulaması ile tümör tespitinin yapılması ele alınmıştır.

Kullanılan uygun elektromanyetik kontrast artırıcı madde ile sadece kanserli bölgenin dielektrik katsayılarının değiştiği ve sağlıklı bölgelerin ise etkilenmediği literatürde bildirilmiştir. Bu bilgi ışığında, ilk aşama olan kontrast madde uygulama öncesi, hasta üzerinde gerçekleştirilen ölçüm sonucunda elde edilen f_n saçılan alanı ile bölüm-2.3'de anlatılan yöntem doğrultusunda Z_n^{br} yüzey empedansı hesaplanır. İkinci aşamada hastaya kontrast madde uygulanarak, tekrarlanan ölçüm değerleriyle Z_n^{enc} elde edilir. Böyle bir senaryoda, tümörün katkısı

$$Z_n := Z_n^{enc} - Z_n^{br} \quad (3.1)$$

şeklinde tanımlanır ve tümör empedans fonksiyonu olarak anlaşılması için yaklaşık eşitlik ($:=$) ile tanımlanmıştır. Ölçüm sisteminin hassasiyetine bağlı olarak belirlenen bir eşik değeri ile $|Z_n|$ olan genlik değeri karşılaştırılarak tümör tespiti yapılır.

Tümör konumunun Z_n fonksiyonlarından doğrudan elde edilmesi, göğüs saçılım probleminin doğrusal olmayan fiziğinden dolayı zordur. Tez çalışmasında, tümör konumunun tespit edilmesi için iç çarpım temelli basit bir yöntem önerilmiştir.



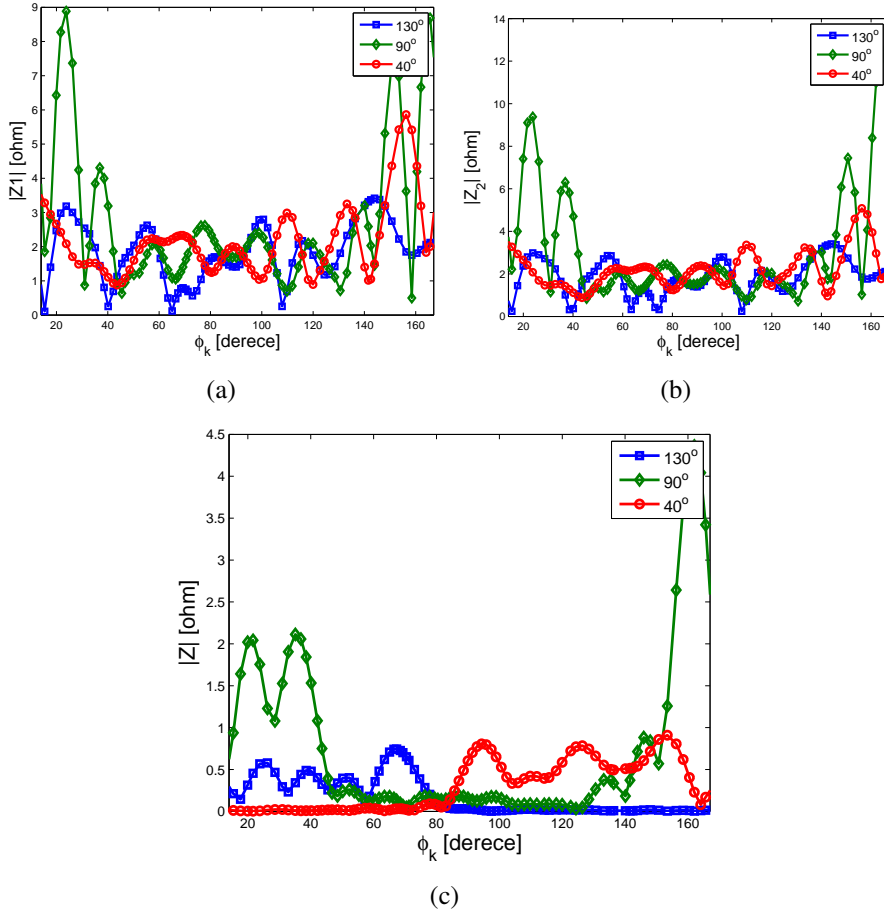
Şekil 3.1 : Homojen Göğüs Empedans Modeli.

Yöntemin elde edilmesinde, gözlemler sonucunda oluşan adımlar basit bir geometri ile anlatılmaya çalışılacaktır.

Bu amaçla, şekil-3.1’de verilen geometride; B ile homojen göğüs ve T ile polar koordinatları $(10cm, 84^\circ)$ olan homojen tümör gösterilmiştir. ϵ_b, σ_b ve ϵ_t, σ_t değerleri, tümörün katkısını belirgin kılmak için, birbiriyle kontrastları en büyük olan yağ ve tümör yapılarına uygun seçilmiştir. L çizgisi üzerinde kaynaklar alıcı-verici olarak kabul edilmiştir. $Z(\mathbf{r})$ fonksiyonu yüzeyde tanımlı empedans fonksiyonudur.

Yüzey empedans fonksiyonu $Z(\mathbf{r})$, saçıcının iç yapısına, aydınlatma açısına ve yüzey noktalarının konum bilgisine bağlı olarak değişir. Aydınlatma açılarına göre değişimini incelemek için homojen modelin sırasıyla $40^\circ, 90^\circ$ ve 130° açılarda bulunan çizgisel kaynaklar tarafında aydınlatıldığı durumlar ele alınmıştır. Yüzey noktaları $\partial\mathcal{B} = (r_k, \phi_k), k = 1, \dots, K$ ile tanımlı K tane nokta ayrıklaştırılmıştır. Tümör yok iken homojen göğüse ait empedans fonksiyonu $[Z_1]$ bölüm-2.2’de anlatılan yöntem ile hesaplanmıştır. Tümörlü homojen göğüse ait empedans fonksiyonu $[Z_2]$ GCY ile elde edilmiştir. Bu fonksiyonların mutlak değerlerinin yüzey noktalarına göre değişimi şekil-3.2(a,b)’de gösterilmiştir. Grafiklerde gözlenebileceği gibi tümörlü durumdaki Z_2 empedansında her bir aydınlatma için artış gözlenmekle birlikte fonksiyonun davranışı değişmemiştir.

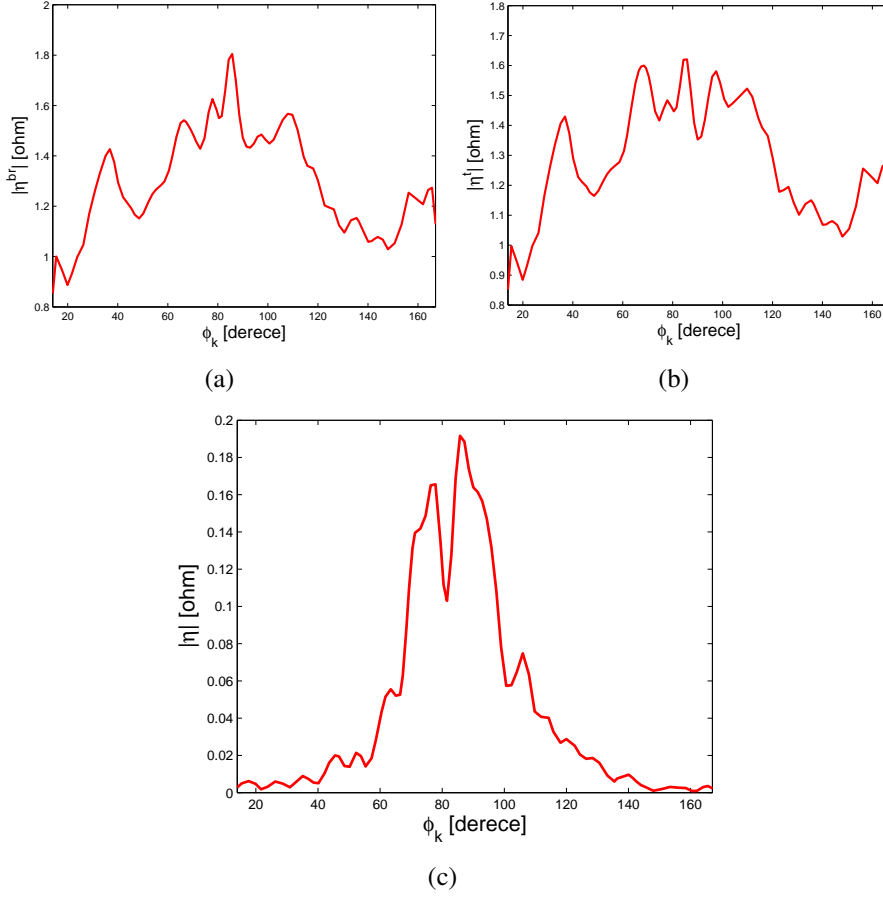
Tümörün mutlak katkısını gözlemlemek için denklem-3.1’deki ifade ile elde edilen $[Z]$ değişimi şekil-3.2(c)’de gösterilmiştir. Aydınlatma bölgesindeki değerlerin diğer bölgelere daha küçük olduğu gözlenmektedir. Bu durum aydınlatma bölgesinde



Şekil 3.2 : Farklı açılardaki aydınlatmalar için homojen göğüs yüzey empedans fonksiyonları (a)Tümörsüz (b)Tümörlü durum (c)Fark.

alan ve alanın türev değerinin diğer bölgelere göre daha büyük olmasından kaynaklanmaktadır. 90° 'deki aydınlatma için yüzey empedansının özellikle her iki uca doğru yayıldığı gözlenmektedir. Bu bir anlamda merkezdeki tümör merkezdeki aydınlatma ile empedans fonksiyonuna eşit katkı verdiği göstermektedir.

Tümörün katkısının konumuyla ilişkili olduğunun gözlenebileceği bir fonksiyon elde etmek mümkündür. [28]'de önerilen yöntemden yola çıkarak, yapılan testler sonucunda, aydınlatma doğrultusundaki yüzey noktalarında hesaplanan empedans değerleri ile tümör konumu arasındaki ilişkinin daha belirgin olduğu gözlemlenmiştir. Bölüm-2.1'de anlatılan yüzey empedans sınır koşulunun elde edilmesinde kabul edilen yaklaşımlara uygun olarak, yüzey empedans koşulunun en doğru yaklaşıklığı aydınlatma doğrultusunun yüzey normali yönündeki izdüşüm noktalarında elde edildiği kabul edilmiştir. Bu çerçevede, $[n = 1 \dots N]$ tane kaynak tarafından aydınlatılan göğüs yüzeyinde $[k = 1 \dots K]$ tane noktada hesaplanan empedans



Şekil 3.3 : Homojen göğüs yüzey empedans fonksiyonları (a) η^{br} (b) η^t (c) η .

değerlerinin

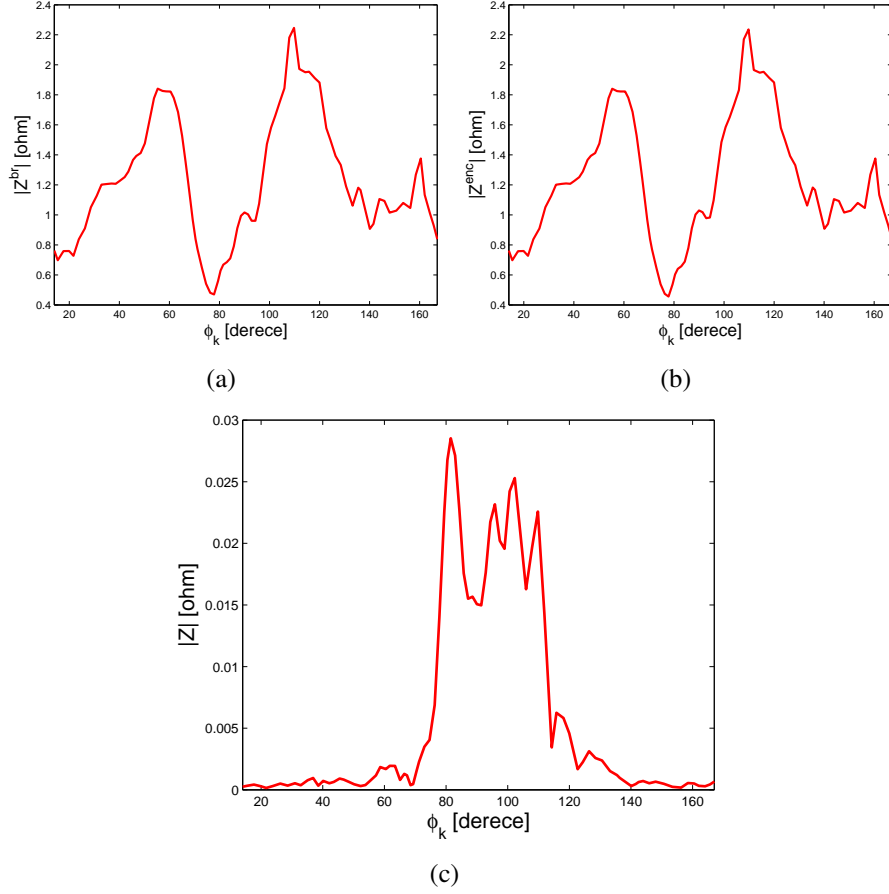
$$\eta^{br,t}(r_i, \phi_i) = Z_n^{1,2}(r_i, \phi_i, \phi_n)_{\phi_i=\phi_n}, \quad i = 1, \dots, K \quad n = 1, \dots, N \quad (3.2)$$

koşulunu sağlayan noktaları seçilerek η fonksiyonları elde edilir. Şekil-3.3'de önceki problem için elde edilen empedans fonksiyonları belirlenen koşul altındaki değerleri gösterilmiştir. Homojen göğüse ait η^{br} şekil-3.3(a)'de, tümörlü homojen göğüse ait empedans fonksiyonu η^t şekil-3.3(b) gösterilmiştir.

Tümör oluşumu ile empedansta meydana gelen değişimi göstermek için

$$\eta := \eta^t - \eta^{br} \quad (3.3)$$

ile ifade edilen η fonksiyonu tanımlanmıştır. Yukarıdaki problemde η^t açısız olarak 84° derecede bulunan tümör için hesaplanmıştır. Şekil-3.3(c)'deki η fonksiyonu, istendiği gibi tümörün bulunduğu aralıkta ani bir artış göstermektedir. Önerilen yöntemde, homojen göğüs içerisinde herhangi bir tümöre ait empedans fark fonksiyonu ile o tümöre ait η fonksiyonu anlaşılmalıdır.



Şekil 3.4 : Homojen olmayan göğüs yüzey empedans fonksiyonları (a) Z_{br} (b) Z_{enc} (c) Z .

Kontrast madde kullanımında empedans fonksiyonunun değişimini göstermek için önceki örnekteki göğüs yapısının, gerçek bir yapıdan oluştuğu varsayılarak incelemiştir. Karmaşık ve tümörlü olduğu varsayılan göğüs için, madde uygulanmadan önce ölçülen saçılan alan ile hesaplanan empedans fonksiyonu Z^{br} şekil-3.4(a)'de verilmiştir. Madde uygulanmasından sonra ölçülen alan değeri ile hesaplanan Z^{enc} şekil-3.4(b)'de verilmiştir. Önerilen yöntemde test edilen göğüse ait empedans fark fonksiyonu olarak gösterilecek Z yüzey noktaları üzerindeki değişimi şekil-3.4(c)'de verilmiştir. Aynı dış yüzeye sahip homojen ve homojen olmayan iki göğüs yapısı içinde aynı noktada varolan tümörün empedans fark fonksiyonları şekil-3.4(c) ve şekil-3.3(c) verilen grafikler ile karşılaştırılabilir. Yüzey empedansının göğüs iç yapısına bağlılığı Z değerindeki azalma ile gözlenebilir. Fakat her iki fonksiyonunda da tümörün olduğu konumda ani bir artış gözlenmektedir.

Sadece Z değeri incelenerek tümörün konumu hakkında bilgi edinmek yanıltıcı olabilir. Göğüs yüzey şekli göz önünde bulundurularak, aynı doğrultuda fakat farklı

derinlikte bulunan tümörlerin empedans fark fonksiyonlarında, aynı bölgede fakat farklı genliklerde değişime neden olacağı açıktır. Genlik değişimi ile tümör konumu arasında, genel bir ilişki kurulamaz. Ayrıca göğüs ortasında bulunan tümörlerin Z değerinin yüzey noktalarına katkısı olacağından, her göğüsün şekline göre içerisinde bulunan herhangi bir tümörün davranışına ait bir bilgi olması gerekir.

Tümör konumunun tespit edilmesi için, test edilen göğüs ile aynı dış şekle sahip homojen bir model oluşturularak, bu model içerisine m^{th} , $m = 1 \dots M$, noktada tümörler yerleştirilir. Her bir tümöre ait denklem-3.3 ile ifade edilen şekilde η_m fonksiyonları hesaplanır. Daha önce belirtildiği gibi tümörün empedans fonksiyonundaki izinin daha belirgin olması için homojen göğüse yağ dokusunun parametreleri atanır. Böylece test edilen göğüs için, içinde bulunabilecek tümörler için bir davranış haritası elde edilmiş olur. Test empedansı Z ile η_m empedansları arasında benzer davranışı gösteren tümör

$$\sigma_m = \left\langle \frac{Z}{\|Z\|}, \frac{\eta_m^t}{\|\eta_m^t\|} \right\rangle \quad (3.4)$$

işlemiyle elde edilen σ_m değerine göre belirlenir. \langle, \rangle , göğüs yüzeyi $\partial\mathcal{B}$ üzerinde L^2 uzayında tanımlı iç çarpım ifadesini gösterir [47].

σ_m değeri test edilen tümör ile m . tümöre ait empedans fark fonksiyonu arasındaki benzerlik oranını gösteren sayısal bir değerdir. Tamamen aynı modeller için hesaplanmış sigma değerinin en fazla 1 olması gerekir. Fakat hem homojen model ile gerçek göğüsün dielektrik dağılımlar arasındaki fark, hem de ölçüm ile elde edilen saçılan alanların içerdiği gürültü sebebiyle, σ_m değerlerinin 1 olması beklenemez. Göğüs şekli üzerine σ_m değerlerinin işlenmesiyle elde edilen görüntü incelenerek tümör konumu tespiti yapılır. $|\sigma_m|$ değerlerinin yüksek olduğu baz tümör konumları, test edilen göğüsteki tümörün olası konumu olarak belirlenir. Böylece homojen göğüs içerisindeki tümörlerin empedans modellerini baz alan bir yöntemle tümör konumu tespit edilir.

Göğüs kanseri varlığının ve konumunun tespitinin yüzey empedans modeli ile yapılabileceğini öneren yöntem, aşağıdaki sırada tanımlanabilecek üç adımdan oluşur.

- Kontrast madde uygulama öncesinde ve sonrasında hastadan ölçüm sonucunda elde edilen saçılan alanlar yardımıyla, test empedans modeli Z hesaplanır. Genlik değeri $|Z|$ ile tümörün varlığı tespit edilir.

- Test altındaki göğüs ile aynı yüzeye sahip homojen bir model oluşturularak M tane noktada bulunan tümörlere ait η fonksiyonları hesaplanarak baz modelleri elde edilir.
- Baz empedansları ile test empedansı arasında iç-çarpım yardımıyla hesaplanan σ_m değerleri göğüs üzerine işlenerek elde edilen görüntüyle tümör tespiti yapılır.

3.1 Yöntemin Hesaplama Yüğü

Önerilen yöntem, klinik bir uygulamayı amaçladığı için sahip olduğu hesaplama yükü önem taşımaktadır. Yöntemin temel hesaplama yükünü birinci aşamada hedeflenen baz empedansları η fonksiyonlarının hesaplanması oluşturur. Test edilen göğüsün büyüklüğüne bağlı olarak değişecek M tane tümör için farklı N tane aydınlatma için toplam $M * N$ tane düz saçılım problemi çözümü gerekir. Literatürde düz saçılım problemi çözümü için MY dışında Sonlu Elemanlar Yöntemi, Zaman Domeninde Sonlu Farklar Yöntemi gibi farklı yöntemler mevcuttur [48]. Ayrıca var olan yöntemleri çeşitli hızlandırma uygulamaları ile beraber kullanıp hesaplama süresini azaltmak mümkündür [49]. Yöntemin ikinci ve üçüncü aşamasındaki işlemler önemsenmeyecek kadar kısa sürelerde olduğu için göz ardı edilebilir. Özetle yöntemin hesaplama yükü düz saçılım probleminde kullanılan yöntemin hesaplama yüküne bağlıdır.

Yöntemin test edildiği örnekler üzerinde, η fonksiyonlarının hesaplanmasında moment yöntemiyle beraber, hesaplama yükünü azaltmak için gömülü cisim yaklaşımı kullanılmıştır. Bu yaklaşımda homojen göğüse ait Green fonksiyonu bir kere hesaplandıktan sonra, M tane tümöre ait alan hesapları sadece tümör bölgesi ele alınarak hesaplanır. 4 mm çaplı alana sahip tümörlerin hesaplama yükü bu anlamda oldukça kısadır.

Sonuç olarak, sadece homojen göğüse ait empedans fonksiyonu η_{br} 'nin hesaplanması yöntemin hesaplama yükünü oluşturur. MY'nde incelenen saçıcı ortam, küçük hücrelere bölünerek hesaplama işleme katılır. \mathcal{B} ile gösterilen göğüs bölgesi N_g tane hücreye bölündüğü varsayılırsa, hiçbir hızlandırma yöntemi ve aracı kullanılmadan, en kaba haliyle $O(N_g^3) + 2 * O(K^2 N_g)$ olarak belirtilebilir.

4. SAYISAL SONUÇLAR

Bu bölümde, önerilen yöntemin dört farklı göğüs modeli üzerinde yapılan benzetim sonuçları gösterilecektir. Test edilen göğüs modelleri, yöntemin anlamlılığını göstermek için göğüsün gerçek anatomik yapısına en yakın olacak şekilde seçilmiştir. İlk bölümde göğüs modellerinin nasıl oluşturulduğu anlatılacak ve benzetim düzeneğine ilişkin değişkenler tanımlanacaktır. İkinci bölümde yöntemin, üç aşamasındaki adımlar, oluşturulan modeller üzerinde anlatılacak ve farklı durumlar için elde edilen sonuçlar yorumlanacaktır.

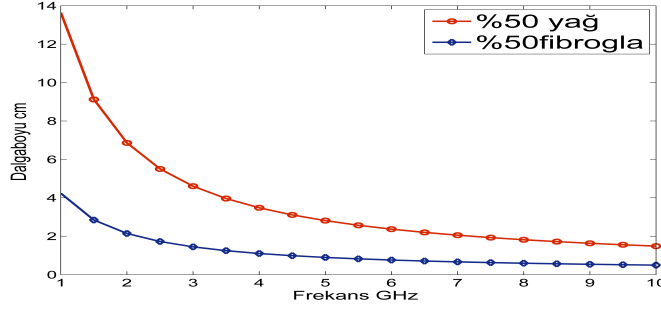
4.1 Çalışma Düzeni

Göğüs kanseri mikrodalga görüntüleme için önerilen yöntemlerin gerçek durumlarda uygulanabilirliği ve verimliliği, yöntemin test edildiği düzeneklerin yapısına oldukça bağlıdır. Önceki çalışmalarda, gerek bilgisayar ortamında gerekse ölçüm düzeneği için hazırlanmış fantomlarda, göğüs iç yapısı homojen ya da düzgün geometrik şekillerden oluşmuş homojen olmayan yapı olarak kurgulanmıştır. Bu çalışmalarda, sonuç elde edilse bile yöntemin anlamlılığı tartışılır. Oldukça karmaşık iç yapıya sahip göğüs yapısının yapay olarak üretilmesi mümkün değildir.

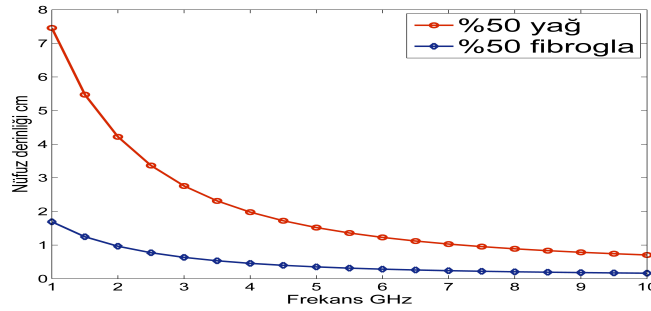
Bu amaçla University of Wisconsin Computational Electromagnetics Laboratory (UWCEM) [50] tarafından, sağlıklı kişilerin MRG verilerinden elde edilmiş, morfolojisi ve anatomisi gerçek yapısına büyük oranda benzeyen, üç boyutlu elektromanyetik göğüs modelleri, sayısal benzetimlerde kullanılmak üzere sunulmuştur. Bu modellerde, her bir dokunun dielektrik katsayıları, Lazebnik [13, 14] tarafından gerçek göğüs dokuları üzerinde yapılan ölçüm sonuçlarına uygun olacak şekilde atanmıştır. Elektromanyetik modellerin oluşturulmasında MRI değerleri ile ölçüm sonuçları arasındaki eşleşme algoritması Zastrow [51] tarafından yapılan çalışmada açıklanmıştır.

Geniş bir frekans aralığında tanımlı mikrodalgaların dokular ile etkileşimi incelendiğinde, çalışma frekansının fiziksel açıdan bir en iyileme yapılarak seçilmesi

gerektiği sonucuna varılır [52]. Şöyle ki, saçılım problemi açısından göğüs ele alındığında, tespit edilebilecek en küçük tümör boyu göğüs içerisinde ki kesin bir limiti olmamakla beraber en küçük dalga boyu ile orantılıdır [53]. Bu durum, göğüs kanserinde erken teşhis için yüksek frekanslarda çalışılması gerektiği sonucunu doğurur. Fakat yüksek frekanslarda oluşan yüksek iletkenlik değeri dalganın göğüs içerisinde sönümlenmesine neden olacaktır. Yukarıda anlatılan durum hakkında



(a)



(b)

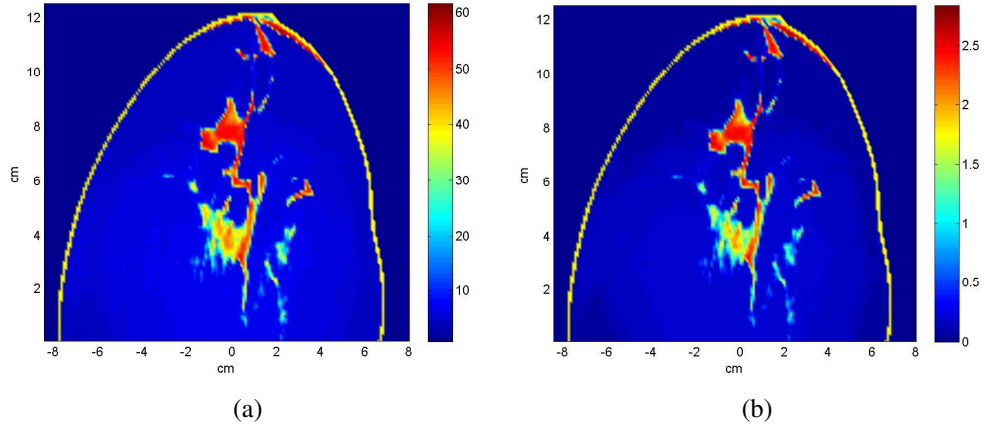
Şekil 4.1 : Yağ ve fibroglandular dokuların frekans ile (a)dalgaboyu ve (b)nüfuz derinliği değişimi.

genel bir fikir edinmek için, %50 yağ ve %50 glandular dokudan oluşmuş homojen ortamlar incelenebilir. İki ortam için $\lambda = 2\pi/\text{Re}\{k\}$ formülüne göre hesaplanmış dalgaboylarının frekans ile değişimi şekil-4.1(a)'de verilmiştir. İletkenlik olan ortamlarda dalganın ilerleme yönünde zayıflaması $\delta = \sqrt{2/\omega\mu_0\sigma}$ olarak hesaplanan nüfuz derinliği ile ölçeklenir. Dalganın genliğinin $1/e$ kadar azaldığı mesafe olarak tanımlanan nüfuz derinliğinin frekans ile değişimi şekil-4.1(b) verilmiştir. Bu grafiklerden yola çıkarak tespit edilebilecek en küçük tümör boyutunu büyütmeden aynı zamanda saçılan dalganın tamamen sönümlenmeden ölçülebileceği bir frekans aralığı seçilmelidir.

Bu kriter ile göğüs yapısının oldukça karmaşık dielektrik dağılımı dikkate alındığında frekans seçiminin mutlak olması mümkün değildir. Yapılan benzetim sonuçlarından

yola çıkararak çalışma frekansı 3 GHz olarak seçilmiştir. Bu frekanslarda glandula içerisinde oluşacak tümör durumuna karşılık, dalga boyu $\lambda = 1.44$ cm ortam içinde 2 mm yarıçaplı tümörler tespit edilmeye çalışılmıştır. 3 GHz’de nüfuz derinliği ortalama $\delta_b = 2.75$ cm olan yağ dokusu ile ortalama $\delta_b = 0.6$ cm olan glandular dokudan oluşan göğüslerin, boyutları 7-12 cm arasında değiştiği bilgisiyle saçılan alan ölçülebildiği öngörülmüştür.

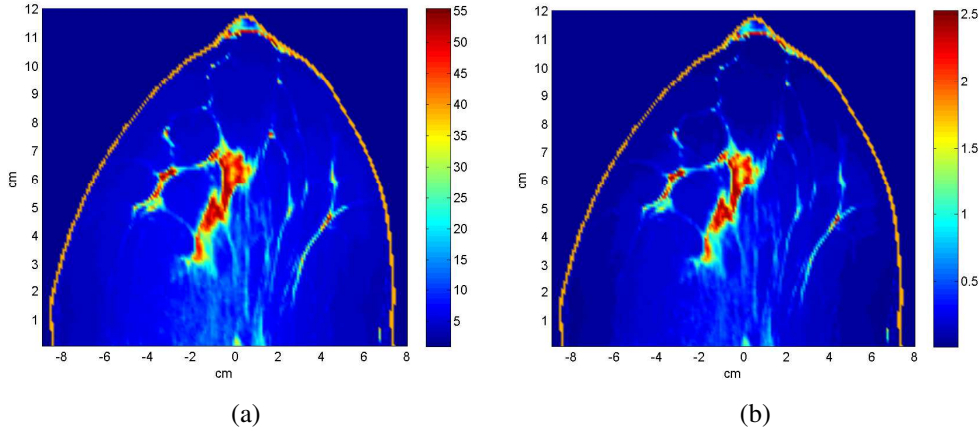
American Radiology Cancer (ACR) Enstitüsü tarafından göğüs yapıları, yoğunluklu olarak bulundukları yağ ve fibroglandular doku oranlarına göre dört farklı tipe sınıflandırılmaktadır. Daha çok mamografik görüntülerine göre belirlenen bu sınıflandırmada yağ dokusu fazla fibroglandular dokusu az olan göğüs tipi için yağlı(ing:mostly fatty), dağınık halde kısmen daha fazla glandular doku içeren göğüs tipi az yoğun(ing:scattered fibroglandular), ortalama glandular doku içeren göğüs tipi yoğun(ing:heterogeneously dense), ortalamanın üzerinde glandular doku içeren göğüs tipi Çok Yoğun(ing:extremely dense) olarak adlandırılmıştır [54]. Bu sınıflandırma ile göğüs tipi ile kanser oluşma oranı arasındaki ilişki incelendiğinde, glandular dokusu fazla olan göğüslerde kanser oluşma riskinin daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Önerilen yöntemin, farklı göğüs tipleri üzerinde çalıştığını göstermek



Şekil 4.2 : ID:071904 ACR1’e ait 3 GHz’deki (a) ϵ_r , (b) σ dağılımı.

için UWCEM veritabanında mevcut olan dört sınıfa ait modellerden birer örnek seçilmiştir. Yağlı göğüs tipi olarak numarası ID: 071904 olan model seçilerek ACR1 olarak adlandırılmıştır. Şekil-4.2’de 3 GHz’deki ϵ_r ve σ dağılımı verilen bu göğüs tipi yüksek oranda yağ içerdiğinden elektromanyetik görüntüleme açısından en rahat sınıf olarak değerlendirilebilir.

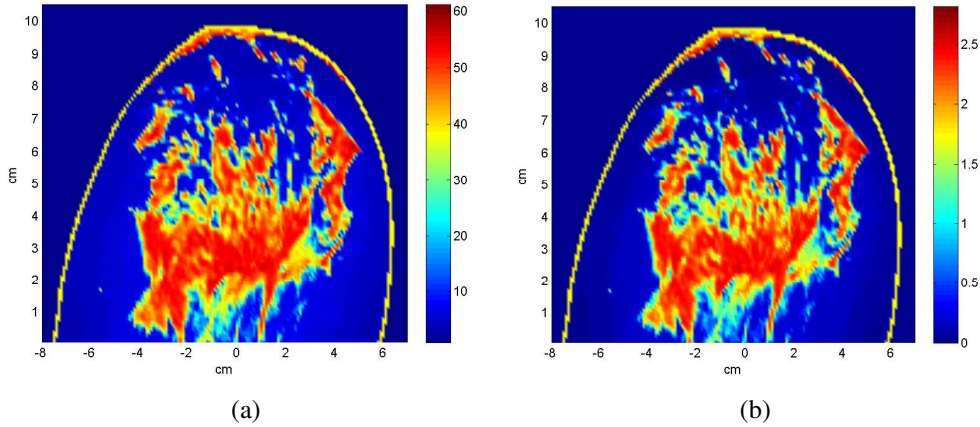
Az yoğun göğüs modeli olarak ID: 12204 olan model seçilmiştir. ACR2 olarak adlandırılan modelin 3 GHz'deki ϵ_r ve σ dağılımı şekil-4.3'de gösterilmiştir. ACR1



Şekil 4.3 : ID:12204 ACR2'ye ait 3 GHz'deki (a) ϵ_r (b) σ dağılımı.

grubuna göre ϵ_r ve σ değerleri daha düşük olsa bile içerdiği fibroglandular doku açısından ikinci gruba ait olarak sınıflandırılmıştır. Bu tip göğüs modeli dağınık şekilde fibroglandular doku içerdiğinde daha zor bir problem oluşturur.

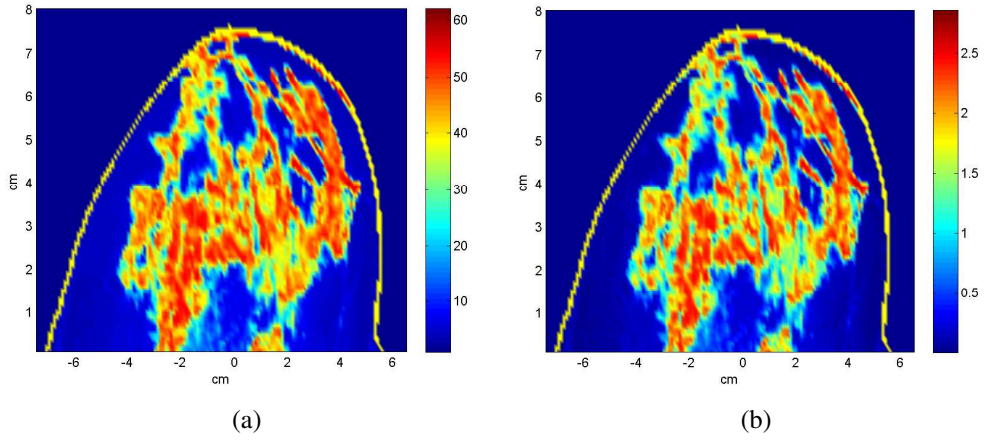
Yoğun göğüs tipine ait örnek olarak ID:080304 olan model seçilerek 3 GHz'de elde edilen katsayılarının dağılımı şekil-4.4 gösterilmiştir. ACR3 olarak adlandırılan bu göğüs modeli nüfuz derinliği açısından içerdiği glandular doku nedeniyle elektromanyetik saçılım açısından zor problem oluşturur.



Şekil 4.4 : ID:080304 ACR3'e ait 3 GHz'deki (a) ϵ_r (b) σ dağılımı.

Çok yoğun gruba ait göğüs tipleri saçılım problemleri içerisinde en zorlayıcı grup olarak değerlendirilebilir. İçerdiği yüksek orandaki glandular doku nedeniyle özellikle derinlerde oluşan tümörlerin ölçüm sisteminde algılanabilir bir saçılan alan

oluşturması sağlanmalıdır. ACR4 olarak adlandırılan bu sınıftan ID:012304 olan örnek seçilmiş ve şekil-4.5'te dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.5 : ID:012304 ACR4'e ait 3 GHz'deki (a) ϵ_r (b) σ dağılımı.

UWCEM veri tabanında fantomlar üç boyutlu olarak verilmiştir. Önerilen yönteme uygun olması için fantomların merkez dilimleri seçilerek yukarıda grafikleri verilen iki boyutlu modeller oluşturulmuştur. Ayrıca model üzerine 2 mm kalınlığında deri katmanı yerleştirilmiştir. Göğüs kafesini modellemek için seçilen dilimin düz bir katman üzerinde olduğu varsayılarak model tamamlanmıştır. Göğüs kafesi ve deri sırasıyla ($\epsilon_c = 53.01$, $\sigma_c = 2.16[S/m]$) and ($\epsilon_s = 38.41$, $\sigma_s = 1.74[S/m]$) olacak şekilde gerçeğe uygun değerler atanmıştır [55].

Bütün simülasyonlarda, modellerin toplam $N = 64$ tane, 14 cm yarıçaplı \mathcal{L} yarım çemberi üzerine dizilmiş kaynaklar tarafından aydınlatıldığı varsayılmıştır. Çoklu ölçüm sisteminde, bütün kaynakların sırasıyla verici, diğerlerinin ise alıcı olduğu varsayılmıştır. Ölçülen saçılan alan değerlerine, $\tilde{f}_n = f_n + 10^{-3}|f_n|e^{i2\pi r_n}$, $r_n \in [0, 1)$ şeklinde tanımlanmış düzgün Gaussian gürültü eklenmiştir. Deriden saçılmayı engellemek için, göğüsün ve antenlerin $\epsilon_r = 40$ olan sıvı içerisine yerleştirildiği varsayılmıştır.

Bütün benzetimler 12 çekirdekli 192 GB hafızaya ve 3.46 GHz hıza sahip Intel(R) Xeon(R) işlemcili iş istasyonu üzerinde koşturulmuştur.

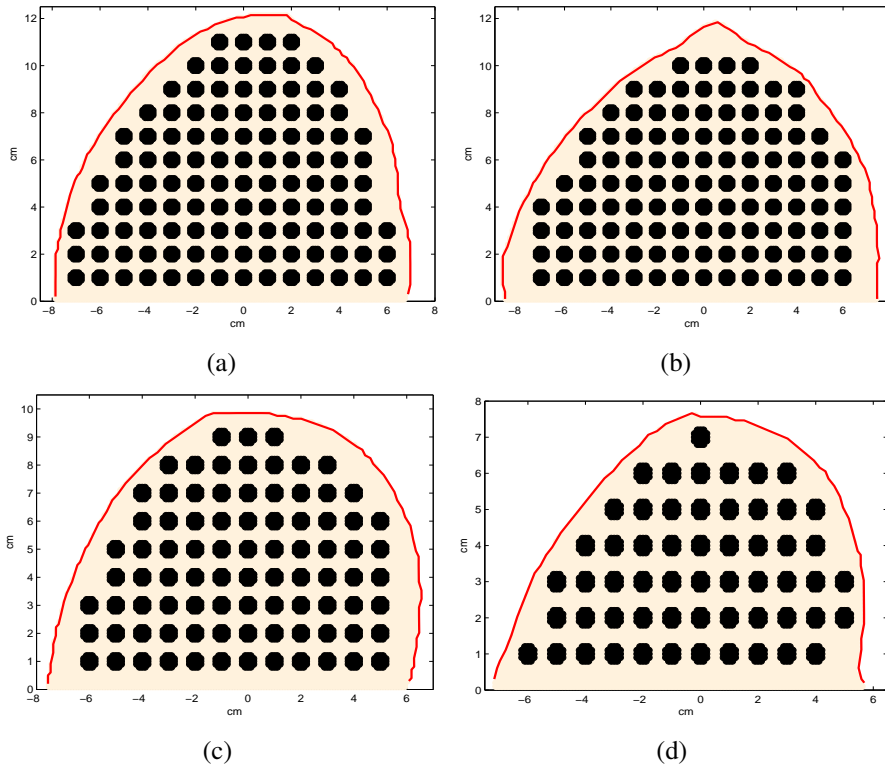
4.2 Sayısal Örnekler

Bu bölümde önerilen yöntemin uygulanması için gerçekleştirilecek adımlar her bir örnek için açıklanacaktır. Daha sonra modellerin içerisine farklı konumlara

yerleştirilmiş tümörler için elde edilen σ_m dağılımları ile yöntemin başarısı tartışılacaktır.

Öncelikle, ilk adımda test edilen göğüs ile aynı dış şekle sahip homojen modelin oluşturularak baz empedans η_m değerlerinin hesaplanması gerekmektedir. Bu amaçla dört model için belirlenen baz tümörlerinin konumları şekil-4.6'de gösterilmiştir. 1cm aralıklarla yerleştirilen baz tümör konumları, göğüs içerisini, özellikler kanser oluşması muhtemel bölgeleri en iyi kapsayacak şekilde seçilmeye çalışılmıştır. Göğüsün büyüklüğüne göre belirlenen baz tümörlerinin sayıları; ACR1 için $M = 116$, ACR2 için $M = 114$, ACR3 için $M = 88$, ACR4 için $M = 57$ olarak seçilmiştir.

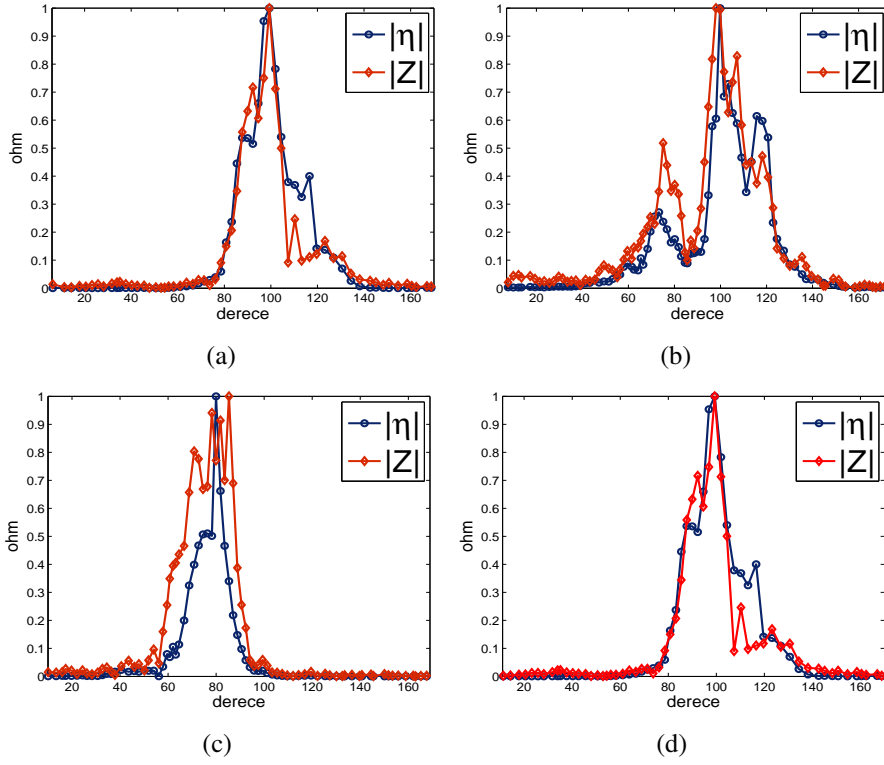
Homojen modellerin dielektrik katsayıları göğüs yağ dokusuna uygun ($\epsilon_b = 7.341$, $\sigma_b = 0.2367[S/m]$) olarak seçilmiştir. Baz tümörleri ($\epsilon_t = 68$, $\sigma_b = 3.13[S/m]$) olan homojen 2 mm yarıçaplı daireler olarak modellenmiştir. Baz tümörlerinin boyutu



Şekil 4.6 : Homojen göğüs modeli ve baz tümörlerinin konumları (a)ACR1 (b)ACR2 (c)ACR3 (d)ACR4.

yöntemin tespit edebileceği en küçük tümör boyutu olarak yöntemin performansı açısından bir kriter oluşturur. 2 mm yarıçaplı tümörler mamografide görülmesi zor ve başlangıç aşamasında olan kanser olarak değerlendirilir.

Bölüm-2.2’de açıklanan yöntem ile η_m değerleri her bir tümör için ayrı ayrı hesaplanarak baz empedans fonksiyonları oluşturulduktan sonra, ikinci aşamada test edilen göğüse ait Z fonksiyonun elde edilmesi gerekir. Bu amaçla modeller içerisine farklı boyutlarda tümörler farklı konumlara yerleştirilerek tümörlü modeller oluşturulur. Tümör yapılarının dielektrik katsayıları literatüre uygun olacak şekilde; her bir göğüs içindeki ϵ_b ve σ_b değerlerinin en büyük değerinin 1.1 katı olacak şekilde belirlenir. Tümörlü modellerin \mathcal{L} ’de kaynaklar tarafından aydınlatılması sonucu oluşan saçılan alan yardımıyla Z^{bre} hesaplanır. Daha sonra hastaya karbonnanotüp isimli kontrast artırıcı madde uygulandığı varsayılarak ölçüm işlemi tekrarlanır. Z_n^{enc} değeri hesaplandıktan sonra, hedeflenen Z değeri elde edilir.



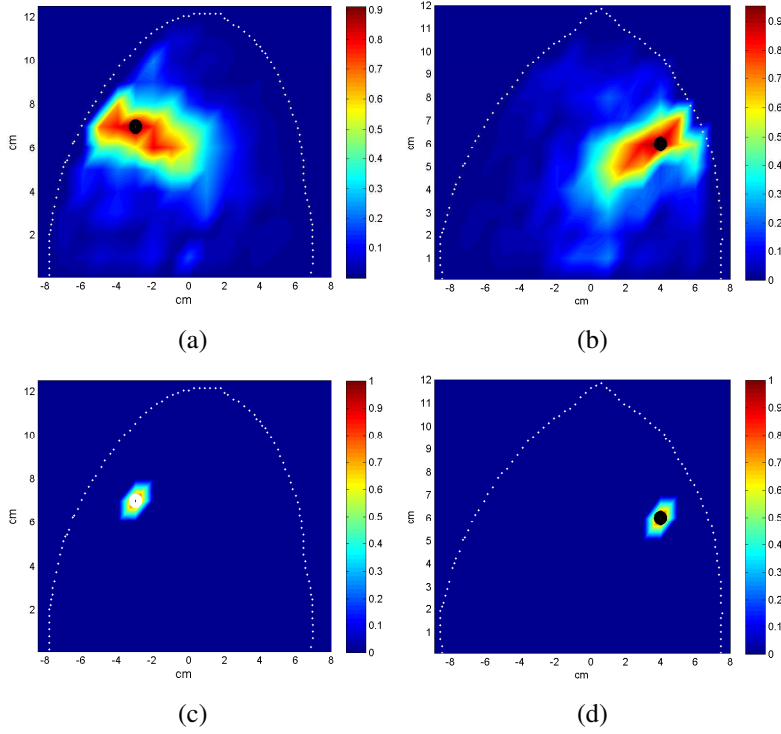
Şekil 4.7 : $|Z|$ ve $|\eta|$ fonksiyonlarının (a)ACR1 (b)ACR2 (c)ACR3 (d)ACR4 için karşılaştırılması.

Z^{bre} ve Z_n^{enc} değerleri bölüm-2.3’de anlatılan ters problem çözümü ile hesaplanır. Bu değerlerin ters problem çözümü ile ne kadar doğrulukta hesaplandığının göstermek için aynı problem düz saçılım problemi olarak çözülmüştür. Bu durumda elde edilen $|\eta|$ fonksiyonu ile $|Z|$ fonksiyonu her bir model için şekil-4.7 gösterilmiştir. Şekil-4.7(a) ACR1 içinde polar koordinatları $(7.6cm, 113^\circ)$ olan tümörün, şekil-4.7(b) ACR2 içinde polar koordinatları $(9cm, 90^\circ)$ olan tümörün, şekil-4.7(c) ACR3 içinde polar koordinatları $(8.5cm, 70^\circ)$ olan tümörün, şekil-4.7(d) ACR4 içinde

polar koordinatları $(6.3\text{cm}, 108^\circ)$ olan tümörün normalize edilmiş empedans fark fonksiyonları gösterilmiştir.

Şekil-4.7'deki grafiklerde gösterilen $|Z|$ fonksiyonları, saçılan alanın içerdiği gürültü ve problemin doğrusal olmayan yapısından dolayı mutlak çözüm olan η fonksiyonları ile birebir örtüşecek şekilde elde edilememiştir. Fakat yöntemin çalışma prensibine uygun olacak şekilde $|Z|$ fonksiyon, η fonksiyonunun genel davranış bilgisini içermektedir.

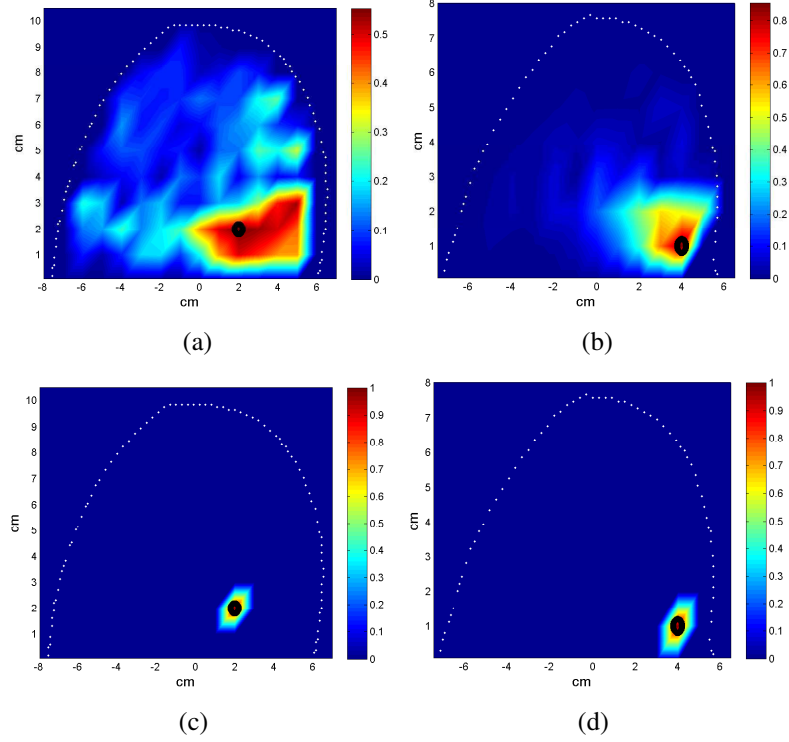
Önerilen yöntemde tümör konumunun tespiti, baz tümörlerinin konumları temel alınarak yapılmaktadır. Bu bağlamda, oluşabilecek tümörlerin baz tümörlerinden herhangi biriyle örtüşmesi durumunda oluşacak σ_m dağılımını test etmek için ilk örnek seti oluşturulmuştur. Herbir model için farklı bir baz konumu seçilerek, yine bazlar



Şekil 4.8 : ACR1 $(-3,7)\text{cm}$ 'deki tümöre ait (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR2 $(4,6)\text{cm}$ 'deki tümöre ait (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.

ile aynı boyutlu tümörler oluşturularak Z fonksiyonları hesaplanmıştır. Denklem-3.4 ile elde edilen σ_m değerleri göğüs üzerinde işlenerek, σ_m dağılımları elde edilmiştir. Şekil-4.8'deki sol taraftaki grafiklerde sırasıyla, ACR1 için $(-3,7)\text{cm}$ 'de, ACR2 için $(4,6)\text{cm}$ 'deki tümörlerin σ_m dağılımları verilmiştir. Sağ taraftaki grafiklerde ise sadece görsellik açısından daha belirgin olması için $\sigma_m/\max(\sigma_m) < 0.8$ olan değerler sıfırlanarak oluşturulan σ_{th} dağılımı verilmiştir.

Benzer durum, ACR3 için (2,2)cm'deki tümör, ACR4 için (4,1)cm'deki tümör ile test edilmiştir. Bu örnekler için sonuçlar şekil-4.9'de gösterilmiştir. Yöntem için en basit durum olabilecek bu örnek için dört model içinde σ_m değeri en büyük değerini tümörün olduğu konumda almıştır.

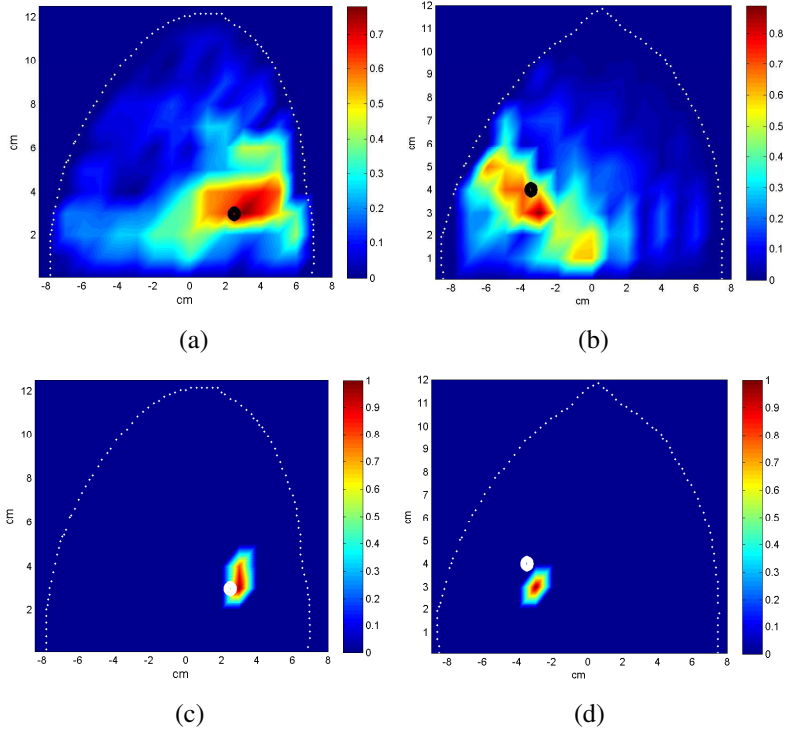


Şekil 4.9 : ACR3 (2,2)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR4 (4,1)cm'deki tümöre ait (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.

Baz tümörleri göğüs içerisine 1 cm aralıklarla yerleştirildiği için baz konumlarının herhangi biriyle örtüşmeyen bir yerde tümör oluşması durumunda yöntemin oluşturacağı sonuçları test etmek için ikinci bir örnek seti oluşturulmuştur. Bu örnek setinde 2 mm'lik tümörler iki baz tümörünün ortasında olacak şekilde konumlandırılmıştır. ACR1'de (2.5,3)cm'de ,ACR2'de (-3.5,4)cm'de bulunan tümörlere ait σ_m dağılımları şekil-4.10'de verilmiştir.

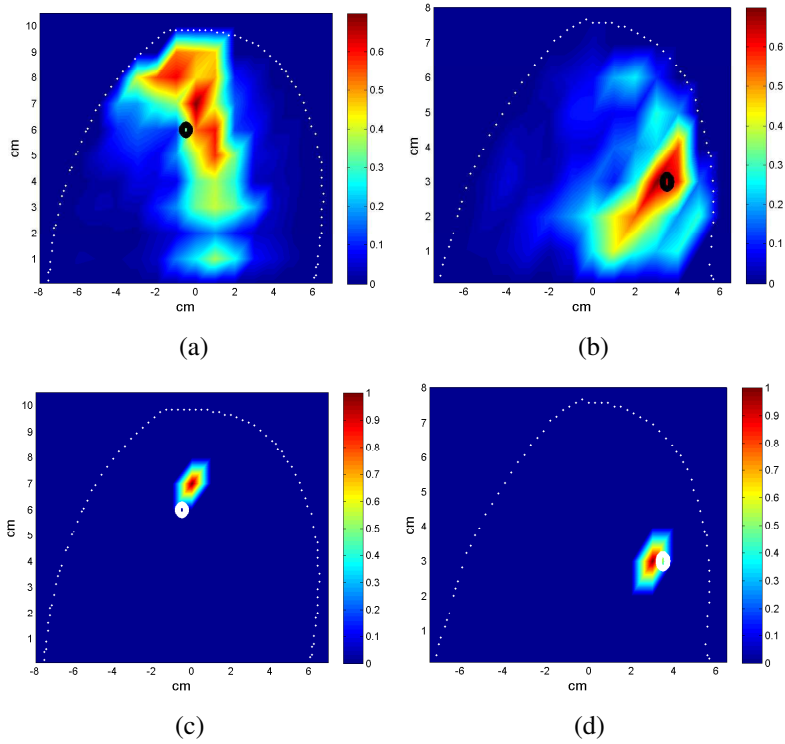
Benzer durum, ACR3 için (-0.05,6)cm'deki, ACR4 için (3.5,3)cm'deki tümörler ile test edilmiş şekil-4.11'de σ_m dağılımları verilmiştir. Bu durumda beklenen test tümörüne en yakın konumdaki baz tümörüne ait σ değerinin en büyük değeri almasıdır.

Şekil-4.10 ve 4.11'deki grafikler incelendiğinde σ_m dağılımları tümörün bulunduğu bölge civarında büyümektedir. Filtrelenmiş değerler σ_t ile tümör konumları



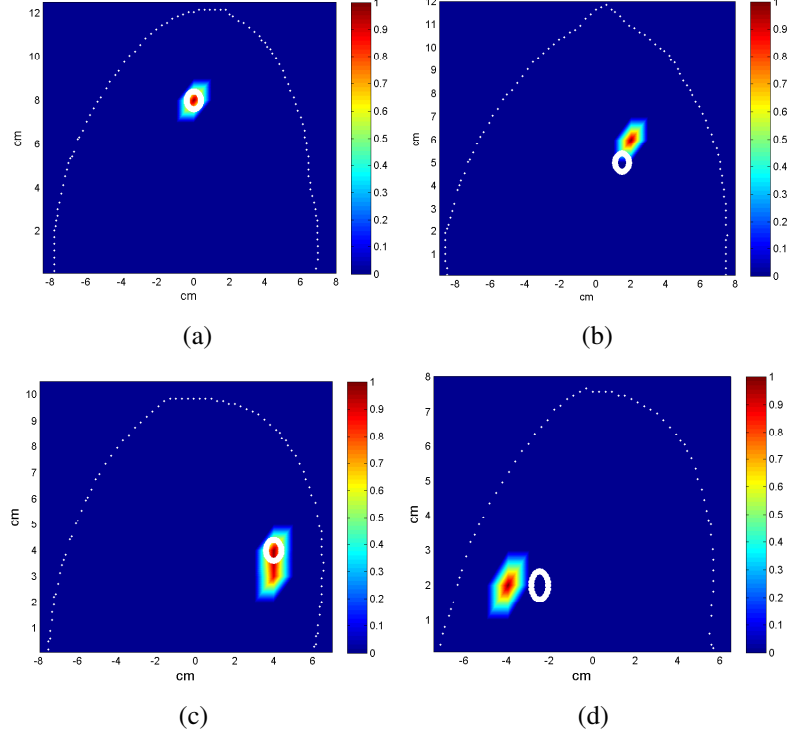
Şekil 4.10 : ACR1 (2.5,3)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR2 (-3.5,4)cm'deki tümöre ait (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.

karşılaştırıldığında yaklaşık olarak 0.5 cm hatayla gerçek konumun belirlenebildiği sonucuna varılmıştır.



Şekil 4.11 : ACR3 (-0.05,6)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR4 (3.5,3)cm'deki tümöre ait (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.

Önceki örneklerde test tümörünün boyutu baz tümörleri ile aynı olacak şekilde 2mm olarak seçilmiştir. Test tümörünün boyutunun baz tümörleri ile aynı olmadığı durumu incelemek için, her bir model içerisine 4 mm yarıçaplı tümörler yerleştirilmiştir. Şekil-4.12’de dört model için elde edilmiş σ_{th} sonuçları gösterilmiştir.

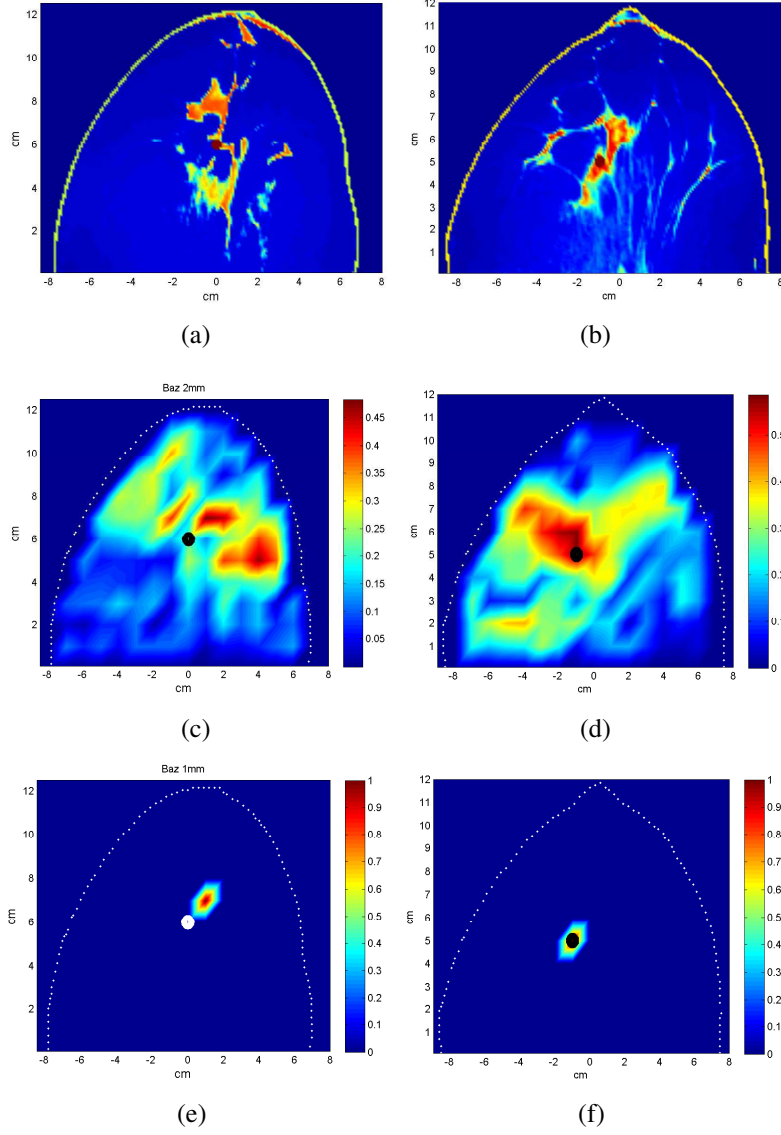


Şekil 4.12 : (a) ACR1 (0, 8)cm’deki (b) ACR2 (1.5, 5)cm’deki (c) ACR3 (4, 4)cm’deki ACR4 (-2.5, 2)cm’deki tümörlere ait σ_{th} dağılımları.

Önerilen yöntem tümör boyutu hakkında kesin bilgi üretmemekle birlikte tümörün en küçük boyutu hakkında bilgi üretmektedir. Bu anlamda belirlenen tümörün boyutunun en az 4 mm genişliğinde bir yapı olarak tanımlanabilir. Bu çerçevede, baz tümörlerinin boyutu sistemin hassasiyetini belirlemektedir.

Göğüs kanserinin, genellikle glandular yapı içerisinde oluşmaya başladığı daha önce belirtilmiştir. Dokular arasındaki kontrastın az olduğu durum olan fibroglandular doku içerisindeki tümörün tespiti, elektromanyetik açıdan zor bir problem oluşturur. Böyle bir oluşumun test edilmesi için her bir göğüs modelinde, tümörler özellikle glandular dokunun içerisinde olacak şekilde yerleştirilmiştir. Şekil-4.13’de ACR1 için (0, 6)cm’de, ACR2 için (-1, 5)cm’de bulunan tümörlerin göğüs içindeki konumları verilmiştir.

Şekil-4.13(c),(d)’de bu örneklere ait σ_m dağılımları verilmiştir. Göğüsün orta kısmında bulunan bu tümörlerin grafiklerde görüldüğü gibi geniş bir alandaki σ_m değerlerinde

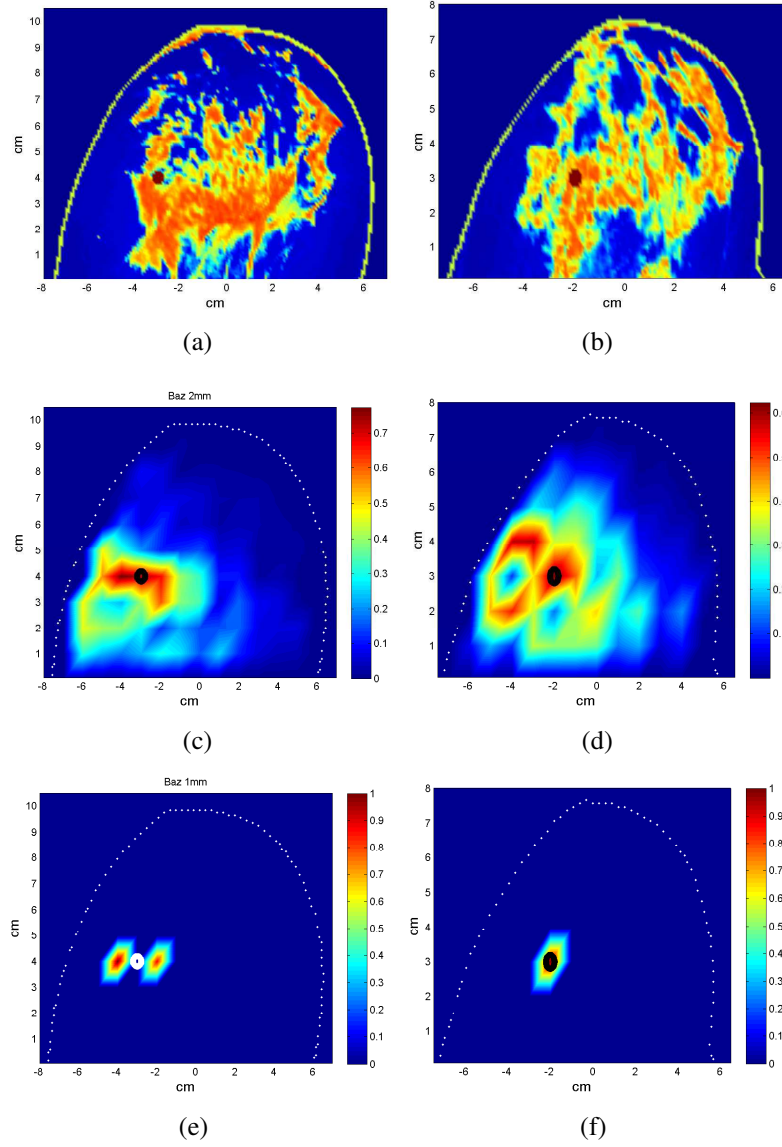


Şekil 4.13 : ACR1 (0,6)cm'deki tümöre ait (a) ϵ_r (c) σ_m (e) σ_{th} dağılımı; ACR2 (-1,5)cm'deki tümöre ait (b) ϵ_r (d) σ_m (f) σ_{th} dağılımı.

artış gözlenmektedir. Filtreme ile elde edilen ve şekil-4.13(e),(f) ile gösterilen σ_{th} dağılımı ile tümör konumu daha net gözlenmektedir. Her iki göğüsteki tümörler baz konumları ile örtüşmekle beraber, ACR2 için elde edilen sonuç tümör konumuyla örtüşmekte iken, ACR1 grubunda tümör 1 cm hatayla tespit edilmiştir. Benzer iki durumda elde edilen farklı sonuçlar problemin doğrusal olmayan yapısından dolayı meydana gelen göğüs içi etkileşimlerden kaynaklanmaktadır.

Benzer bir senaryo; göğüs içindeki konumları şekil-4.14'de gösterilen ACR3 için (-3.5,4) cm'de, ACR4 için (-2,3) cm'de bulunan tümörlerle yoğun glandular doku bulunduran göğüsler için test edilmiştir. Şekil-4.14(c),(d)'de verilen σ_m dağılımları, tümörün bulunduğu tarafta büyümektedir. σ_{th} dağılımı tümörlerle test edilerek

sonuçlar şekil-4.14(e),(f)'de gösterilmiştir. Yoğun glandular doku içerisinde bulunan tümörlerin tespiti yaklaşık olarak belirlenmiştir.

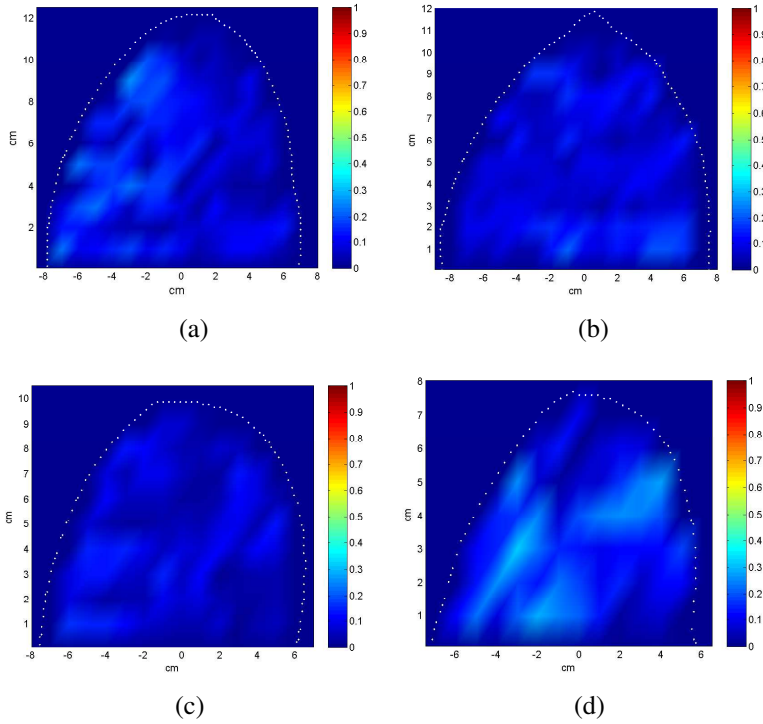


Şekil 4.14 : ACR3 $(-3.5,4)$ cm'deki tümöre ait (a) ϵ_r (c) σ_m (e) σ_{th} dağılımı; ACR4 $(-2,3)$ cm'deki tümöre ait (b) ϵ_r (d) σ_m (f) σ_{th} dağılımı.

Önerilen yöntemde 2 mm yarıçapında tümörlerin tespit edilebildiği gösterilmiştir. Yöntemin gerçek ölçüm değerleri ile sonuç üretebilmesi için ölçüm sisteminin 4 mm çaplı bir yapıdan saçılan alanı ayırt edilebilecek kadar hassasiyete sahip olması gerekir. Mikrodalga ölçüm sistemleri standart olarak vektör şebeke çözümlenici (ing:vector network analyzer-(VNA)) cihazları ile birlikte çalışır ve VNA'lar için tanımlanmış dinamik aralık ölçüm sisteminin hassasiyetini belirler. Dinamik aralık desibel cinsinden tanımlanan bir büyüklük olmak üzere, sistemin ölçebildiği en küçük değer, ölçebildiği en büyük değere oranı ile hesaplanır.

Bir öngörü oluşturmak amacıyla, yukarıdaki örneklerde yapılan benzetimler için gerekli dinamik aralık incelenmiştir. Dinamik aralık tanımına uygun olarak, hesaplanan en büyük alan değeri kontrast madde uygulaması sonrasındaki oluşan toplam alan $u^{(2)}$, en küçük alan değeri ise kontrast madde uygulaması öncesindeki toplam alan $u^{(1)}$ olmak üzere, $u^{(2)} - u^{(1)}$ şeklinde tanımlandığında; dinamik aralık $-20 \log \frac{\|u^{(2)} - u^{(1)}\|}{\|u^{(2)}\|}$ şeklinde hesaplanır. ACR1 ve ACR2 grubundan örnekler için 56 dB, ACR3 için 60 dB ve ACR4 için 67 dB olarak hesaplanmıştır. Varolan VNA'larda dinamik aralık 100 dB olarak verildiği gözönünde bulundurularak yöntemin gerçek ölçüm sistemleri ile gerçekleştirilebileceği söylenebilir.

Sistemin hassasiyetinin yanında, ölçüm gürültü oranında yöntem için kritik değerlerden biridir. Yapılan örneklerde ölçülen alanlara $\beta = 10^{-3}$ ile tanımlı gürültü eklenmiştir. Test edilen göğüste tümör olmaması durumunda, iki ölçüm arasındaki fark gürültü değerine göre değişecektir. Böyle bir durumda oluşacak σ_m değerlerinin dağılımı, her model için şekil-4.15 gösterilmiştir. Tümör olması durumunda şekillerden gözlenebileceği gibi yaklaşık 0.1 civarında değerler elde edilmiştir.

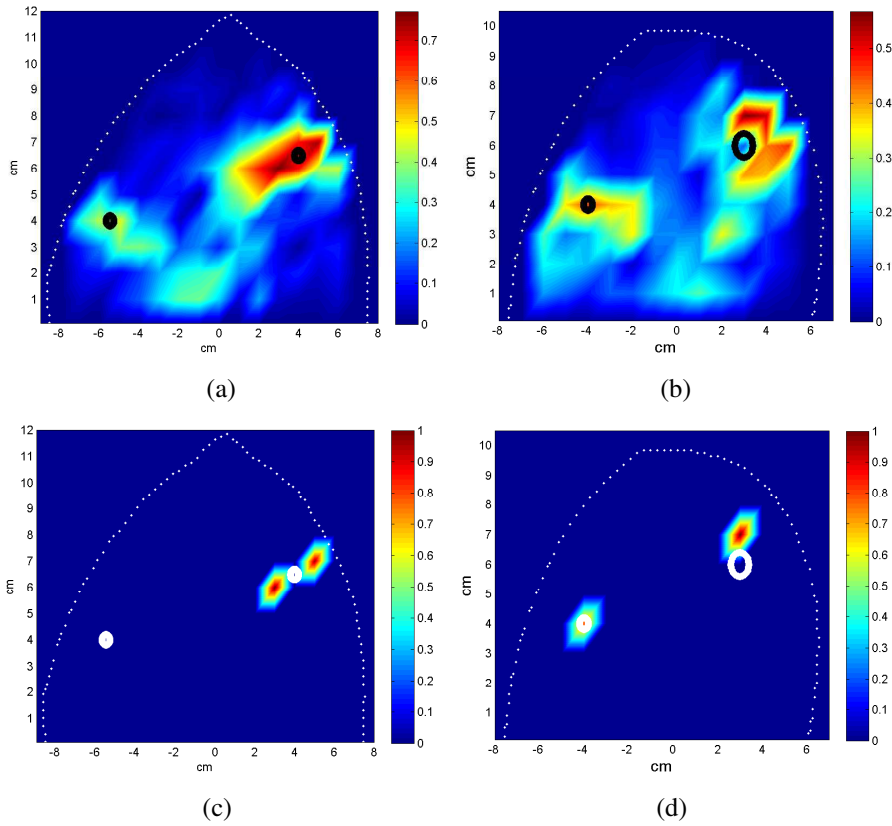


Şekil 4.15 : Tümör olmadığı durumlarda (a)ACR1 (b)ACR2 (c)ACR3 (d)ACR4 için σ_m dağılımı.

Gürültü oranının $\beta = 10^{-3}$ olduğu bu örneklerde, oranlar 90-100 dB civarındadır ve σ_m dağılımına bakılmaksızın tümörün olmadığı göstergesi olarak kabul edilebilir.

Gürültü oranının artması durumunda $\beta = 10^{-2}$ olduğunda 60-70 dB civarına yükselmektedir. Bu durumda gürültü oranı 10^{-3} 'ten büyük olduğu durumda gürültü tümör gibi davranıp yanlış sonuç üretebilir.

Göğüs kanserinde çok gözlenmemekle birlikte aynı göğüs içerisinde farklı konumlarda tümör oluştuğu gözlenmiştir. Böyle bir senaryoda yöntemin üreteceği sonucu incelemek için ACR2 ve ACR3 göğüs modellerinin içerisine iki farklı konuma tümörler yerleştirilmiştir. ACR2'de bulunan tümörler 2 mm, ACR3'de bulunan tümörler 2 mm ve 4 mm yarıçapındadır. Bu örneklerle ait sonuçlar şekil-4.16'da verilmiştir. σ_m dağılımlarında tümörlerin olduğu konumlarda bir artış gözlenmekte,



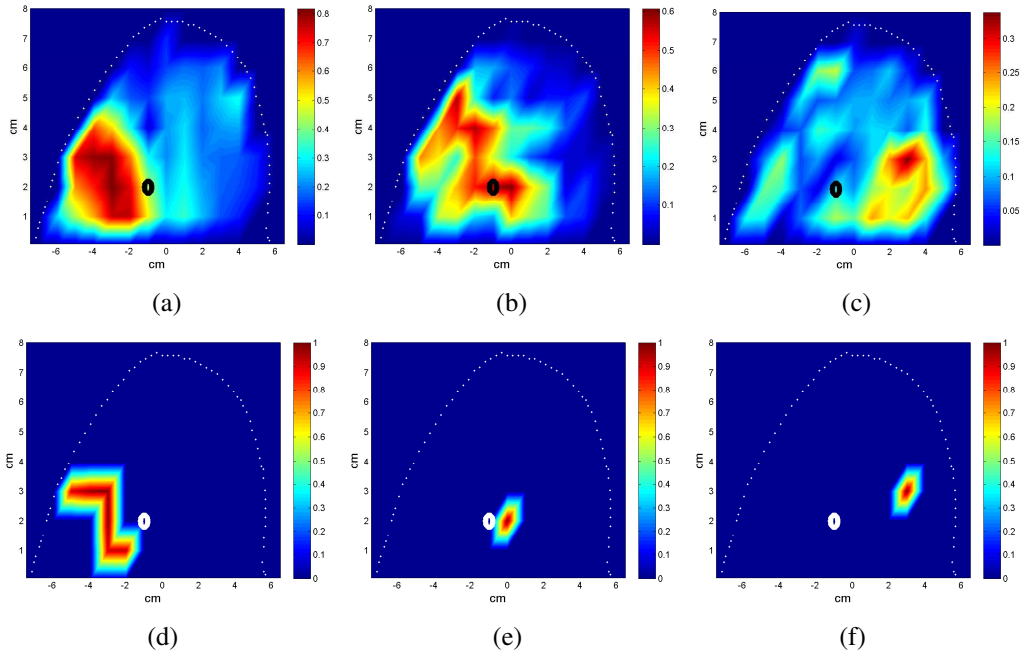
Şekil 4.16 : ACR2 2 mm tümör $(-5.5, 4)$ cm ve 2 mm tümör $(4, 6.5)$ cm için (a) σ_m (c) σ_{th} dağılımı; ACR3 4 mm tümör $(3, 6)$ cm ve 2 mm tümör $(-4, 4)$ cm için (b) σ_m (d) σ_{th} dağılımı.

fakat σ_{th} dağılımlarında ise ikinci tümöre ait bilgi kaybolmaktadır. Klinik açıdan incelenirken her iki dağılımın beraber değerlendirilmesi daha sağlıklı olacaktır.

Önerilen yöntemin farklı frekanslardaki davranışını incelemek için ACR4 grubuna ait örnek seçilmiştir. Yüksek frekanstaki mikrodalgalar ile çözünürlük artarken, göğüs içerisindeki yüksek iletkenlik sebebiyle derindeki bölgelere dalganın ulaşması olanaksızlaşır. Düşük frekanslarda dalganın daha derindeki bölgelere ulaşması

sağlanırken küçük yapılar ayırt edilemez hale gelir. ACR4 grubu en yoğun glandular doku içeren göğüs olarak dalganın nüfuz etmesinin en zor olduğu göğüs grubudur. Bu örnek üzerinde 1 GHz, 3 GHz ve 6 GHz için şekil-4.17 σ_m dağılımları verilmiştir.

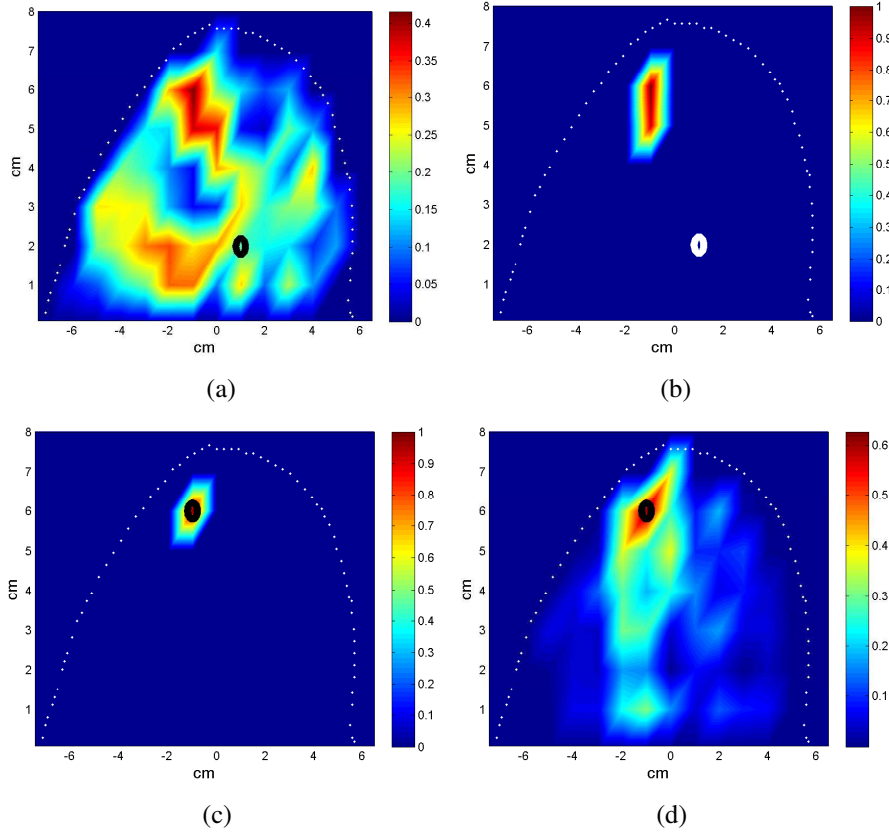
Şekil-4.17(a),(d)'de 1 GHz'deki σ_m ve σ_{th} dağılımları verilmiştir ve düşük frekanslardaki düşük çözünürlük sebebiyle geniş bir bölgede yüksek değerler gözlemlenmektedir. Frekans 6 GHz iken iletkenlik sebebiyle göğüsün orta kısmında yer alan tümörden yeterli bilgi gelmediği için şekil-4.17(c),(f)'de gözlemlendiği gibi tümör konumundan farklı noktalarda yüksek değerler gözlenmektedir. Şekil-4.17(b),(e)'de 3 GHz'de değerler hem σ_m dağılımı hem σ_{th} dağılımı ile en iyi sonuç elde edilmiştir.



Şekil 4.17 : ACR4 (-1,2)cm'deki tümöre ait (a,d) 1GHz (b,e) 3GHz (c,f) 6GHz'deki σ_m , σ_{th} dağılımı.

Önerilen yöntem ile tümör konumu yaklaşık olarak tespit edilmektedir. Bulunan tümör konumu ile tümörün gerçek konumu arasındaki farkı bulmak ve bu anlamda yöntemin başarısını test etmek için her bir model için ortalama 200 tane test tümörü oluşturulmuştur. Herbir test tümörü birbirinden farklı rastgele konumlara yerleştirilmiştir. Tümörün gerçek konumu olarak $\mathbf{z} = (x, y)$ merkez koordinatları alınmıştır. Bulunan tümör konumu ise σ_m dağılımında en büyük değere sahip olan bazın konumu $\tilde{\mathbf{z}} = (\tilde{x}, \tilde{y})$ olarak kabul edilmiştir. Bu iki konum arasındaki mesafe L^2 uzayında norm olarak $\Delta\mathbf{z} = |\mathbf{z} - \tilde{\mathbf{z}}|$ şeklinde tanımlanabilir. Yöntem baz tümörlerinin konumlarını temel alarak konum bilgisi bulunduğu için, tümörlerin dizildiği ızgara genişliği a cm olmak üzere $\Delta\mathbf{z} \leq \frac{\sqrt{2}}{2}a$ yöntemin çözüm aralığındadır. Yüzey

empedans yaklaşımı ile oluşan bilgi kaybı ve yöntemin yaklaşımının doğal sonucu olarak konum bilgisi yüzeye doğru sapmaktadır. Gözlemler sonucunda yöntem için; gerçek konum sonuç olarak verilen konumun etrafındaki 1.5cm yarıçaplı daire içinde bulunur sonucuna varılarak, bu gözlem bir ölçüt olarak kabul edilmiştir. Bu ölçüt altında test edilen örnekler ile ACR1 ve ACR2 grubunda %80, ACR3 ve ACR4 grubunda %70 oranında doğru sonuç elde edilmiştir. Grid boyutunu küçültmek başarı oranını çok artırmaktadır değiştirmektedir.



Şekil 4.18 : ACR4 (1,2)cm'deki tümöre ait (a) σ_m (b) σ_{th} dağılımı,(-1,6)cm'deki tümöre ait (c) σ_{th} (d) σ_m dağılımı.

Ölçüt dışında elde edilen örnekler, genellikle göğüsün orta kısmında yer alan tümörlerdir. Bu örneklerde σ_{th} dağılımları ile tümör konumları yanlış elde edilebile, σ_m dağılımları tümörün yaklaşık konumu açısından bilgi vericidir. Bu durumu incelemek için şekil-4.18'de sonuçları gösterilen ACR4 grubundan örnek seçilmiştir. (-1,2)cm'de bulunan tümörün σ_m dağılımı şekil-4.18(a) görüldüğü gibi geniş bir alan yayılmıştır. Eşik değeri üzerinde olan değerler sonucunda elde edilen şekil-4.18(b)'de tümör konumu (-1,6)cm civarında gözükmemektedir. Fakat gerçekte (-1,6) cm bulunan tümörün σ_{th} dağılımı şekil-4.18(c)'de verildiği gibi benzer sonuçlar üretirken, şekil-4.18(d)'deki σ_m dağılımı farklı oluşmaktadır. Şekil-4.18(a) ve 4.18(d)

görüntüleri incelendiğinde, birinci şekilde daha derindeki tümöre ait görüntü olduğu anlaşılmaktadır. Daha önce de belirtildiği gibi klinik inceleme açısından σ_m ve σ_{th} dağılımlarını beraber değerlendirilmesi daha doğru olacaktır.

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında göğüs kanserinin tespiti için yüzey empedans sınır koşulunu temel alan bir yeni bir yöntem önerilmiştir. Literatürde bulunan göğüs kanseri görüntüleme ile ilgili çalışmalarda, tümörlü bölgenin tespiti için tüm göğüs iç yapısının görüntülenmesini gerektiren yöntemler bulunmaktadır. Önerilen yöntem ise tümörlü bölgenin varlığının ve yaklaşık konumunun tespitini hedefleyerek, literatürde bulunan çalışmalara göre daha basit bir yaklaşım önermektedir.

Önerilen yöntemde göğüs, yüzeyi üzerinde tanımlanan Z empedans fonksiyonu ile modellenmektedir. Yüzey empedans sınır koşulu aracılığı ile elde edilen Z fonksiyonu tüm iç yapının yüzey üzerinde tanımlı bir fonksiyona izdüşümü olarak değerlendirilir. Tümör oluşumu durumunda Z fonksiyonu bu bilgiyi içerecek şekilde değişecektir. Önerilen yöntem, bu değişimi tespit etmek için mikrodalga kontrast artırıcı madde kullanımına ihtiyaç duyar. Kullanılan madde sayesinde sadece kanserli hücrelerin dielektrik değişkenlerinin değiştiği, sağlıklı hücrelerin etkilenmediği kabul edilir. Bu yaklaşım altında, uygulamadan önce ve sonra iki alan seti ölçülür ve yüzey empedans fonksiyonları hesaplanır. Tümörün varlığına iki durumdaki empedans değerlerinin karşılaştırılmasıyla karar verildikten sonra, basit bir yöntem ile tümör konumunun yaklaşık tespiti yapılır.

Yapılan sayısal benzetimler sonucunda göğüs kanseri erken teşhisi için kabul edilen sınırlar içerisinde bulunan 2 mm'lik tümörlerin tespit edilebildiği gösterilmiştir. Benzetimlerde ACR tarafından yapılan sınıflandırmaya ait her bir gruptan örnek seçilerek yöntemin bütün göğüs tipleri için başarılı sonuçlar ürettiği gösterilmiştir.

Yöntem tümör konumu tespiti için, hasta göğsü ile aynı şekle sahip homojen göğüs içerisine yerleştirilmiş baz tümörlerinin empedans modelinin benzerliğinden yararlanır. Bu bağlamda, baz tümörlerinin konumu ve boyutu yöntemin hassasiyetini belirlemektedir. Baz tümörlerinin boyutu, tespit edilen tümörün boyutu için en küçük boyutu belirler. Baz tümörlerinin dizilimi ise tümör konumu tespitinde yapılacak hatayı etkiler.

Önerilen yöntem, çalışma frekansı 3 GHz seçilerek baz tümörlerinin 1cm aralıklarla yerleştirildiği örneklerle test edilmiştir. Tümör konumunun yaklaşık 1.5 cm hata ile tespit edildiği gözlenmiştir. Yani gerçek tümör, bulunan konum çevresindeki 1.5 cm yarıçaplı daire içerisinde bulunduğu sonucuna varılır. Bunun yanında, yüzey empedans yaklaşımı dolayısıyla oluşan bilgi kaybı nedeniyle göğüsün orta kısmında bulunan tümörlerin konum bilgisi hatası 1.5 cm'den daha büyüktür. Daha doğru bir değerlendirme için tüm baz tümörleri için elde edilen iç çarpım sonuçlarının, filtrelenmiş iç çarpım sonuçlarıyla beraber değerlendirilmesi gerekir.

Tümör konumu belirlemede 1.5cm olarak kabul edilen hata değeri çalışma frekansı olarak seçilen 3 GHz ile ilişkilidir. Ortalama yağ ve glandular doku içerisindeki sırasıyla 4.6 cm ve 1.44 cm genişliğinde olan dalgaboyu baz alınarak göğüs içerisinde ortalama dalgaboyu 3 cm olarak kabul edilebilir. Mikrodalga görüntülemeye çözünürlük dalgaboyunun yarısı olarak belirlendiğinden kabul edilen hata değeri ortalama dalgaboyunun yarısı olan 1.5 cm'ye karşılık gelmektedir. Hata değerini azaltmak için yüksek frekanslarda çalışmak gerekir. Fakat göğüs içerisindeki yüksek iletkenlik nedeniyle frekans artırıldığında nüfuz derinliği hızla azalacaktır; örneğin 3 GHz için ortalama nüfuz derinliği 3.3 cm iken 4 GHz için 2.43 cm'dir. Bu bağlamda, saçılan alanın yeterince bilgi içereceği aynı zamanda çözünürlüğün yüksek olduğu frekans aralığı seçilmelidir.

Yöntem ile tümör tespitinin doğru yapılabilmesi için ölçüm sisteminin gürültü değerinin 10^{-2} mertebesinde düşük olması gerekir. Aksi durumda gürültü değeri tümör gibi davranarak yanlış sonuç üretebilir.

Önerilen yöntemin klinik uygulamalar ile test edilmesi hedeflenmektedir. Böyle bir uygulamada, yöntemin doğru kullanılabilmesi için ölçüm sisteminin belirli bir hassasiyette çalışması, özellikle kontrast madde uygulama öncesi ve sonrasında yapılan ölçümlerde göğüsün konumunun aynı kalması gerekmektedir.

Sonraki çalışmalarda yöntemin üç boyutlu uygulamasının yapılması ve hesaplama yükünün azaltılması için farklı yöntemlerin denenmesi planlanmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] **CC, T. ve BJ, M.** (2001). ADvances in biomedical imaging, *JAMA*, 285(5), 562–567.
- [2] **Türkiye Kanser İstatistikleri.**(2014).Erişim:10 Eylül 2014, <http://kanser.gov.tr/daire-faaliyetleri/kanser-istatistikleri.html>.
- [3] **Moore, S.** (2001). Better breast cancer detection, *Spectrum, IEEE*, 38(5), 50–54.
- [4] **Hassan, A.M. ve El-Shenawee, M.** (2011). Review of Electromagnetic Techniques for Breast Cancer Detection, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 4, 103–118.
- [5] **Damadian, R.** (1971). Tumor detection by nuclear magnetic resonance, *Science*, 171(3976), 1151–1153.
- [6] **Hata, T., Takahashi, H., Watanabe, K., Takahashi, M., Taguchi, K., Itoh, T. ve Todo, S.** (2004). Magnetic resonance imaging for preoperative evaluation of breast cancer: a comparative study with mammography and ultrasonography, *Journal of the American College of Surgeons*, 198(2), 190 – 197.
- [7] **Gabriel, C., Gabriel, S. ve Corthout, E.** (1996). The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, *Physics in medicine and biology*, 41(11), 2231.
- [8] **Larsen, L.E. ve Jacobi, J.H.** (1979). Microwave scattering parameter imagery of an isolated canine kidney, *Medical physics*, 6(5), 394–403.
- [9] **Meaney, P.M., Paulsen, K.D., Hartov, A. ve Crane, R.** (1996). Microwave imaging for tissue assessment: Initial evaluation in multitarget tissue-equivalent phantoms, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 43(9), 878–890.
- [10] **Semenov, S.Y., Svenson, R.H., Boulyshev, A.E., Souvorov, A.E., Borisov, V.Y., Sizov, Y., Starostin, A.N., Dezern, K.R., Tatsis, G.P. ve Baranov, V.Y.** (1996). Microwave tomography: two-dimensional system for biological imaging, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 43(9), 869–877.
- [11] **Bolomey, J.C. ve Pichot, C.** (1990). Microwave tomography: from theory to practical imaging systems, *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 2(2), 144–156.

- [12] **Semenov, S.Y., Svenson, R.H., Bulyshev, A.E., Souvorov, A.E., Nazarov, A.G., Sizov, Y.E., Posukh, V.G., Pavlovsky, A., Repin, P.N., Starostin, A.N. ve diğeri** (2002). Three-dimensional microwave tomography: Initial experimental imaging of animals, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 49(1), 55–63.
- [13] **Lazebnik, M., McCartney, L., Popovic, D., Watkins, C.B., Lindstrom, M.J., Harter, J., Sewall, S., Magliocco, A., Booske, J.H., Okoniewski, M. ve diğeri** (2007). A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries, *Physics in Medicine and Biology*, 52(10), 2637.
- [14] **Lazebnik, M., Popovic, D., McCartney, L., Watkins, C.B., Lindstrom, M.J., Harter, J., Sewall, S., Ogilvie, T., Magliocco, A., Breslin, T.M. ve diğeri** (2007). A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries, *Physics in Medicine and Biology*, 52(20), 6093.
- [15] **Fear, E., Hagness, S., Meaney, P., Okoniewski, M. ve Stuchly, M.** (2002). Enhancing breast tumor detection with near-field imaging, *Microwave Magazine, IEEE*, 3(1), 48–56.
- [16] **Xie, Y., Guo, B., Xu, L., Li, J. ve Stoica, P.** (2006). Multistatic adaptive microwave imaging for early breast cancer detection, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING BME*, 53(8), 1647.
- [17] **Hagness, S., Taflov, A. ve Bridges, J.** (1999). Three-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: design of an antenna-array element, *IEEE Trans. on Antennas and Propagation*, 47(5), 783–791.
- [18] **Fear, E.C., Bourqui, J., Curtis, C., Mew, D., Docktor, B. ve Romano, C.** (2013). Microwave Breast Imaging With a Monostatic Radar-Based System: A Study of Application to Patients, *IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques*, 61(5), 2119–2128.
- [19] **Klemm, M., Leendertz, J., Gibbins, D., Craddock, I.J., Preece, A. ve Benjamin, R.** (2010). Towards contrast enhanced breast imaging using ultra-wideband microwave radar system, *Radio and Wireless Symposium (RWS), 2010 IEEE*, s.516–519.
- [20] **Li, X., Bond, E.J., Van Veen, B. ve Hagness, S.** (2005). An overview of ultra-wideband microwave imaging via space-time beamforming for early-stage breast-cancer detection, *Antennas and Propagation Magazine, IEEE*, 47(1), 19–34.
- [21] **Kosmas, P. ve Rappaport, C.** (2005). Time reversal with the FDTD method for microwave breast cancer detection, *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, 53(7), 2317–2323.

- [22] **Meaney, P., Fanning, M., Li, D., Poplack, S. ve Paulsen, K.** (2000). A clinical prototype for active microwave imaging of the breast, *IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques*, 48(11), 1841 – 1853.
- [23] **Bulyshev, A., Semenov, S., Souvorov, A., Svenson, R., Nazarov, A., Sizov, Y. ve Tatsis, G.** (2001). Computational modeling of three-dimensional microwave tomography of breast cancer, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 48(9), 1053–1056.
- [24] **Shea, J.D., Kosmas, P., Hagness, S.C. ve Van Veen, B.D.** (2010). Three-dimensional microwave imaging of realistic numerical breast phantoms via a multiple-frequency inverse scattering technique, *Medical Physics*, 37(8), 4210.
- [25] **Grzegorzczak, T.M., Meaney, P.M., Kaufman, P.A., di Florio-Alexander, R.M. ve Paulsen, K.D.** (2012). Fast 3-D Tomographic Microwave Imaging for Breast Cancer Detection, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 31(8), 1584–1592.
- [26] **Chen, Y. ve Kosmas, P.** (2012). Detection and Localization of Tissue Malignancy Using Contrast-Enhanced Microwave Imaging: Exploring Information Theoretic Criteria, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 59(3), 766–776.
- [27] **Mashal, A., Sitharaman, B., Li, X., Avti, P., Sahakian, A., Booske, J. ve Hagness, S.** (2010). Toward Carbon-Nanotube-Based Theranostic Agents for Microwave Detection and Treatment of Breast Cancer: Enhanced Dielectric and Heating Response of Tissue-Mimicking Materials, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 57(8), 1831–1834.
- [28] **Altuncu, Y., Akduman, I. ve Yapar, A.** (2007). Detecting and Locating Dielectric Objects Buried Under a Rough Interface, *Geoscience and Remote Sensing Letters, IEEE*, 4(2), 251 –255.
- [29] **Senior, T.B. ve Volakis, J.L.** (1995). *Approximate boundary conditions in electromagnetics*, 41, Iet.
- [30] **Yuferev, S. ve Ida, N.** (2010). *Surface impedance boundary conditions : a comprehensive approach*, CRC Press/Taylor & Francis, Boca Raton.
- [31] **Senior, T.B., Volakis, J.L. ve Legault, S.R.** (1997). Higher order impedance and absorbing boundary conditions, *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, 45(1), 107–114.
- [32] **Sommerfeld, A.** (1949). *Partial differential equations in physics*, cilt 1, Academic press.
- [33] **Senior, T.** (1960). Impedance boundary conditions for imperfectly conducting surfaces, *Applied Scientific Research, Section B*, 8(1), 418–436.
- [34] **Balanis, C.A.** (1989). *Advanced engineering electromagnetics*, cilt 20, Wiley New York.

- [35] **Yapar, A. ve Akduman, I.** (2001). Reconstruction of the surface impedance of an inhomogeneous planar boundary beyond layered media, *Radio Science*, 36(4), 539–549.
- [36] **Çayören, M., Akduman, I., Yapar, A. ve Crocco, L.** (2009). Surface impedance modeling of PEC targets: application to shape reconstruction, *Inverse Problems*, 25(11), 115003.
- [37] **Kress, R., Yaman, F., Yapar, A. ve Akduman, I.** (2009). Inverse scattering for an impedance cylinder buried in a dielectric cylinder, *Inverse Problems in Science and Engineering*, 17(4), 473–488.
- [38] **Chew, W.C.** (1995). *Waves and fields in inhomogeneous media*, cilt522, IEEE press New York.
- [39] **Altuncu, Y., Yapar, A. ve Akduman, I.** (2007). Buried object approach for solving scattering problems related to rough surfaces, *Canadian Journal of Physics*, 85(1), 39–55.
- [40] **Altuncu, Y., Yapar, A. ve Akduman, I.** (2007). Numerical computation of the Green's function of a layered media with rough interfaces, *Microwave and Optical Technology Letters*, 49(5), 1204–1209.
- [41] **Harrington, R.F. ve Harrington, J.L.** (1996). *Field computation by moment methods*, Oxford University Press.
- [42] **Akduman, I. ve Kress, R.** (2003). Direct and inverse scattering problems for inhomogeneous impedance cylinders of arbitrary shape, *Radio Science*, 38(3), 1055–.
- [43] **Tikhonov, A.N. ve Arsenin, V.Y.** (1977). Solutions of ill-posed problems.
- [44] **Delves, L.M. ve Mohamed, J.L.** (1985). *Computational Methods for Integral Equations*, Cambridge University Press, cambridge Books Online.
- [45] **Colton, D. ve Kress, R.** (1998). *Inverse acoustic and electromagnetic scattering theory*, Springer, New York.
- [46] **Stomper, P.C., D'souza, D., DiNitto, P. ve Arredondo, M.** (1996). Analysis of parenchymal density on mammograms in 1353 women 25-79 years old., *AJR. American journal of roentgenology*, 167(5), 1261–1265.
- [47] **Kreyszig, E.** (1989). *Introductory functional analysis with applications*, cilt 81, wiley New York.
- [48] **Peterson, A.F., Ray, S.L. ve Mittra, R.** (1997). *Computational Methods for Electromagnetics*, Wiley-IEEE Press.
- [49] **Chew, W.C., Jin, J.M., Lu, C.C., Michielssen, E. ve Song, J.** (1997). Fast solution methods in electromagnetics, *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, 45(3), 533–543.

- [50] **UWCEM Numerical Breast Phantom Repository.**(2014). University of Wisconsin Computational Electromagnetics Laboratory. Erişim adresi <http://uwcem.ece.wisc.edu>
- [51] **Zastrow, E., Davis, S.K., Lazebnik, M., Kelcz, F., Van Veen, B.D. ve Hagness, S.C.** (2008). Development of Anatomically Realistic Numerical Breast Phantoms With Accurate Dielectric Properties for Modeling Microwave Interactions With the Human Breast, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 55(12), 2792–2800.
- [52] **Shea, J.D., Van Veen, B.D. ve Hagness, S.C.** (2012). A TSVD analysis of microwave inverse scattering for breast imaging., *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 59(4), 936–945.
- [53] **Gilmore, C., Mojabi, P., Zakaria, A., Pistorius, S. ve LoVetri, J.** (2010). On super-resolution with an experimental microwave tomography system, *Antennas and Wireless Propagation Letters, IEEE*, 9, 393–396.
- [54] **EA, M.** (2013). *ACR BI-RADS Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System*, American College of Radiology, Reston, VA.
- [55] **Gabriel, S., Lau, R. ve Gabriel, C.** (1996). The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Physics in medicine and biology*, 41(11), 2271.

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Onan Güren

Doğum Yeri ve Tarihi: Muş 15/02/1978

E-Posta: onan.guren@gmail.com

Lisans: İTÜ Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği

Y. Lisans: İTÜ Hesaplamalı Bilim ve Mühendislik

Mesleki Deneyim ve Ödüller:

Yayın ve Patent Listesi:

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR/SUNUMLAR

- **Güren O.**, Çayören M., Ergene L. T., Akduman I., (2014), "Surface impedance based microwave imaging method for breast cancer screening: contrast-enhanced scenario". *Physics in medicine and biology*, 59(19), 5725.
- **Güren O.**, Tetik E., Ergene Tükenmez L., Akduman İ., "A 3D Microwave Surface Impedance Approach for the Detection of Breast Cancer". *International Symposium on Microwave and Optical Technology*, June 20-23, 2011 Prague, Czech Republic.
- **O. Guren**, L.T. Ergene, A. Yapar and I. Akduman, "Detecting and Locating Tumors in Breast Through the Reconstruction of Breast Surface Impedance in Microwave Region". *SPIE Physics of Medical Imaging Conference*, Proceedings of SPIE Volume 7622, pp: 189, 13-18 February 2010, San Diego, USA