



**TIBBİ GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI İÇİN JEL
FANTOM TASARIMI**

Tarık KARABEY

Danışman: Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL

Doktora Tezi

Nanobilim ve Nanomühendislik Ana Bilim Dalı

2020

(Her hakkı saklıdır.)

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
NANOBİLİM VE NANOMÜHENDİSLİK ANA BİLİM DALI

TIBBİ GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI İÇİN JEL FANTOM TASARIMI
(Gel Phantom Design For Medical Imaging Devices)

DOKTORA TEZİ

Tarık KARABEY

Danışman: Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL

Erzurum
Kasım, 2020

KABUL VE ONAY TUTANAĞI

Tarık KARABEY tarafından hazırlanan “Tıbbi Görüntüleme Cihazları için Jel Fantom Tasarımı” başlıklı çalışması .. / .. / 20.. tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonucunda başarılı bulunarak jürimiz tarafından Nanobilim ve Nanomühendislik Ana Bilim Dalı, Nanomalzeme Bilim Dalında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Unvan Ad SOYAD <i>Üniversite Adı</i>	
Danışman:	Unvan Ad SOYAD <i>Üniversite Adı</i>	
Jüri Üyesi:	Unvan Ad SOYAD <i>Üniversite Adı</i>	
Jüri Üyesi:	Unvan Ad SOYAD <i>Üniversite Adı</i>	
Jüri Üyesi:	Unvan Ad SOYAD <i>Üniversite Adı</i>	

Enstitü Yönetim Kurulunun
.../.../.... tarih ve sayılı
kararı.

Bu tezin Atatürk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddelerinde belirtilen şartları yerine getirdiğini onaylarım.

Prof. Dr. Mehmet KARAKAN

Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildiriş, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabid

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Doktora Tezi olarak Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL danışmanlığında sunulan “Tıbbi Görüntüleme Cihazları için Jel Fantom Tasarımı” başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan Turnitin Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

Tez Bölümleri	Tezin Benzerlik Oranı (%)	Maksimum Oran (%)
Giriş	Tezdeki benzerlik oranının yazınız	30
Kuramsal Temeller	Tezdeki benzerlik oranının yazınız	30
Materyal ve Yöntem	Tezdeki benzerlik oranının yazınız	35
Bulgular	Tezdeki benzerlik oranının yazınız	20
Tartışma	Tezdeki benzerlik oranının yazınız	20
Tezin Geneli	Tezdeki benzerlik oranının yazınız	25

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

Tez Yazarı (Öğrenci)	Tez Danışmanı
Tarık KARABEY	Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL
Tarih girmek için burayı tıklayınız	Tarih girmek için burayı tıklayınız
İmza:	İmza:

* Tez ile ilgili YÖKTEZ’de yayınlamasına ilişkin bir engelleme var ise aşağıdaki alanı doldurunuz.

☐ Tezle ilgili patent başvurusu yapılması / patent alma sürecinin devam etmesi sebebiyle Enstitü Yönetim Kurulunun/....../.... tarih ve sayılı kararı ile teze erişim 2 (iki) yıl süreyle engellenmiştir.

☐ Enstitü Yönetim Kurulunun/....../.... tarih ve sayılı kararı ile teze erişim 6 (altı) ay süreyle engellenmiştir

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın yürütülmesinde teşvik, tavsiye, hoşgörüsünü, bilgisini esirgemeyen ve yardımlarını eksik etmeyen saygıdeğer hocam ve danışmanım Sayın Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin planlanıp tasarlanması ve üretilen fantomların deneysel kurulumunda bana yol gösteren Erzurum Teknik Üniversitesi'nden Doktor Öğretim Üyesi Hayrettin EROĞLU hocama ve tezimin her aşamasına özellikle ilerleme raporlarının değerlendirilmesine sabırla yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU ve Doç. Dr. Erdal SÖNMEZ hocalarıma teşekkür ediyorum. Tez savunma sınavıma katılarak değerli görüş ve önerileriyle tezime katkıda bulunan Prof. Dr. Uğur Cem HASAR ve Prof. Dr. Ali Ercan EKİNCİ'ye teşekkürlerimi sunuyorum.

Tez çalışmalarım ve yaşamımın her döneminde bana duydukları güven için babam, annem, kardeşlerime ve halama teşekkür ediyorum.

Ayrıca tez çalışmalarım süresince birçok fedakârlıklar gösterip yanımda olan ve beni destekleyen sevgili eşim Öğr. Gör. Dr. Sinem KARABEY'e ve biricik oğlum M. Kağan KARABEY'e teşekkürlerimi sunarım.

Tarık KARABEY

ÖZET

DOKTORA TEZİ

TIBBİ GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI İÇİN JEL FANTOM TASARIMI

Tarık KARABEY

Danışman: Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL

Amaç: Gelişen teknoloji ile üretilen medikal cihazların hem görüntü kalitesini arttırmak hem de kalibrasyon ayarları için önemli bir yeri olan fantomların büyük eksikleri bulunmaktadır. Bu eksikliklerden en önemlileri fantomu oluşturan yapıların konsantrasyonunun zamanla değişmesi ve dış etkenlere bağlı olarak yapının bozulmasıdır. Bu olumsuz etkilere karşı daha uzun süre dayanıklı olan ve canlı doku özelliğine yakın elektriksel özellikler gösteren jel fantomlar tasarlamak ve geliştirmek önemlidir. Mikrodalga Tomografi prensibi, kötü huylu ve normal dokuların dielektrik özellikleri arasındaki farka dayanır. Bu çalışmanın amacı, radyo frekansı iletimini kullanan biyomedikal uygulamaların geliştirilmesine yardımcı olmak için yeni bir insan meme dokusu eşdeğeri fantom geliştirmektir. Gelecekte yeni teknolojiler fantom kullanılarak değerlendirilecektir.

Yöntem: Yapılan çalışmada 5 g Polivinil Alkol (PVA), içerisinde 45 ml saf su bulunan bir beherde karıştırma işlemi ile beraber 80 °C sıcaklıkta 5 dakika ısıtıldı ve % 10'luk tampon PVA çözeltileri hazırlandı. Bu tampon çözeltilere farklı miktarlarda Triton X-100 maddeleri eklenerek 15 dakika karıştırıldı. 24 saat beklendikten sonra oda sıcaklığında jel fantomların dielektrik sabitlerine bakıldı. Dielektrik sabitinin ölçümü için Agilent 85070E Network Analiz Cihazı ve Performans Prob Kiti kullanıldı.

Bulgular: 0 ile 20 GHz frekans aralığında alınan ölçümlere göre insan meme dokusunun dielektrik özelliklerini gösteren jel fantomlar elde edildi. Bu jel fantomlardan 10 ml % 10'luk PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomuna 0,1 g Silisyum Karbür (SiC) nanotozu karıştırılarak dielektrik sabitindeki değişim incelendi ve meme dokusunu taklit eden başka bir jel fantom elde edildi. Daha sonra elde edilen bu jel fantomun WETSEM (Islak Taramalı Elektron Mikroskobu) ile görüntüleri incelendi.

Sonuç: Sonuç olarak insan meme dokusunu en iyi taklit eden fantomlar 10 ml % 10'luk tampon PVA çözeltilerine 2, 3, 5, 6, 7 ve 8 ml Triton X-100 maddesinin karıştırılmasıyla elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: fantom, mikrodalga tomografi, dielektrik özellik, dielektrik sabiti, network analiz cihazı, wetsem.

Kasım 2020, 194 sayfa

ABSTRACT

DOCTORAL DISSERTATION

GEL PHANTOM DESIGN FOR MEDICAL IMAGING DEVICES

Tarık KARABEY

Supervisor: Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL

Purpose: Medical devices produced with developing technology have great shortcomings of phantoms that have an important place both for increasing image quality and calibration settings. The most important of these deficiencies are the changes in the concentration of the structures that form the phantom over time and the structure deteriorates due to external factors. It is important to design and develop gel phantoms that are more resistant to these negative effects and show electrical properties close to the living tissue feature. The Microwave Tomography principle is based on the difference between the dielectric properties of malignant and normal tissues. The aim of this study is to develop a new human breast tissue equivalent phantom to help develop biomedical applications using radio frequency transmission. In the future, new technologies will be evaluated using phantom.

Method: In the study, 5 g of Polyvinyl Alcohol (PVA) was heated in a beaker containing 45 ml of pure water for 5 minutes at 80 °C with mixing and a 10 % buffer PVA solutions were prepared. Different amounts of Triton X-100 substances were added to these buffer solutions and mixed for 15 minutes. After waiting for 24 hours, dielectric constants of gel phantoms were checked at room temperature. Agilent 85070E Network Analyzer and Performance Probe Kit were used to measure the dielectric constant.

Findings: Gel phantoms showing the dielectric properties of human breast tissue were obtained according to the measurements taken in the frequency range of 0 to 20 GHz. The change in dielectric constant was investigated by mixing 0,1 g Silicon Carbide (SiC) nanopowder into 10 ml 10 % PVA + 5 ml Triton X-100 gel phantom from these gel phantoms and another mimicking breast tissue gel phantom was obtained. Then, the images of this gel phantom obtained with WETSEM (Wet Scanning Electron Microscope) were examined.

Results: As a result, phantoms that best imitate human breast tissue were obtained by mixing 2, 3, 5, 6, 7 and 8 ml Triton X-100 substance in 10 ml 10 % buffer PVA solutions.

Keywords: phantom, microwave tomography, dielectric property, dielectric constant, network analyzer, wetsem.

November 2020, 194 pages

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY TUTANAĞI.....	i
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	xviii
GİRİŞ.....	1
Dünyada Meme Kanseri.....	4
Meme Fizyolojisi	11
Meme Kanseri için Radyoterapi	15
Dış ışın radyasyonu	15
Meme kanseri için dış ışın radyasyon çeşitleri ve programları.....	16
Görüntüleme Tekniklerinde ve Radyoterapide Fantomun Önemi	19
KURAMSAL TEMELLER.....	36
Radyo Frekans Alanları.....	36
Dielektrik Relaksasyon Teorisi	38
Biyolojik Dokuların Dielektrik Özellikleri	41
Biyolojik Örneklerin Deri Derinliği.....	47
Radyo Frekanslı Aralığında İletkenlik ve Geçirgenlik Ölçümü	47
Su Fantomu	48
Mikrodalga Tomografi	51
Mikrodalga Meme Tümör Tespit Sistemine Genel Bakış	63
Ölçüm Cihazı ve Tomogram Verilerinin Yeniden Yapılandırılması.....	65
Mikrodalga veri toplama cihazı	65
Yeniden yapılandırma algoritması	66
Mikrodalga tomogram verilerinin görüntülenmesi	70
Mikrodalga tomogram görüntüsünün analizi	71
Görselleştirilmiş görüntünün DICOM'a dönüştürülmesi	73
Fantomun ve tomografik sonucun ölçülmesi	75

Mikrodalga Tomografinin Avantajları	78
Mikrodalga Tomografinin Dezavantajları.....	80
Mikrodalga Tomografisinde Anten Çeşitleri	82
Meme Kanseri Tespiti için Mikrodalga Görüntülemenin Önemi	84
Literatürde Fantom Çalışmaları	84
Literatürde Mikrodalga Görüntüleme Üzerine Çalışmalar	90
MATERYAL ve METOT	93
Sol Yöntemi	93
Sol - Jel Yöntemi.....	93
Sol	95
PZC, Sıfır şarj noktası	96
Kolloid	97
Jel	97
Bağımlı Örneklem T Testi	97
Korelasyon ve Regresyon Katsayıları	98
Ölçü Aletleri ve Teknikleri	100
Dielektrik Prob Kiti.....	101
Meme Dokusuna Eşdeğer Fantomun Elementel İçeriğine Karar Verilmesi.....	102
Fantomların Üretilmesi	106
ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA.....	108
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	154
KAYNAKLAR.....	155
ÖZGEÇMİŞ.....	171

TABLÖLER DİZİNİ

Tablo 1. Yoğunluk modülasyonlu radyasyon terapi planı için kurşun önlük koruması olan ve olmayan termoluminesans dozimetre fetal doz ölçümleri	29
Tablo 2. 900 MHz'de beyin dokusunu simüle eden Gliserin fantomunun bileşimi.....	33
Tablo 3. 900 MHz'de beyin dokusunu simüle eden sıvı bir fantom	34
Tablo 4. Görüntüleme yöntemleri ve ilgili fiziksel özellikler.....	44
Tablo 5. Dielektrik dağılımlar	45
Tablo 6. Meme tümör tespiti için görüntü analiz fonksiyonları	69
Tablo 7. Meme fantomu ve tümörün elektriksel özellik (geçirgenlik) değerleri.....	76
Tablo 8. Mikrodalga tomografisi için farklı uygulama araştırmaları	81
Tablo 9. Mikrodalga tomografisinde kullanılacak uygulanabilirlik temelinde birkaç antenin artıları ve eksileri ile karşılaştırılması	83
Tablo 10. 2,5 GHz'de farklı insan dokularının ortalama özellikleri	85
Tablo 11. Canlı organizma dışında kadına ait memenin 3,2 GHz'de ölçülen dielektrik özellikleri	85
Tablo 12. Katı fantomların içeriği	87
Tablo 13. 300 MHz - 2,45 GHz aralığında yüksek su içeren dokular için katı fantomların içerikleri.....	88
Tablo 14. 915 MHz ve 2,45 GHz frekanslarda canlı organizmada bağıl dielektrik sabiti ve iletkenlik ortalama ve standart sapma değerleri	88
Tablo 15. 915 MHz ve 2,45 GHz frekanslarda canlı organizma dışında bağıl dielektrik sabiti ve iletkenlik ortalama ve standart sapma değerleri	89
Tablo 16. PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan jel fantomların kütlece bileşenleri.....	107
Tablo 17. 1. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri	110
Tablo 18. 1. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları.....	111
Tablo 19. 1. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi.....	111
Tablo 20. 1. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri.....	113
Tablo 21. 1. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları.....	114

Tablo 22. 1. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi	114
Tablo 23. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri	118
Tablo 24. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları	119
Tablo 25. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi	119
Tablo 26. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri	120
Tablo 27. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları	121
Tablo 28. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi	121
Tablo 29. 3. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri	123
Tablo 30. 3. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA+7 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları	124
Tablo 31. 3. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA+7 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi	124
Tablo 32. 3. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri	126
Tablo 33. 3. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları	127
Tablo 34. 3. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi	127
Tablo 35. Tek kutuplu debye parametreleri (Zastrow <i>et al.</i> 2008; Bakar <i>et al.</i> 2011)	128
Tablo 36. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri	137
Tablo 37. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC nanotozu jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları	138
Tablo 38. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC nanotozu jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi	138
Tablo 39. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri	140

Tablo 40. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları	141
Tablo 41. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi	141
Tablo 42. Tuzlu Su + Triton X-100 karışımlarının 2,45 GHz ve 37 °C'de ölçülen dielektrik sabiti değerlerinin Debye modellerinden çıkarılan (parantez içindeki) değerlerle karşılaştırılması	151



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Meme kanserinin yaşa göre ayarlanmış vaka oranındaki eğilimler	4
Şekil 2. Meme kanserinin yaşa özgü vaka oranındaki eğilimler (1980, 2010)	6
Şekil 3. Normal meme anatomisi	12
Şekil 4. Frekansa karşı nüfuz etme derinliğinin tipik değerleri	14
Şekil 5. Enine düzlemde bir MR meme görüntüsünün bir dilimi	14
Şekil 6. Fantom kurulumunun gösterimi. TLD, termolüminesans dozimetre.....	22
Şekil 7. Termolüminesans dozimetre (TLD) konumlarının gösterimi	22
Şekil 8. Üç alanın gösterimi: (a) mantle, (b) minimantle ve (c) sol boyun alanı. TLD, termolüminesans dozimetre.....	23
Şekil 9. Gebeliğin 8 haftasında karın büyümesi olmayan bir meme kanseri hastasını simüle etmek için kullanılan Alderson kadın RANDO fantomu	26
Şekil 10. Beş alana (310°, 350°, 20°, 60° ve 115° portal açısı) ve dinamik (kayar pencere) yöntemle yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi tedavi planı. Planlama hedef hacminin yüzde doksan beşi en az 45 Gy doz almıştır.....	27
Şekil 11. Sol memenin ve çevresindeki organların yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi planlaması.....	27
Şekil 12. Kurşun önlüğün fantom üzerine yerleştirilmesi. Önlük, simüle edilmiş hamile hastanın rahatlığını sağlamak için fantomun karın bölgesini gevşek bir şekilde kaplamıştır	28
Şekil 13. Fantomun 32. dilimine termolüminesans dozimetre yerleşimi. Bu fotoğraf bilgisayarlı tomografi görüntü yönlerine uygun olarak çekilmiştir (yani üstteki ön, alttaki hastanın arka kısmı).....	28
Şekil 14. CT için kullanılan tüm vücut fantomu	31
Şekil 15. Ölçüm için kullanılan insan gövde fantomu	32
Şekil 16. Biyolojik dokuların dağılımı	41
Şekil 17. Düşük (yağ) ve yüksek (kas) su içerikli dokuların geniş bir frekans aralığında dielektrik özellikleri.....	43
Şekil 18. Sol: doğal bir durum altında bir dielektrik malzemeye rastgele yönlendirilmiş dipol momentleri, Sağ: harici bir uygulanan alanın etkisi altında dipol polarizasyonu ..	44
Şekil 19. EM spektrumda dielektrik malzemelerin frekans cevabı. ϵ' (kırmızı eğri) ve ϵ'' (mavi eğri) nispi geçirgenlik ve kayıp faktörüdür.	45
Şekil 20. Su içeriğine karşı normalleştirilmiş dielektrik özellikler	46
Şekil 21. Su Fantomu	49

Şekil 22. MR fantom çeşitleri, MR görüntülemeye kullanılan çok amaçlı fantomlar	50
Şekil 23. Tıbbi görüntüleme sistemlerinde kullanılan fantomlar	50
Şekil 24. a) Temel mikrodalga görüntüleme problemi, memenin mikrodalgalarla aydınlatılmasını ve memeden geçen veya yansıyan enerjinin tespit edilmesini içerir. b) Bir tümör mevcut olduğunda, yansıyan ve iletilen dalgalar tümörsüz duruma göre değişir	53
Şekil 25. Meme kanseri tanısı için mikrodalga görüntüleme sistemleri	59
Şekil 26. Mikrodalga ters saçılma problemi	62
Şekil 27. Mikrodalga tomografi ile meme taraması	63
Şekil 28. Mikrodalga meme tümör algılama sisteminin blok şeması ETRI.....	64
Şekil 29. a Mikrodalga maruz kalma cihazı ve b çok kanallı iletim / alım cihazı; Monopol antenlerin tüm uzunluğu (308 mm), düzenlenmiş antenlerin çapı (150 mm)	65
Şekil 30. Düzenlenmiş Gauss-Newton yöntemini kullanarak yeniden yapılandırmaları gösteren akış şeması	67
Şekil 31. Mikrodalga tomogramı için veri yapısına bir örnek	68
Şekil 32. Renk eşleme yöntemi	68
Şekil 33. MT verileri kullanılarak bir görüntü üretimi.....	69
Şekil 34. Mikrodalga tomografi görüntüsü için ana ekran penceresi.....	70
Şekil 35. Mikrodalga tomogram görüntü analizi için alan ölçüm fonksiyonu seçim örnekleri	72
Şekil 36. Tomogram görüntüsü ile ilgili bölüm analizi fonksiyonuna bir örnek	73
Şekil 37. Mikrodalga görüntüsünün 3D görüntü ekranına bir örnek	74
Şekil 38. DICOM veri formatı ve DICOM'a dönüştürülmüş bir MT görüntüsü örneği	75
Şekil 39. Meme bileşimi ve mamografik görünümü.....	76
Şekil 40. MT veri analizinin dört farklı memenin özelliklerine göre test sonucu görüntüleri	77
Şekil 41. Dartmouth Kolej'deki mikrodalga meme görüntüleme sistemi	92
Şekil 42. Sol - Jel işlem seçenekleri	95
Şekil 43. Sol - Jel oluşumu.....	96
Şekil 44. Network Analiz Cihazı.....	101
Şekil 45. (a) Performans Probu, (b) Yüksek Sıcaklık Probu ve (c) İnce Prob	102
Şekil 46. Saf suyun 0 - 20 GHz aralığındaki dielektrik sabiti değişimi	102
Şekil 47. Etanolün 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimi.....	103
Şekil 48. Gliserolün 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimi	103

Şekil 49. Kütlesel olarak eşit miktarda Gliserol - Etanol karışımının 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimi	103
Şekil 50. Triton X-100 maddesinin 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabitinin değişimi	105
Şekil 51. % 20 PVA çözeltisi (grafikte mavi çizgi), 10 ml % 20 PVA çözeltisi +10 ml Gliserol (grafikte turuncu çizgi) ve 10 ml % 20 PVA çözeltisi + 20 ml Gliserol (grafikte gri çizgi) fantomlarının 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimleri	105
Şekil 52. % 10 PVA çözeltisi (grafikte en üst mavi çizgi), 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 5 ml Etilen glikol (grafikte turuncu çizgi), 10 ml %10 PVA çözeltisi + 10 ml Etilen glikol (grafikte gri çizgi) ve 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 15 ml Etilen glikol (grafikte sarı çizgi) fantomlarının 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimleri.	105
Şekil 53. a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml, b. 1 ml, c. 1,5 ml, d. 2 ml Triton X-100 fantomlarının 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimleri.....	106
Şekil 54. Tablo 16'da kütlece bileşenleri verilen PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan jel fantom numunelerinin frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi.....	107
Şekil 55. Meme küçültme ameliyatlarıyla alınan normal meme dokularından (kesik çizgiler) ve kanser ameliyatlarıyla alınan meme dokularından (düz çizgiler) elde edilen doku örneklerinin yağ tanımı üç doku grubunun dielektrik özellikleri için ortalama Cole-Cole eğrileri. Gerçek meme dokuları az yağlı (1. Grup % 0-30 yağlı), orta yağlı (2. Grup % 31-84 yağlı) ve çok yağlı (3. Grup % 85-100 yağlı) olmak üzere üç gruptan oluşmaktadır. (a-b 1. grup, c-d 2. grup, e-f 3. grup meme dokularının frekansa bağlı dielektrik sabiti ve iletkenlik ölçüm grafikleri) Ortalamaların etrafındaki değişkenlik çubukları 25, 50 ve 75. yüzdeleri ifade etmektedir	108
Şekil 56. 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 3 ml Triton X-100 jel fantom numunelerinin dielektrik sabitleri	109
Şekil 57. 1. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri (düz çizgi kanserli doku, kesik çizgi normal doku)	109
Şekil 58. 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 1. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması. (siyah düz çizgi 1. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti).....	109
Şekil 59. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 1. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması	110

Şekil 60. 1. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri	111
Şekil 61. Ölçülen fantom ile 1. grup kanserli dokunun nispi geçirgenlik grafiği	112
Şekil 62. 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 1. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması. (siyah kesik çizgi 1. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti).....	113
Şekil 63. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 1. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması	113
Şekil 64. 1. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri	115
Şekil 65. Ölçülen fantom ile 1. grup normal dokunun nispi geçirgenlik grafiği	115
Şekil 66. 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 5 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 6 ml Triton X-100 jel fantom numunelerinin dielektrik sabitleri	116
Şekil 67. 2. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri (düz çizgi kanserli doku, kesik çizgi normal doku)	117
Şekil 68. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomlarının dielektrik sabitlerinin 2. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri ile kıyaslanması (siyah kesik çizgi 2. grup normal meme dokusunun, siyah düz çizgi 2. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti).117	
Şekil 69. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 2. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması	118
Şekil 70. 2. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri	119
Şekil 71. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 2. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması	120
Şekil 72. 2. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri	121
Şekil 73. 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantom numunelerinin dielektrik sabitleri	122
Şekil 74. 3. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri (düz çizgi kanserli doku, kesik çizgi normal doku)	122

Şekil 75. 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 3. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması (siyah düz çizgi 3. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti).....	123
Şekil 76. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 3. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması	123
Şekil 77. 3. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri	125
Şekil 78. 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 3. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması. (siyah kesik çizgi 3. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti).....	125
Şekil 79. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 3. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması	126
Şekil 80. 3. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri	127
Şekil 81. Ölçülen fantom ile 3. grup normal dokunun nispi geçirgenlik grafiği.....	128
Şekil 82. Ultimaker 3D yazıcı	129
Şekil 83. 3D yazıcı ile yapılan meme modeli.....	129
Şekil 84. Hazırlanan jel fantom numunelerden bir tanesi	129
Şekil 85. Dielektrik sabiti ölçümleri için kullanılan network analiz cihazı	130
Şekil 86. PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan fantomların frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi. (a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100, b. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100, c. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100, d. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 fantomları)	130
Şekil 87. PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan fantomların 3. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi. (a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100, b. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100, c. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100, d. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 fantomları)	131
Şekil 88. PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan fantomların 4. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi. (a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100, b. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100, c. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100, d. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 fantomları)	131

Şekil 89. PVA, saf su ve Triton X-100 ile yapılan fantomların 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi. (a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100, b. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100, c. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100, d. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 fantomları)	132
Şekil 90. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100 jel fantomunun 3, 4 ve 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişim miktarı grafiği	132
Şekil 91. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100 jel fantomunun 3, 4 ve 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişim miktarı grafiği	133
Şekil 92. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100 jel fantomunun 3, 4 ve 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişim miktarı grafiği	133
Şekil 93. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun 3, 4 ve 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişim miktarı grafiği	134
Şekil 94. Karajenan bazlı polimer jel karaciğer fantomunun 6 hafta sonunda dielektrik sabitindeki değişimi	134
Şekil 95. Yeni hazırlanmış 3. grup normal meme dokusu jel fantomu için 4 ve 10 hafta sonra nispi geçirgenlik grafiği	135
Şekil 96. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomlarının dielektrik sabitlerinin kıyaslanması	136
Şekil 97. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 gr SiC jel fantomunun dielektrik sabitinin 2. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması	137
Şekil 98. 2. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun standart sapma grafikleri	139
Şekil 99. 2. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomlarının dielektrik sabitlerinin kıyaslanması	139
Şekil 100. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabitinin 2. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması	140
Şekil 101. 2. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun standart sapma grafikleri	142
Şekil 102. 2. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomlarının dielektrik sabitlerinin kıyaslanması	142

Şekil 103. % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom numunesi	142
Şekil 104. % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom numunesinin kalıptan çıkarılmış görüntüsü	143
Şekil 105. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom yüzeyinin 7,5 kV altındaki görüntüsü	143
Şekil 106. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomundan 7,5 kV'ta alınan bir yüzey görüntüsü	144
Şekil 107. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunda görülen çeşitli boyutlarda partiküller	144
Şekil 108. Şekil 107'deki fantom yüzeyinde üst kare kısımdaki bölgeden alınan EDX analiz sonucu.....	144
Şekil 109. Şekil 107'deki fantom yüzeyinde alt kare kısımdaki bölgeden alınan EDX analiz sonucu.....	145
Şekil 110. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom yüzeyinden 7,5 kV'ta alınan yakınlaştırılmış bir görüntü.....	145
Şekil 111. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomundan 5 kV'ta alınan bir başka yakınlaştırılmış görüntü	146
Şekil 112. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun farklı bir yüzey bölgesinden 5 kV'ta alınan görüntüsü	146
Şekil 113. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun farklı bir yüzey bölgesinden 7,5 kV'ta alınan bir görüntüsü	147
Şekil 114. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom yüzeyinden alınan 7,5 kV'ta çok yakınlaştırılmış bir görüntü.....	147
Şekil 115. İnsanın sağlıklı meme dokularının (kesik çizgiler) ve üretilen karışımların (sürekli çizgiler) dielektrik özelliklerinin karşılaştırılması.....	148
Şekil 116. Polar bir dielektriğin, dielektrik relaksasyonu	149
Şekil 117. Triton X-100 konsantrasyonu ve tuzluluğu (% 18, 4 g/L), (% 28,5, 3,5 g/L), (% 41, 0 g/L) ve (% 100, 0 g/L) olan 3 farklı düzeneğe ayarlanmış karışımların ölçülen dielektrik sabitleri (tam çizgiler) ile Debye modelleri ile elde edilen sonuçların (T, G1, G2 ve G3: kesik çizgiler) kıyaslanması	150
Şekil 118. 3D baskılı yapının görüntüsü	151
Şekil 119. Debye modellerinden (T, G1 ve G2: tam çizgiler) elde edilen dielektrik sabitleri ile 3D baskılı fantomun farklı boşlukları içinde yerinde ölçülen dielektrik sabitlerinin kıyaslanması (noktalı çizgiler)	152

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

2D	: 2 Boyutlu
3D	: 3 Boyutlu
3D-CRT	: 3 Boyutlu-Konformal Radyoterapi
4D	: 4 Boyutlu
A/D	: Analogtan Dijitale
A/d	: Alan/Mesafe
AAA	: Anizotropik Analitik Algoritma
ACR	: Amerikan Radyoloji Koleji
ACS	: Amerikan Kanser Derneği
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
AP	: Amonyum Persülfat
BAN	: Vücut Alanı Ağları
BCS	: Meme Koruyucu Ameliyat
BE	: Sınır Elemanı
BIRADS	: Meme Görüntüleme Raporlama ve Veri Sistemi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
°C	: Santigrat Derece
c	: Işık Hızı
CBCT	: Koni Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
CT	: Bilgisayarlı Tomografi
CW	: Sürekli Dalga Formu
dB	: Desibel
DBIM	: Bozuk Doğum İteratif Yöntemi
dBm	: Desibel-miliwatt
DDS	: Doku Dielektrik Sabiti
DICOM	: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim
DP	: Dielektrik Özellik
DPA	: Dielektrik Özellik Değerlendirmesi
EBRT	: Dış Işın Radyasyon Tedavisi
ED	: Aşırı Yoğun
EEG	: Elektroensefalografi
EIT	: Elektronik Empedans Tomografisi
EM	: Elektromanyetik

EME	: Elektromanyetik Enerji
EMF	: Uluslararası Elektromanyetik Alanlar
ETRI	: Elektronik ve Telekomünikasyon Araştırma Enstitüsü
eV	: Elektronvolt
ε	: Dielektrik Sabiti
f	: Frekans
F/m	: Farad/Metre
FBCT	: Fan Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
FDTD	: Sonlu Fark Zaman Alanı
FE	: Sonlu Eleman
FEM	: Sonlu Elemanlar Yöntemi
FT	: Yağ
g	: Gram
Y	: Ölçülen Giriş
GHz	: GigaHertz
Gy	: Gray
HD	: Heterojen Olarak Yoğun
HEC	: Hidroksi Etil Selüloz
Hz	: Hertz
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu
IEEE	: Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü
IFRT	: İlgili Alan Radyoterapisi
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
IORT	: İntraoperatif Radyasyon Tedavisi
ISM	: Uluslararası Güvenlik Yönetimi
kHz	: KiloHertz
Kv	: Kilovolt
m	: Metre
MBA	: Metilen Bisakrilamid
MgO	: Magnezyum Oksit
MHLW	: Japonya Sağlık, Çalışma ve Refah Bakanlığı
MHz	: MegaHertz
MI	: Mikrodalga Görüntüleme
MIS	: Mikrodalga Görüntüleme Spektroskopisi
ml	: Mililitre

MOM	: Moment Yöntemi
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MRT	: Manyetik Rezonans Tomografisi
MT	: Mikrodalga Tomografi
MUT	: Karmaşık Yansıma Katsayısı
MV	: MegaVolt
mW	: MiliWatt
NaCl	: Sodyum Klorür
NIH	: Ulusal Sağlık Enstitüsü
NIR	: Yakın Kızılötesi Görüntüleme
nm	: Nanometre
PACS	: Görüntü Saklama ve İletişim Sistemleri
PAG	: Poliakrilamit Jel
PAN	: Kişisel Alan Ağları
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
PG	: Propilen Glikol
pm	: Pikometre
ps	: Saniyede
PTV	: Hedef Hacim Planlama
PVA	: Polivinil Alkol
PZC	: Sıfır Şarj Noktası
RF	: Radyo Frekansı
S	: Siemens
SAR	: Özgül Soğurma Oranı
SC	: Dağınık
SD	: Standart Sapma
SiC	: Silisyum Karbür
SiO₂	: Silisyum Dioksit
SnO₂	: Kalay Oksit
SNR	: Sinyal Gürültü Oranı
T	: Gevşeme Zaman Sabiti
t	: Zaman Sabiti
THEM	: Zaman Harmonik Elektromanyetik Alan
TiO₂	: Titanyum Dioksit
TLD	: Termoluminesans Dozimetre

TMEDA	: Tetra Metilen Diamin
TPS	: Tedavi Planlama Sistemleri
u	: Entegrasyon Değişkeni
UHF	: Ultra Yüksek Frekans
UWB	: Ultra Geniş Bant
VNA	: Vektör Network Analizör
VSWR	: Duran Dalga Voltaj Oranı
W/kg	: Watt/Kilogram
WETSEM	: Islak Taramalı Elektron Mikroskobu
WHO	: Dünya Sağlık Örgütü
WPAN	: Kablosuz Kişisel Alan Ağları
λ	: Dalga Boyu
ρ	: Hacim Yoğunluğu
ω	: Açısal Frekans
B	: Manyetik Akı Yoğunluğu
D	: Elektriksel Yer Değiştirme
E	: Elektrik Alan Kuvveti
G ve F	: Hilbert Uzayları
H	: Manyetik Alan Kuvveti
J	: Akım Yoğunluğu
J_e	: Ortamdaki Elektrik Kayıpları
L	: Sürekli Doğrusal Operatör
μ	: Manyetik Geçirgenlik
π	: Pi Sayısı
σ	: İletkenlik
μm	: Mikrometre

GİRİŞ

Sağlık sektörü, diğer alanlarla karşılaştırıldığında gerek insan hayatına doğrudan etkisi, gerekse büyüklüğü, yarattığı katma değer ve bunların getirdiği refah açısından özel öneme sahiptir. İnsan sağlığının korunması ve yaşam kalitesinin sürekli yükseltilmesi için sağlık teknolojilerinin yenilikçi yönünün geliştirilmesi gereklidir.

Sağlık alanında son yıllarda görüntüleme, teşhis ve tedavide kullanılan cihazların çeşitliliği artmakta ve kullanımı sürekli yaygınlaşmaktadır. Bu sistemler basit bir termometreden başlayıp, bilgisayarlı görüntüleme sistemleri, klinik ölçüm cihazları veya bilgisayarla kontrol edilen çok hassas ameliyat robotlarına kadar uzamaktadır. Bu sistemler ile elde edilen veriler ve muayene bulgularına göre, hekim tarafından tedavi aşamaları ve yöntemleri belirlenmektedir. Tetkiklerde ölçüm sistemlerinden alınan veriler, muayene bulgularından daha önemli olabilmektedir. Örneğin muayene bulgusunda rastlanmayan bir fıtık, MR (manyetik rezonans) görüntüsünde ortaya çıkabilmektedir (Karaböce vd 2013).

Biyomedikal ve radyo frekansı (RF) mühendisliği ile ilgili tıbbi teknolojideki ilerlemeler, manyetik rezonans görüntülemeden (MRI) vücuda yerleştirilebilir RF cihazlarına kadar mühendislik ve tıp camiasına egemen olmuştur. Bu ilerlemeler RF aralığında sürekli artan frekanslara ve sinyal-gürültü oranlarında (SNR) artışa yol açmıştır.

UHF (Ultra Yüksek Frekans) frekanslarında çalışmak için insan vücudunun doğru bir modeline ihtiyaç duyulması, RF güç birikiminin sınırlayıcı bir faktör olduğu insan vücudu ile etkileşime giren RF cihazlarının geliştirilmesi için önemlidir. SAR (özellik soğurma oranı)'ı tahmin etmek için simülasyonlar yapılabilirken, ISM (Uluslararası Güvenlik Yönetimi) bandının 900 MHz aralığında fantomlar ve simülasyonlar arasında karşılaştırmalı bir analizi yoktur.

RF enerjisinin ticari, endüstriyel ve tıbbi olmak üzere birçok önemli kullanımı vardır. Telekomünikasyon gibi ticari ortamlarda, bilgi iletimi için radyo ve televizyon yayıncılığı kullanılır. Mikrodalga fırınlar gibi iletişimi olmayan cihazlar, yemek pişirmek için kolaylık sağlayan cihazlar olarak kullanılır. Endüstriye yönelik uygulamalar arasında, bir yiyecek veya malzemeyi hızlı bir şekilde ısıtmak için RF enerjisi kullanan endüstriyel ısıtıcılar ve sızdırmazlık maddeleri (bir mikrodalga fırın yemek pişirdiği gibi) veya işlenmiş gıda ürünleri gibi sızdırmazlık öğelerini veya hatta bir ayakkabının tabanını takmayı içeren diğer

uygulamaları içerir. Tıbbi uygulamalar, MRI, termal ablasyon cihazları ve canlı içi kablosuz iletişim sistemlerini içeren mevcut geliştirme kapsamındaki cihazları içerir.

ISM (Uluslararası Güvenlik Yönetimi) bandında ilgilenilen bir alan, Vücut Alanı Ağları (BAN veya Bodynets), Kişisel Alan Ağları (PAN) veya Kablosuz Kişisel Alan Ağları (WPAN)'dır (Zworykin and Farrar 1957; Cox 1995; Peterson 2009). Burası hızla gelişen bir alan olduğu için henüz standart bir isimlendirme veya standart tanımlanmamıştır. Şu anda Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü'nün bu sorunları IEEE 802.15 kapsamında tanımlamak için bir çalışma grubu vardır ve teknolojiyi bu belgede bu şekilde tanımlanacak olan WPAN olarak etiketlemiştir (IEEE Standard C95.1-2005 2006). WPAN, insan vücudu etkileşimlerini izlemek için çok çeşitli uygulamalarda kullanılan yeni ağlardır. Bu canlı içi biyo-iletişim sistemleri, giyilebilir, vücuda yerleştirilebilir veya hatta sindirilebilir olarak uygulanabilir ve EEG (Elektroensefalografi) sinyallerinin kullanımı yoluyla oyun oynanmış, vücuda yerleştirilebilir sensörler yoluyla fizyolojik izleme yapılmış ve ilacın uygunluğuna işaret eden bir sinyal gönderen ilaç içilmiştir. Bu sistemlerin geliştirilmesi, simülasyonları onaylayabilen veya çürütebilen ek bilgiler ekleyerek WPAN'ın uygulanmasını ve sınırlamalarını tam olarak anlamak için doğru bir insan vücudu fantom modeli gerektirir.

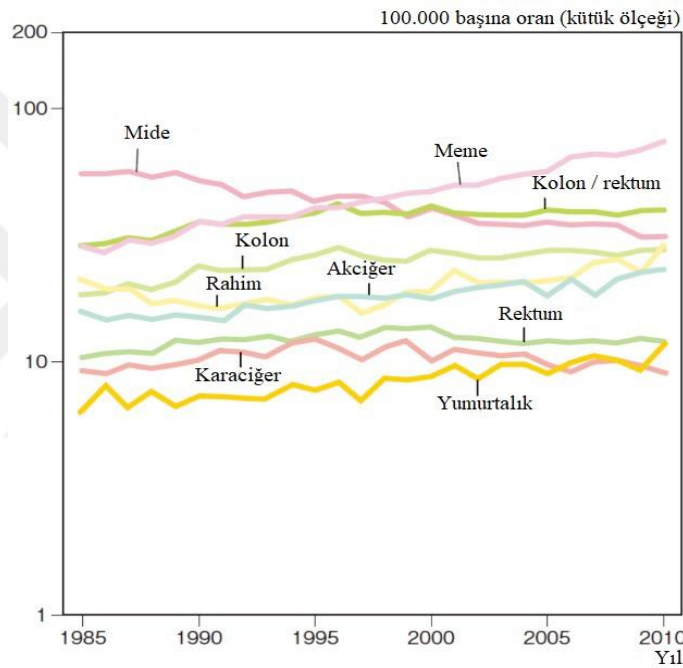
Gelişen teknoloji ile üretilen medikal cihazların hem görüntü kalitesini arttırmak hem de kalibrasyon ayarları için önemli bir yeri olan fantomların büyük eksikleri bulunmaktadır. Bu eksikliklerden en önemlileri fantomu oluşturan yapıların konsantrasyonunun zamanla değişmesi ve dış etkenlere bağlı olarak yapının bozulmasıdır. Bu olumsuz etkilere karşı daha uzun süre dayanıklı olan ve canlı doku özelliğine yakın jel fantomlar tasarlamak ve geliştirmek önemlidir. Tasarlanacak fantomların elde edilmesinde kullanılacak özel bileşenleri ile bakteriye ve dış etkiye karşı daha fazla dayanıklı olması planlanmaktadır. Yapılacak olan jel fantomlar kararlı yapılarda oldukları için sistemlerin test ve kalibrasyonunun yerinde yapılmasına olanak sağlayacaktır. Aynı zamanda üretilecek olan jel fantomlar canlı dokuların elektriksel özelliklerini birebir taşıyacağı için görüntüleme cihazlarından elde edilecek görüntülerin kalitesi de artacaktır.

Birçok alanda olduğu gibi medikal alanda da canlı insan deneklerin kullanılması sağlığa zararlı olma ihtimali içerdiğinden dolayı birçok etik kurul tarafından uygun görülmemiştir ve yasaklanmıştır. Canlı insan deneklerin yerine bunlara yakın özelliklere sahip bazı hayvan denekler kullanılmaktadır. Hayvanlar üzerinde yapılan araştırmaların sonuçları yorumlanarak insan üzerine uyarlanmaktadır. Bu durum ise bazı durumlarda hatalı sonuçlar oluşturabilmektedir. Bundan dolayı insan dokularının frekansa bağlı olarak değişen elektrik özelliklerine çok yakın özelliklerde jel fantom tasarlayıp üretmek çok önemli bir yer teşkil

etmektedir. Tasarlanacak olan jel fantomun insan dokusuyla eş değer elektrik özelliklerine sahip olması, dış etkilere karşı daha da dayanıklı olması ve konsantrasyonun zamanla değişiminin çok az olması gerekmektedir. Ayrıca kullanılan frekans aralığında fantom ile örnek doku arasındaki elektriksel özelliklerin benzerlikler göstermesi ve fantomun yapısal özelliklerinin zamanla değişmemesi amaçlanmaktadır. Geçmişte, farklı dokuları taklit eden fantom materyalleri sentezlenmiş ve insan deneklerde elektromanyetik ekipmanı test etmeye alternatif olarak çeşitli çalışmalar boyunca kullanılmıştır. Bu fantomların MR, Ultrason, Tomografi, Röntgen gibi görüntüleme sistemlerinde elektriksel özelliklerini kaybettiği çalışma aralığının belirlenmesi gerekir. Buna ek olarak mobil telefonların yaygın olarak kullanıldığı günümüzde bu cihazlardan yayılan elektromanyetik ışınların emiliminden SAR sonucu fantomun elektriksel özelliğini kaybederek bozulma aralığının saptanması gelecekte medikal alanda yapılacak ilerlemeler ve yenilikler için önemlidir. Çekirdek bileşen, her fantomla değişir ve malzemenin sıvı, katı ve yarı katı olarak üç farklı form kazanmasına neden olur. Çoğu sıvı fantom, tuzlu su karışımlarından veya benzer vücut sıvısına eşdeğer malzemelerden oluşur. Sıvı fantom, elektromanyetik radyasyona maruz kaldığında dokuda SAR'ı simüle etmek ve ölçmek için anten ve RF ekipmanlarıyla ilgili çeşitli uygulamalarda kullanılmıştır (Kanda *et al.* 2001; Kim and Rahmat-Samii 2004; Dancsisin 2011). Sıvı fantomlar bir durum oluşturduğundan, karmaşık fantomların oluşturulmasını önlemesi yoluyla kullanımlarında sınırlamalar vardır. Sıvı fantomların bir kaptan tutulması gerekir ve bu nedenle birden fazla doku tabakası ve dinamik bir şekle sahip karmaşık bir biyolojik yapıyı taklit eden bir fantom oluşturmak için uygulanamazlar. Bu nedenle, gerçekçi doku eşdeğeri modeller elde etmek için dokuyu taklit eden malzemenin katı veya yarı katı formda olması gerekir. Ek olarak, cihazın sıvılarda test edilmesi dağınık ve oldukça hantal olabilir (Dancsisin 2011). Katı cisim fantomları radyo frekanslarında SAR'ı ölçmek için çeşitli çalışmalarda kullanılmıştır (Stuchly *et al.* 1987; Nikawa *et al.* 1996; Dancsisin 2011). Katı fantomlar, her bir ayrı dokudan ziyade çeşitli dokular arasındaki ortalama dielektrik özellikleri taklit etmek üzere tasarlanmıştır. Sonuç olarak, çoklu doku katmanlarına sahip fantomlar sentezlenemez. Bunun çözümü, yarı katı doku taklidi malzemelerin uygulanmasıdır. Diğer araştırmacıların kullandığı doku taklit eden yarı katı fantomlar için temel bileşenler poliakrilamid, TX-150, kriyojel ve jelatindir (Madsen *et al.* 1982; Davidson and Sherar 2003; Dancsisin 2011). 0 GHz ile 20 GHz frekans aralığındaki elektriksel özellikleri değişime uğramayacak fantomlar elde edilmesi düşünülmektedir. Jel fantomların homojenliğini koruyabilmesi ve dış etkilere karşı dayanıklı olabilmesi için, fantomun içereceği metal içerikler yerine çökmeyi önleyecek alternatif içerikler ve bozulmaya karşı dayanıklı olan farklı yapılardaki malzemeler kullanıldı.

Dünyada Meme Kanseri

Meme kanseri kadınlarda görülen en önemli ve en yaygın kanser türlerinden biridir. Dünya Sağlık Örgütü'ne (WHO) göre, meme kanseri dünya çapında kadınlar arasında 1 milyondan fazla vaka ile en sık görülen kanserdir (Anonymous 2014; Latifah 2016). Meme kanseri hastaları arasında ölüm oranı akciğer kanseriyle birlikte ikinci sıradadır. Japonya'da kadınların meme kanseri vakası ve buna bağlı ölüm oranları Batı ülkelerine göre daha düşüktür. Bununla birlikte, kadınlar arasında kanser ölümlerinin önde gelen nedenlerinden biridir ve vaka oranı yaş grubuna bakılmaksızın 1975'ten beri artmıştır (Saika and Sobue 2009; Anonymous 2015a; Latifah 2016) Şekil 1, 1985 - 2010 yılları için Japonya'da meme kanseri vaka oranındaki eğilimleri göstermektedir.

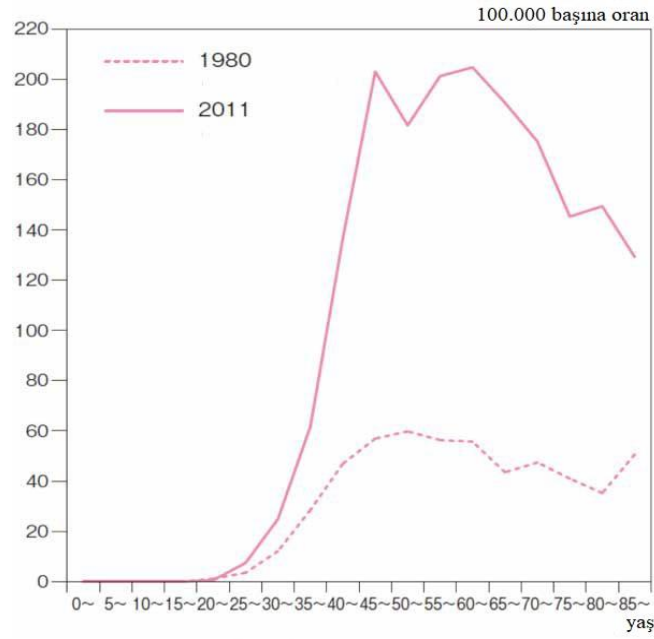


Şekil 1. Meme kanserinin yaşa göre ayarlanmış vaka oranındaki eğilimler (Anonymous 2015a; Latifah 2016)

Meme kanseri, ABD ve Avrupa ülkeleri gibi gelişmiş ülkelerdeki 40 ila 55 yaş arası kadınlar arasında en yüksek ölüm oranına sahiptir. Şimdi, dokuz kadından birinin hayatında meme kanseri gelişmekte ve her yıl meme kanseri hastası sayısı yaklaşık % 15 oranında artmaktadır. Erken evrelerde tedavi edilen meme kanseri, diğer kanser türlerine kıyasla büyük sonuçlar doğurabilir, bu nedenle bu erken tespit çok önemlidir. Erken meme kanseri tespitinin amacı kanserleri daha iyileştirilebilir bir aşamada tanımlamak ve böylece hastalığa özgü ölüm oranını ve diğer önemli klinik sonuçları iyileştirmektir (Nass *et al.* 2000; Kwon *et al.* 2012).

Meme kanseri vaka oranının yıla doğru giderek arttığı görülmektedir. 2015 yılında meme kanseri vakası oranlamasının, Japonya'daki tüm yeni kanserlerin % 21,2'sini oluşturduğu ve 100.000 kadında ortalama yaş 89,4 olduğu bildirilmiştir (Anonymous 2015a;

Latifah 2016). Cilt kanseri hariç, meme kanseri Amerika Birleşik Devletleri'nde en sık teşhis edilen kanserdir ve kadınlarda kanser ölümünün ikinci önde gelen nedeni sadece akciğer kanseri tarafından aşılmıştır. Aslında, 2011 yılında ABD'de kadınlar arasında 230.000'den fazla yeni invazif (yayılmacı) meme kanseri vakasının teşhis edileceği tahmin edilmiştir. Amerikan Kanser Derneği (ACS), Amerika Birleşik Devletleri'nde yaşayan bir kadında, kadının yaşamı boyunca invazif meme kanseri gelişme oranının 8'de 1 olduğunu tahmin etmektedir. Son on yılda meme kanseri ölüm oranındaki genel azalmaya rağmen, sadece 2011 yılında yaklaşık 40.420 ölüm beklenmiştir (Garcia 2011; Golnabi 2012). Meme kanserinin erken teşhisinin, hastanın uzun dönem hayatta kalmasını iyileştirmenin en etkili yolları arasında olduğu gösterilmiştir (Berger *et al.* 2011; Golnabi 2012). Amerikan Kanser Derneği istatistiklerine göre, maksimum sağkalım oranları erken teşhis ile güçlü bir şekilde ilişkilidir; meme kanseri olan bir hastanın 5 yıllık sağkalım oranı, kanserin tespit edildiği aşamaya bağlı olarak % 93'ten % 15'e düşmektedir. Meme kanseri gelişme riski genetik, çevresel ve doku bileşimsel faktörlerinin bir fonksiyonudur; bu sorunların bir sonucu olarak, yaşam boyu meme kanserinin % 20 veya daha fazla gelişme riski olan kadınların her yıl rutin meme taramasına tabi tutulması önerilmektedir (Ronckers *et al.* 2004; Epstein 2013). Bu arada, Şekil 2, 1980-2011 yılları arasında meme kanseri için yaşa özgü vaka oranındaki eğilimleri göstermektedir. Orta ve yaşlı yaş grupları arasında, özellikle 45 - 64 yaşları arasında vaka oranında hızlı bir artış vardır. 2011 yılında bu yaş grubunda belirgin bir tepe noktası gözlenmiştir. Buna bağlı olarak, Japonya Sağlık, Çalışma ve Refah Bakanlığı (MHLW) bildirimi (65 sayılı Bildiri Kararı) uyarınca Japonya ulusal meme tarama programı 2000 yılında başlatılmıştır. 2004'ten itibaren meme kanseri taraması yapmak üzere 40 - 49 yaş arası Japon kadınları için başka bir bildirim (Rorohatsu No. 0427001 No'lu) sunulmuştur (Anonymous 2015a; Latifah 2016). Michaelson *et al.* (2002) tarafından, sağkalım oranının doğrudan teşhis edildiğinde tümörün büyüklüğüne bağlı olduğu bulunmuştur. Tümörlerin teşhisinde görüntüleme önemli rol oynar (Voronov 2007).



Şekil 2. Meme kanserinin yaşa özgü vaka oranındaki eğilimler (1980, 2010) (Anonymous 2015a; Latifah 2016)

Meme kanserinin tespiti tıbbi muayene, mamografi, ultrasonografi, MRI, PET (Pozitron Emisyon Tomografisi), vb. ile gerçekleşir (Kwon *et al.* 2012). Ultrason, memeye yüksek frekanslı ses dalgaları (> 20.000 Hz) gönderen ve bunları ekrandaki görüntülere dönüştüren bir görüntüleme testidir. Bu frekans aralığındaki radyasyon hastalar için zararlı değildir. Bu yöntem MRI'dan daha ucuzdur ve mamografiye göre daha az yaygındır. Üstelik taşınabilir ve elde edilen görüntüler gerçek zamanlı taramadadır (Latifah 2016; Anonymous 2020a). Bu nedenle, kanser teşhisi, sonuçları yorumlayan doktora veya doktorun becerilerine bağlıdır (Latifah 2016). Sıvı dolu kist ve katı kanserli dokuyu tespit etmek ve ayırt etmek zor olabilir. Ultrason diğer tarama testlerini tamamlamak için kullanılır ve mamografi ve el ile muayenenin anormallikleri tespit edemediği hastalar için önerilir (Tozaki *et al.* 2015; Latifah 2016). Ultrasonografi, bir meme tümörünün sadece bir kist mi yoksa bir yumru mu yoksa içinde bir yumru olan bir kist mi olduğunu söyleyebilir, ancak erken evre kanserin tespiti için meme röntgeni incelemesinden sonra daha az etkilidir. Meme MRI ve meme PET'i çok popüler olmamıştır, ancak meme kanserinin ilerlemesini veya metastazını bulmaya yardımcı olabilir. Pozitron emisyon tomografisi, tomogram görüntülemeyle fizyolojik değişimi görselleştiren yeni bir tekniktir ve ultrasonografi veya x-ışını görüntüleme sonuçlarının net olmadığı, (meme plastik ameliyatından sonra) erken evre meme kanseri tespit edilmesi zor olduğunda meme kanseri metastazından şüphelenildiğinde uygulanabilir, ancak yüksek fiyatı bir dezavantajdır (Kwon *et al.* 2012). Tümörün normal dokuya kıyasla röntgen görüntülerinde nispeten düşük bir kontrastı olması bir başka problemdir. Nedeni, hem normal hem de kötü huylu dokuların, x-ışınlarının benzer zayıflaması olan yumuşak dokular olmasıdır (Voronov 2007). Bu mevcut meme kanseri tespiti yöntemlerinin başka

dezavantajları da vardır: tespit hataları, hastaların güçlü radyasyona veya manyetik alanlara maruz kalması, klinik görüntüleme için memeye baskılamadan kaynaklanan ağrı, külfetli yüksek masraflar, vb. meme kanseri tespiti için teknikler ve onlar için çeşitli taleplerdir (Nass *et al.* 2000; Fear *et al.* 2002; Kwon *et al.* 2012). Klinik uygulamada tespit için en yaygın yöntem, genellikle 50 yaşın üzerindeki geniş kadın popülasyonu için etkili olan x-ışını mamografisidir. Tarama mamografisi, esasen yüksek yanlış pozitif oranın (% 29'a kadar) önemli sınırlamalarına sahiptir ve bu da gereksiz ve maliyetli cerrahi müdahalelerle sonuçlanabilir (Smith-Bindman *et al.* 2005; Golnabi 2012). Meme kanseri tespiti, genç kadınlarda ve radyografik olarak yoğun meme yapısı olanlarda özellikle zor bir sorundur. Bu vakalarda, fibroglandüler doku seviyelerinin artması, düzlemdeki filmde doku çakışması nedeniyle küçük tümörleri kolayca gizleyebilir veya anormallik olarak maskeleyebilir ve sonuç olarak mamografinin genel tanısal performansı önemli ölçüde düşebilir (Rosenberg *et al.* 1998; Golnabi 2012). Meme kanserinin belirti vermediği kadınlarda x-ışını mamografisiyle yaklaşık % 80 - 90 oranında tespit yapılabilmektedir. Ancak mamografi iyonize olmuş radyasyon kullanır ve bu da memeye ağırlı baskı ve rahatsızlık verir. Ayrıca bu yöntemin, potansiyel olarak hastada kanseri indükleyebilecek iyonlaştırıcı radyasyon kullanması gibi çeşitli dezavantajları vardır (Voronov 2007). Mamografi yoğun meme dokusu ile menopoz öncesi kadınlar için özellikle sorunlu olabilir ve 40 yaşın altındaki hastalar için genel bir tarama yöntemi olarak tavsiye edilmez. Bir mamografi, memenin yoğunluklarının bir haritasıdır ve memedeki lezyonların varlığına oldukça duyarlı olduğu kanıtlanmıştır. Bununla birlikte, tüm lezyonlar kanserli değildir. Ek görüntüleme veya biyopsi olmadan hangi anormalliklerin kanserli olduğu belirgin olmayabilir. Ayrıca, tüm lezyonlar tespit edilemez (% 15'e kadar atlanabilir) ve yoğun meme dokusu olan kadınların % 25'ini görüntülemek zordur. Son olarak, birçok kadın mamografiyi rahatsız edici veya acı verici bulmaktadır ve iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmayla ilgili sağlık endişeleri olmaktadır. Mamografi en yaygın tarama yöntemi olmasına rağmen, ilk yayılma öncesi dönemde hızlı büyüyen kanserli bölgeleri tespit edememektedir (Anonymous 2015b; Naseri 2015). Bu teknik aynı zamanda yaklaşık % 50 olan ve daha doğru tanı için açık cerrahi biyopsi uygulanmasına yol açan yüksek yanlış pozitif oranı içerir. Açık cerrahi biyopsi, ameliyathanelerde yapılan ve genel anestezi gerektiren invazif bir işlemdir. Meme biyopsi testinde sıvı veya şüpheli dokunun bir kısmı mikroskop altında analiz edilmek üzere örneklenir. Kanserli bölgeyi teşhis etmenin güvenilir bir yoludur, ancak aynı zamanda pahalı ve ağrılıdır. İğne biyopsisi, daha az invazif ve daha ucuz olan ve genel anesteziye ihtiyaç duymayan başka bir biyopsi türüdür, bu nedenle iyileşme süresi bu yöntemde daha kısadır. Bununla birlikte, açık cerrahi biyopsi ile karşılaştırıldığında daha az doğruluk oranına sahiptir. Bunun sebebi şüpheli bölgeden sınırlı

örnekleme verisi alınmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca mamografi yöntemiyle birlikte kullanılan biyopsi yönteminde yanlış negatif oranın % 1 ile % 7 arasında olduğu saptanmıştır (Jackman *et al.* 1999; Naseri 2015). Mamografi ile ilgili endişeler, bilim insanlarını meme görüntülemeye alternatif yaklaşımlar bulmaya itmiştir (Fear *et al.* 2003). X-ışını dışındaki tıbbi görüntüleme yöntemleri meme görüntüleme için uygulanmıştır. Örneğin ultrason, mamogramda tespit edilen bir lezyonun sıvı kist veya katı bir tümör olup olmadığını belirlemek için klinik olarak kullanılır. MRI, implantları olan kadınların incelenmesi için tesir gücü yüksektir; ancak pahalıdır ve şu anda bir tarama aracı olarak test aşamasındadır. Meme kanserini tespit etmek için alternatif görüntüleme yöntemleri önerilmiştir. Doku elastikiyeti, sıcaklık ve optik veya elektriksel özellikler gibi farklı fiziksel özelliklere dayanırlar. Genelde elektromanyetik alanlar ve özellikle mikrodalgalar elektriksel özellik farklarına dayanan tekniklerde kullanılır (Fear *et al.* 2003).

Öte yandan, radyo dalgalarını uygulayan MRI tekniği, yumuşak dokularda bile çok ayrıntılı tanı görüntüleri sağladığı için tıbbi görüntüleme için kullanılabilir. MRI ile meme görüntüleme prosedürü için genellikle kontrast madde, gadolinyum, meme dokusunun kontrast (veya özgülük) görüntülerini iyileştirmek için görüntüleme işlemi öncesi ve sırasında koldaki damar yoluyla enjekte edilir. Ayrıca, MRI sisteminin yüksek hassasiyetinin her zaman bir avantaj olmadığını akılda tutmak gerekir, çünkü bazı durumlarda anormal olarak tespit edilen doku kanserli değildir. Bu durum hastalar için gereksiz tedavilere sebep olur. Ayrıca, vücutlarında metal implantları olan hastalar bu yüksek maliyet etkin görüntüleme yöntemiyle görüntülenememektedir (Naseri 2015). MRI, doku yapısının ayrıntılı bir kesit görüntüsünün oluşturulması için çok güçlü bir manyetik alan oluşturmak için mıknatısları kullanır (Saslow *et al.* 2007; Latifah 2016). Hasta muayene masasının üzerinde iken, muayene edilecek memenin etrafına yerleştirilmiş birkaç küçük tarayıcı cihaz bulunur. MRI'nın yüksek duyarlılığa sahip olduğu ve diğer yöntemlerle gözden kaçan kanserleri doğru bir şekilde tespit edebildiği gösterilmiştir (Morimoto 2009; Latifah 2016). Bununla birlikte, yüksek maliyeti ve zaman alıcı tanı süresi büyük eksiklikleridir. MRI'nın tarama için etkili olduğu gösterilmekle birlikte, testler sadece yüksek risk altındaki kadınlar ile sınırlıdır ve düşük risk altındaki kadınlar için yararlı değildir (Smith *et al.* 2003; Latifah 2016). Son zamanlarda, mamografiye ek olarak MRI meme kanseri taraması için revize edilmiş kılavuzlar ACS tarafından yayınlanmıştır (Saslow *et al.* 2007; Latifah 2016).

Halen, bilgisayardaki farklı dokuları izlemek için Bilgisayarlı Tomografi (BT), PET ve MRI gibi çeşitli tomografik görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin her birinin kendi avantajları ve dezavantajları vardır. Örneğin, BT etkili bir görüntüleme tekniği

olmasına rağmen, yumuşak dokularda çok fonksiyonel değildir ve kötü huylu dokunun fonksiyonel olmayan sonuçlarını yapabilen düşük özgülükten muzdariptir. Ayrıca, hastalarda ciddi sağlık sorunlarına neden olabilecek yüksek radyasyon dozu içerir (Naseri 2015).

İyonize olmayan mikrodalga frekanslarında elektromanyetik dalgalar kullanan teknolojiler meme kanseri saptanmasında ve yüksek ateşle tedavi (hipertermi) tedavisi için alternatif olarak ortaya çıkmıştır. Bu tekniklerin etkisi normal, kötü huylu ve iyi huylu meme dokularının temel elektromanyetik (dielektrik) özelliklerinin doğru bilgisine bağlıdır (Lazebnik 2008). Mikrodalga görüntüleme (MI) malzemelerin dielektrik özelliklerinin (geçirgenlik ve iletkenlik) geri kazanılmasına dayanır. Son yirmi yılda MI, biyomedikal uygulamalara, özellikle de normal ve kötü huylu meme dokusu arasındaki belirgin dielektrik özellik farkından dolayı meme kanseri taraması ve tedavi izlemesi için artan ilgi çekmiştir. X ışını mamografi gibi diğer geleneksel görüntüleme yöntemleriyle karşılaştırıldığında, MI'nın iyonlaştırıcı olmayan ve basınçsız doğası, onu hastanın bakış açısından çok çekici kılar. Ek olarak MI, küçük tümörleri tespit etmek için nispeten yüksek bir duyarlılığa ve şüpheli bir alanın MRI ve nükleer tıp gibi yöntemlere kıyasla önemli ölçüde daha düşük bir maliyet düzeyinde kötü huylu veya iyi huylu olup olmadığını belirlemek için potansiyel olarak yüksek bir özgülüğe sahiptir (Golnabi 2012).

Röntgen, ultrason, MR ve bilgisayarlı tomografi gibi tıbbi görüntüleme cihazlarını çok iyi bir şekilde kalibrasyon etmek ve geliştirmek için canlı dokuya benzer özellikler taşıyan fantomlar üretilmektedir. Bilimde meydana gelen gelişmeler sayesinde medikal teknolojide büyük adımlar atılmıştır. Mikrodalga gibi düşük frekanslı dalgaların kullanıldığı görüntüleme sistemlerinin kullanımı canlı doku için çok önemlidir, çünkü düşük frekanslı elektromanyetik (EM) dalgaların canlı dokuya herhangi bir zararlı etkisi yoktur (Kottou *et al.* 2014). Bundan dolayı bu frekanslardaki canlı dokuların özelliklerini birebir taklit eden fantomların tasarlanması için yapılan çalışmalar artmıştır. Bu fantomlar tasarlanırken farklı canlı dokuların özelliklerini birebir gösterebilmesi için çeşitli materyaller kullanılmıştır. Elektromanyetik meme görüntüleme, geleneksel görüntüleme yöntemlerine göre kanser tespiti için güvenli ve daha düşük maliyetli bir yöntem sağlar. Mikrodalga görüntüleme ve elektromanyetik dalgalar kavramı son yıllarda birçok araştırma alanında dikkat çekmektedir. Mikrodalga Tomografi prensibi, kötü huylu ve normal dokuların dielektrik özellikleri arasındaki farka dayanır. Tomografik olarak yeniden yapılandırılan görüntüler potansiyel olarak dokunun fizyolojik durumu ve bir organın anatomik yapısı hakkında bilgi sağlayabilir.

Dokuların iletkenliği ve geçirgenliği frekansla değişir. İnsan vücudu heterojen olduğundan, birkaç farklı doku tipinden oluşur. Her doku tipinin değişen iletkenliği ve

geçirgenliği vardır; bu nedenle bazı dokular diğerlerinden daha fazla enerji emer. Tuz içeren fantomlar homojendir ve doğası gereği sadece bir iletkenlik ve geçirgenlik değerine sahiptir. Biyomedikal Mühendisleri, insan vücudunda ve çevresinde kullanılacak donanımı geliştirmek için insan vücudunu etki frekansında taklit eden fantomlara ihtiyaç duyarlar. Bununla birlikte, frekans arttıkça, özellikle 100 MHz'in üzerinde, tuz içeren fantomlar insan vücudunun doğru bir temsili olarak başarısız olur, çünkü frekans arttıkça çeşitli malzemeler farklı davranır. Çok yüksek frekanslarda, suyun yüksek dielektrik sabiti, fantom içinde elektriksel dalga boyunun ciddi şekilde kısalmasına neden olur (Hartsgrove *et al.* 1987; Beck *et al.* 2004; Peterson 2009). Bu, biyolojik bir sistem için geçerli olacağı için elektromanyetik alan dağılımlarında aşırı hatalar ortaya çıkarır. Deneysel olarak kullanılan fantomun uygun geçirgenliğe (genellikle dielektrik sabiti, kayıp teget veya kayıp faktörü olarak adlandırılır) ve iletkenliklerin belirtilen frekansta gerçek dokulara eşdeğer olduğu yeni bir yaklaşım benimsemek gerekir. İnsan vücudunun iletkenliği ve geçirgenliği 10 - 6000 MHz arasında iyi karakterize edilmiştir, bu nedenle ilgili sıklık belirtildikten sonra gerekli geçirgenlik ve iletkenlik değerleri tanımlanabilir (Athey *et al.* 1982; Foster and Schwan 1986; Peterson 2009). Bir insan vücudu fantomu, ilgili frekansta iletkenliği ve dielektrik sabitini değiştirmek için bir araya getirilen çeşitli kimyasallar ve malzemeler kullanılarak oluşturulabilir. Dielektrik sabitini modifiye etmek için kullanılabilecek birkaç ajanın örnekleri aseton, izopropil alkol ve şekerlerdir (sukroz, polisakkaritler). Fantomun iletkenliği tipik olarak tuzlar veya alüminyum tozu gibi diğer iletken maddelerle modifiye edilir. Bu fantomlar, istenen herhangi bir şekle (yani insan vücudunun anatomisine uygun olarak) yapılandırılabilir. Ayrıca değişen geçirgenliğe ve iletkenliğe sahip farklı bölgelere sahip olacak şekilde bölümlere ayrılabilir ve TX-151 su ile jelleşen bir polisakkarit (Oil Center Research, Baton Rouge, LA) gibi bir jelleştirici madde kullanılarak sıvı veya katılaştırılabilir (Mazzara *et al.* 1996; Beck *et al.* 2004; Peterson 2009). Canlı dokularının farklı frekanslarda gösterdiği elektriksel özelliklerine benzer özellikler taşıyan jel fantomların sentezlenmesi amaçlanmıştır. Canlı dokular homojen ya da heterojen yapıda olduğu için, her iki yapıya da uygun yeni tasarımların yapılması düşünülmüştür. Tıbbi görüntüleme cihazlarının, elektromanyetik dalgalarının kullanılması ile test ve kalibrasyonu için jel fantom yapılması asıl amaç olarak hedeflenmiştir. Bu jel fantomun insan dokusunun elektriksel özellikleriyle özdeş olması gerekmektedir. Jel fantomların en büyük dezavantajı zamanla gerek su buharlaşması gerekse organik içeriklerinden kaynaklanan bozulmaların olmasından dolayı bu durumlara karşı uzun süre bozulmaya uğramayacak fantomların yapılması planlanmıştır. Bu fantomların özel bileşenleri ile birlikte bakteriye ve dış etkiye karşı daha fazla dayanıklı olması istenmektedir. Bunların hepsi göz önünde bulundurularak insan meme dokusuna özdeş jel fantomlar yapılarak bu jel

fantomların uygun ortamda test edilmesi amaçlanmıştır.

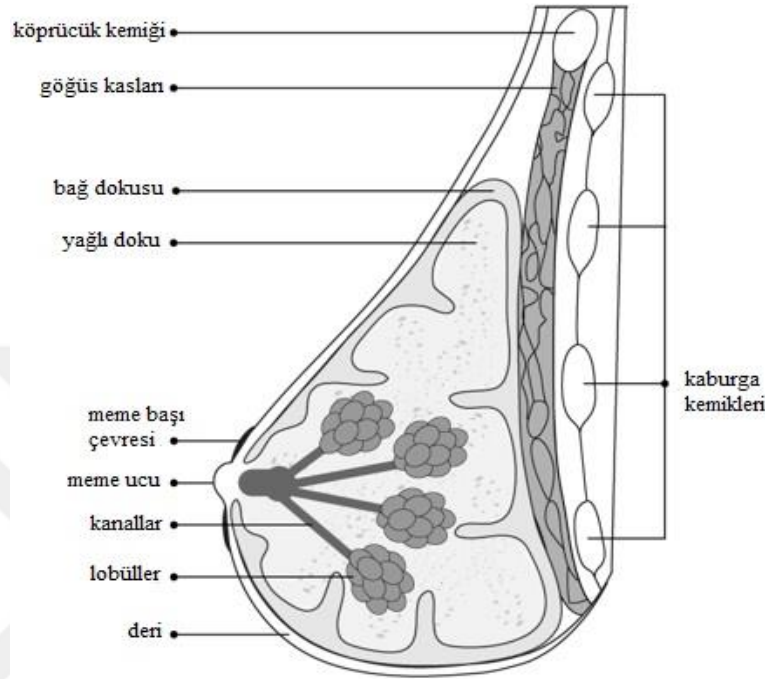
Meme Fizyolojisi

Normal memenin ve çevresindeki dokuların anatomisi Şekil 3'te gösterilmiştir (Anonymous 2016a; Latifah 2016). Genel olarak, meme pektoral bir kasın üzerindedir ve deri, adipoz (yağ), bağ dokusu ve glandüler dokudan oluşur. Yağ, bağ ve glandüler doku oranları insanların yaşı, adet döngüsü ve hamilelik gibi fizyolojik dönemlerine göre değişir. Meme dokularının bileşimi kadınlar arasında değişir. Glandüler, yağ ve bağ dokularının oranı her kadında farklıdır. Yağ dokuları olarak da adlandırılan yağlı dokular köprücük kemiğinden kaburga kafesinin aşağı tarafına doğru genişler; kanalların ve lobüllerin etrafındaki boşlukları doldurur. Her meme daha sonra loblar, lobüller ve süt kanalları gibi diğer bölümlerden oluşur. Loblar ve lobüller süt kanallarından bağlanır. Loblar daha küçük lobüllerden oluşur ve küçük süt üreten bez grupları içerir. Normal ve sağlıklı bir meme dokusundaki lob sayısı 12 ila 20 arasındadır. Lobülün fonksiyonu emziren kadınlarda süt üretmektir. Doğumdan sonra, üretilen süt, bebeği beslemek için kanallardan meme ucuna geçer. Ek olarak, lifli bağ dokuları memeyi destekleme ve sıkılaştırma işlevine sahiptir. Lenf düğümleri kanseri teşhis etmek için önemli bir rol oynar. Lenf, lenfatik sistemde dolaşan sarı sıvı olarak bilinir ve nihayetinde damara boşaltılır. Bu sistemin işlevi bakteri ve atıkları insan vücudundan uzaklaştırmaktır. Kısacası, lenf düğümleri vücutta filtre görevi görür. Kanser durumunda, kanserli hücreler akan doku sıvısı yoluyla kırılır ve en yakın lenf noduna hareket eder, böylece doktorlar hastanın kanserli olup olmadığını belirlemek için erken aşamalarda lenf bezlerini inceleyebilir. Meme kanseri genellikle memenin lobüllerinde, bezlerinde ve kanallarında gelişir (Naseri 2015).

Bir tümör veya neoplazma, kanserli hücreler adı verilen anormal şekilde büyüyen hücrelerden oluşan bir doku yığını tarafından oluşturulur. Kanserli hücre, kısıtlama olmadan büyümeye ve bölünmeye devam eder, sonunda vücuda yayılır ve giderek ölüme yol açar. Tümörler esas olarak iyi huylu ve kötü huylu olarak sınıflandırılabilir. İyi huylu bir tümör kontrol edilebilir bir hızla büyür ve orijinal yerine lokalize kalır. Bu nedenle ne normal dokuyu çevreler, ne de diğer vücut bölgelerine yayılır. Aksine, kötü huylu bir tümör sağlıklı hücreleri işgal eder, bu hücreleri yok eder ve yüksek oranda büyüyebilir veya diğer bitişik dokulara ve organlara yayılabilir. Sadece kötü huylu tümörler uygun bir şekilde kanser olarak kabul edilir (Cooper 1992; Latifah 2016).

Meme kanseri, memedeki hücrelerden gelişen kötü huylu bir tümörü ifade eder. Genellikle lobül veya kanallardan kaynaklanan ve lenf sistemi yoluyla yayılabilen kadınlarda sık görülen bir kanserdir (Anonymous 2016c; Latifah 2016). Yaş, genetik, aile geçmişi veya

çevresel etkiler meme kanserinin risk faktörleridir. Genel olarak, çevreleyen dokular kanserli bölgeye doğru çekilir, böylece bozulmaya neden olur. Bu nedenle, dokular hastalıklı olduğunda genellikle daha yoğun hale gelir. Yüksek yoğunluk genellikle kötülüğün bir göstergesidir. Meme kanseri genellikle iyi huylu tümörlerden daha düzensiz bir şekle sahiptir (Rangayyan *et al.* 1997; Latifah 2016).



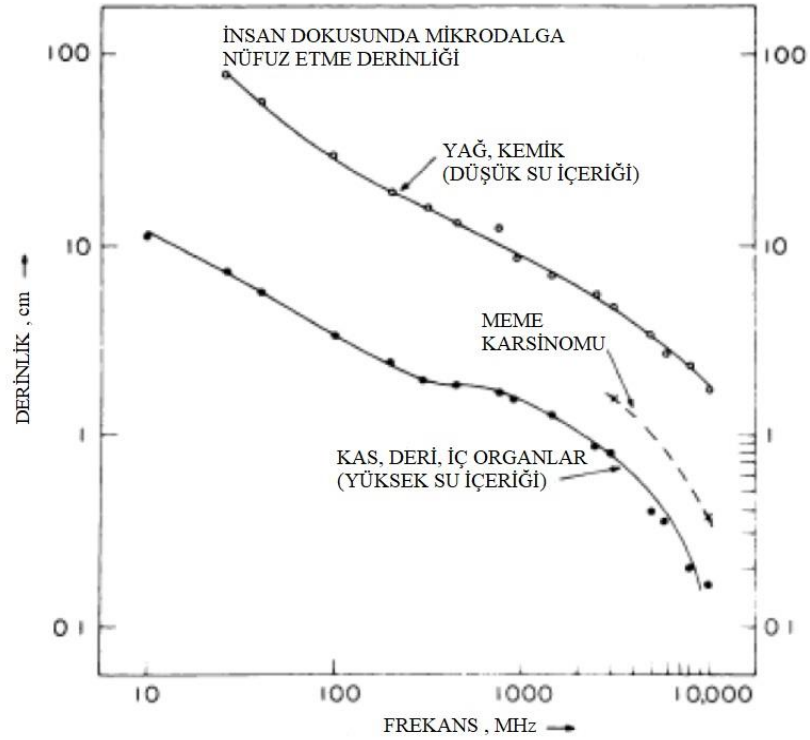
Şekil 3. Normal meme anatomisi (Anonymous 2016a; Latifah 2016)

Meme kanseri meme dokularında bir anormalliktir, çoğunlukla yağlı dokularda ve lobüllerde büyür ve en kötü durumlarda diğer organlara yayılır ve tedavi edilemez metastaza neden olur. Meme, lenf damarları aracılığıyla lenf düğümleri adı verilen küçük doku kitlelerine bağlanır. Lenf düğümleri, bakterileri, kanser hücrelerini ve diğer sağlıklı malzemeleri toplamaktan sorumludur. Kolların altında ve köprücük kemiğinin üstünde ve vücudun diğer bölgelerinde lenf düğümleri grupları vardır.

Hastalığın derecesi aşaması ile tanımlanmaktadır. Kanser aşaması aşağıdakileri içeren çeşitli faktörlere dayanmaktadır: (1) herhangi bir lenf nodu varsa tümörün büyüklüğü, (2) kanser invazif veya invazif değilse ve (3) kanser bölgelere yayılmışsa. Bu açıklamaya göre, meme kanseri evresi üç aşamaya ayrılmıştır. Aşama 0, invazif değildir. Bu aşamada, komşu meme dokusuna kanal veya lobülün ötesine yayılmış kanser hücrelerinin kanıtı yoktur. Bu vaka radyasyon, cerrahi veya her iki prosedürün bir kombinasyonu ile tedavi edilebilir. Aşama 1, invazif meme kanserinin erken evresi olarak kabul edilir; tümörün ölçülen çapı 20 mm'den fazla değildir ve kanser hücrelerinin memenin ötesine yayıldığına dair bir kanıt yoktur. Aşama 2 iki alt gruba ayrılır: 2a ve 2b. Hala tedavi edilebilir bir aşamadır ve hasta belirli tedavilerle tedavi edilebilir. Evre 2a, maksimum çapı 20 mm olan ve kol altındaki lenf

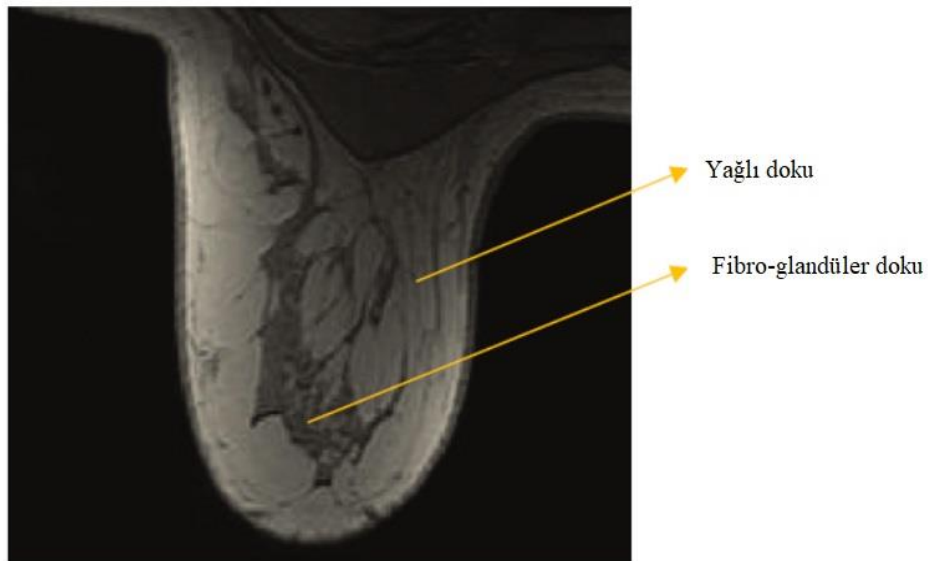
düğümlerine yayılmış veya tümörün büyüklüğü 20 - 50 mm arasında olan ve herhangi bir lenf noduna kadar genişlememiş olan invazif bir meme kanseri evresidir. Aşama 2b durumunda, tümörün çapı 20-50 mm arasındadır ve kanserli kısım kol lenf düğümlerinin altına yayılmıştır veya başka bir durumda tümör boyutu 50 mm'den daha büyüktür ve kol altındaki herhangi bir lenf düğümüne yayılmamıştır. Ayrıca aşama 3, lokal ilerleyen kanserli hücrelere atıfta bulunur. Ayrıca 3a, 3b ve 3c olmak üzere 3 alt kategoriye ayrılır. 3a aşaması durumunda, iki sınıf meme kanseri tanımlanabilir. İlk durumda, tümör çapı 50 mm'den daha büyük değildir, ancak kol lenf düğümlerinin altına yayılmıştır ve kanserli hücrenin kütesini oluşturan birbiri içine büyür ve ayrıca meme kemiğine yakın lenf düğümleri boyunca yayılabilir. Bu tür kanserli hücrelerin ikinci sınıfında lenf düğümleri anormalliklerle ilişkili değildir. Aşama 3b'de, tümör herhangi bir boyutta olabilir ve diğer tümör tiplerinin aksine olabilir; deri ve göğüs kafesine genişleyebilir ve meme derisinde yutmaya neden olabilir. 3c'de tümör herhangi bir boyutta olabilir, ancak köprücük kemiği, göğüs kafesi ve meme derisinin altına veya üstüne yayılan lenf düğümlerine genişler. Son aşama olan aşama 4, belirgin metastaz kanseri olarak bilinir, bu da kanser hücrelerinin vücudun akciğerler, kemikler ve beyin gibi diğer organlarına yayıldığı anlamına gelir (Anonymous 2015c; Naseri 2015).

RF enerjisi farklı biyolojik materyallerin bölgelerini ayıran sınırlarda iletildiğinde, bir ortamla etkileşen elektromanyetik dalganın elektromanyetik özellikleri esas olarak nüfuz etme derinliğine ve iletim katsayısına bağlıdır (Lin 2012; Latifah 2016). Yüksek su içeriği olan dokular ve düşük su içeriği olan dokular farklı nüfuz etme derinliğine ve iletim katsayısına sahiptir. Bir örnek olarak, düşük su içerikli dokular için RF düzlem dalgalarının nüfuz etme derinliği, yüksek su içerikli dokulardan yaklaşık 5 kat daha fazladır (Lin 2012; Latifah 2016). Farklı su içeriğine sahip insan dokusu için nüfuz etme derinliğinin tipik değerleri Şekil 4'te verilmiştir (Barrett *et al.* 1980; Latifah 2016). Nüfuz etme derinliği ayrıca dalga boyuna ve dielektrik özelliklerine bağlıdır.



Şekil 4. Frekansa karşı nüfuz etme derinliğinin tipik değerleri (Barrett *et al.* 1980; Latifah 2016)

İnsan memesindeki tipik doku dağılımını göstermek için, manyetik rezonans (MR) görüntüsünün bir dilimi Şekil 5'te gösterilmiştir. Beyaz bölgeler çoğunlukla yağ dokusunu gösterirken koyu bölgeler çoğunlukla fibro glandüler dokuya karşılık gelir. Önemli kayıp ile birlikte bu, yayılma ortamını çok karmaşık hale getirir. Doku heterojenliği, görüntü üretmek için mikrodalga verilerini işleyen algoritmalar için önemli bir sorundur (Nikolova 2011; Latifah 2016).



Şekil 5. Enine düzlemde bir MR meme görüntüsünün bir dilimi (Nikolova 2011; Latifah 2016)

Normal meme dokusu doğası gereği heterojendir ve sonuç olarak meme dokusu sınıflandırma ile ilgili literatür oldukça belirsizdir (Sha *et al.* 2002). Sonuç olarak bu analiz üç birincil meme dokusu kategorisine odaklanacaktır: iyi huylu ve kötü huylu meme anormallikleri dahil olmak üzere yağ, glandüler ve bağ dokuları. Meme dokusu yoğunluğu meme kanseri riski ile güçlü bir şekilde ilişkilidir; meme dokusu bileşimindeki değişiklikler meme yoğunluğunu etkiler. Meme Görüntüleme Raporlama ve Veri Sistemi (BIRADS) dört radyografik meme yoğunluğunu tanımlar: ağırlıklı olarak yağ, dağınık yoğun, heterojen yoğun ve aşırı yoğun (Sha *et al.* 2002). Bu bileşim varyansı, menstruasyon, gebelik ve emzirme gibi fizyolojik koşullara bağlı olarak doku sıcaklığı değişimi ve su içeriği değişiklikleri ile birleştiğinde, hem sağlıklı hem de anormal meme dokusu için çok çeşitli DP (dielektrik özellik)'lere neden olur (McCormack and dos Santos Silva 2006).

Meme Kanseri için Radyoterapi

Radyasyon tedavisi, kanser hücrelerini yok eden yüksek enerjili ışınlarla (veya partiküllerle) tedavidir. Meme kanseri olan bazı kadınların diğer tedavilere ek olarak radyasyona ihtiyacı olacaktır. Radyasyon tedavisi aşağıdaki çeşitli durumlarda kullanılır:

- Meme koruyucu ameliyattan sonra (BCS), kanserin aynı memeye veya yakındaki lenf düğümlerine geri dönme şansını azaltmak için.
- Mastektomi (ameliyatla memenin alınması) sonrası, özellikle kanser 5 cm'den (yaklaşık 2 inç) büyükse, birçok lenf nodunda kanser bulunursa veya bazı cerrahi sınırlarda cilt veya kas gibi kanser varsa.
- Kanser, kemik veya beyin gibi vücudun diğer bölgelerine yayılmışsa.

Meme kanserini tedavi etmek için kullanılabilecek ana radyasyon tedavisi türleri dış ışın radyasyon tedavisi (EBRT) ve brakiterapidir.

Dış ışın radyasyonu

Bu, meme kanseri olan kadınlar için en yaygın radyasyon tedavisi türüdür. Vücudun dışındaki bir makine radyasyonu kanserin etkilediği bölgeye odaklar.

Hangi alanların radyasyona ihtiyacı olduğu, mastektomi veya BCS olup olmadığına ve kanserin yakındaki lenf düğümlerine ulaşp ulaşmadığına bağlıdır.

Bir mastektomi yapılmışsa ve hiç lenf nodu kanser hücresine sahip değilse, radyasyon göğüs kafesine, mastektomi yarasına ve ameliyattan sonra iltihabın vücuttan çıktığı yerlere odaklanır.

BCS varsa, büyük olasılıkla tüm memeye radyasyon (tüm meme radyasyonu denir) ve memede kanserin çıkarıldığı bölgeye (tümör yatağı denir) ekstra radyasyon artar. Destek genellikle tüm memeye yapılan tedaviler sona erdikten sonra verilir. Tümör yatağına yönelik daha az miktarda radyasyon ile aynı makineyi kullanır. Çoğu kadın, destek radyasyonunda tüm meme radyasyonundan farklı olarak yan etkileri fark etmez.

Kolun altındaki lenf düğümlerinde (aksiller lenf düğümleri) kanser bulunursa, bu bölgeye radyasyon da verilebilir. Bazı durumlarda, tedavi edilen bölge ayrıca köprücük kemiğinin üzerindeki düğümleri (supraklaviküler lenf düğümleri) ve göğsün ortasındaki meme kemiğinin altındaki düğümleri (iç meme lenf düğümleri) içerebilir.

Meme kanseri için dış ışın radyasyon çeşitleri ve programları

Tüm meme radyasyonu

Tüm meme radyasyonunu almak için standart program yaklaşık 6 ila 7 hafta boyunca haftada 5 gündür. Başka bir seçenek, radyasyonun tüm memeye verildiği, ancak daha az tedavi (tipik olarak sadece 3 - 4 hafta) kullanılarak daha büyük günlük dozlarda verilen hipofraksiyonlu radyasyon tedavisidir. BCS ile tedavi edilen ve koltuk altı lenf düğümlerine yayılmış kanser olmayan kadınlarda, bu programın, kanserin aynı memeye geri dönmesini önlemede, radyasyonun daha uzun süreler boyunca verilmesi kadar iyi olduğu gösterilmiştir. Ayrıca daha az kısa süreli yan etkiye neden olabilir.

Hızlandırılmış kısmi meme ışınlaması

Bazı kadınlarda, bazı doktorlar tüm memeye kıyasla memenin sadece bir kısmına daha kısa sürede daha büyük dozlar vermek için hızlandırılmış kısmi meme ışınlaması (APBI) kullanmaktadır. Bu yeni yöntemlerin standart radyasyonla aynı uzun vadeli sonuçlara sahip olup olmayacağını bilmek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğundan, tüm doktorlar bunları kullanmaz. Birkaç farklı hızlandırılmış kısmi meme ışınlaması türü vardır:

İntraoperatif (Ameliyat esnasında olan) radyasyon tedavisi (IORT): Bu yaklaşımda, BCS'den hemen sonra (meme kesiği kapatılmadan önce) ameliyathanede tümörün çıkarıldığı bölgeye (tümör yatağı) tek bir büyük doz radyasyon verilir. IORT özel ekipman gerektirir ve yaygın değildir.

3D-konformal radyoterapi (3D-CRT): Bu teknikte, radyasyon özel makinelerle verilir, böylece tümör yatağını daha iyi hedefler. Bu sağlıklı memeyi daha çok korur. Tedaviler 5 gün boyunca günde iki kez verilir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT): IMRT, 3D-CRT gibidir, ancak bazı bölgelerdeki bazı ışınların mukavemetini de değiştirir. Bu, tümör yatağının belirli kısımlarına daha güçlü dozlar alır ve yakındaki normal vücut dokularına verilen hasarı azaltmaya yardımcı olur.

Brakiterapi: İç radyasyon olarak da bilinen brakiterapi, radyasyon tedavisi vermenin başka bir yoludur. Radyasyon ışınlarını vücudun dışından hedeflemek yerine, kanserin çıkarıldığı alanda (tümör yatağı) kısa bir süre boyunca meme dokusuna radyoaktif kaynaklar veya tanecikler içeren bir cihaz yerleştirilir.

BCS olan bazı kadınlar için, brakiterapi kendiliğinden (tüm memeye radyasyon yerine) hızlandırılmış kısmi meme ışınlaması şeklinde kullanılabilir. Tümör büyüklüğü, yeri ve diğer faktörler brakiterapiyi kimin alabileceğini sınırlayabilir.

Brakiterapi türleri aşağıda verilmiştir.

İntrakaviter brakiterapi: Meme kanserli kadınlar için en yaygın brakiterapi türüdür. Bir cihaz BCS'den kalan boşluğa yerleştirilir ve tedavi tamamlanana kadar orada bırakılır. Çoğu uygun yerleştirme için cerrahi eğitim gerektiren birkaç farklı cihaz vardır. Hepsi memeye küçük bir kateter (tüp) olarak girer. Daha sonra memenin içindeki cihazın ucu bir balon gibi genişletilir, böylece tüm tedavi için güvenli bir şekilde yerinde kalır. Kateterin diğer ucu memeden çıkar. Her tedavi için, bir veya daha fazla radyasyon kaynağı (genellikle tanecikler) tüpün içinden ve cihaza doğru kısa bir süre boyunca yerleştirilir ve daha sonra çıkarılır. Tedaviler tipik olarak ayakta olarak 5 gün boyunca günde iki kez verilir. Son tedaviden sonra cihazın gazı boşaltılır ve çıkarılır.

İnterstisyel brakiterapi: Bu yaklaşımda, kateter adı verilen birkaç küçük, içi boş tüp, kanserin çıkarıldığı alanın çevresindeki memeye yerleştirilir ve birkaç gün boyunca yerinde bırakılır. Radyoaktif tanecikler, kateterlere her gün kısa bir süre sokulur ve daha sonra çıkarılır. Bu brakiterapi yöntemi daha uzun süredir vardır (ve bunu destekleyecek daha fazla kanıt var), ancak çok fazla kullanılmamaktadır.

BCS sonrası tek radyasyon olan intrakaviter brakiterapinin erken çalışmaları, standart tüm meme radyasyonuna kıyasla en azından eşit kanser kontrolüne sahip olduğu kadar umut verici sonuçlar vermiştir, ancak kötü estetik sonuçlar da dahil olmak üzere daha fazla komplikasyona sahip olabilir. Bu tedaviyle ilgili çalışmalar yapılmakta ve daha fazla takip gerekmektedir.

İntrakaviter brakiterapinin olası yan etkileri şunlardır:

Harici ışın radyasyonunda olduğu gibi, intrakaviter brakiterapinin aşağıdaki durumları kapsayan yan etkileri olabilir:

- Tedavi bölgesinde kızarıklık ve / veya morarma
- Meme ağrısı
- Enfeksiyon
- Memedeki yağ dokusunda hasar
- Nadir durumlarda kaburgaların zayıflığı ve kırığı
- Memede sıvı toplanması (seroma)

Göğüs kafesi radyasyonu

Bir mastektomi yapılmışsa ve hiçbir lenf nodunda kanser yoksa, tüm göğüs kafesine, mastektomi kesğine ve herhangi bir cerrahi iltihap akış bölgesine radyasyon verilecektir. Genellikle 6 hafta boyunca haftada 5 gün verilir.

Lenf nodu radyasyonu

BCS veya mastektomi geçirilmiş olsa da olmasa da, kolun altındaki lenf düğümlerinde (aksiller lenf düğümleri) kanser bulunursa, bu bölgeye radyasyon verilebilir. Bazı durumlarda, köprücük kemiğinin üzerindeki (supraklaviküler lenf düğümleri) ve göğsün ortasındaki meme kemiğinin arkasındaki (iç meme lenf düğümleri) lenf düğümleri de koltuk altı düğümleri ile birlikte radyasyon alır. Genellikle meme veya göğüs kafesine radyasyon verildiği gibi 6 hafta boyunca haftada 5 gün günlük olarak verilir.

Dış ışın radyasyon tedavisinin memeye kısa süreli yan etkileri şunlardır:

- Memede şişme
- Tedavi edilen bölgede güneş yanığına benzer cilt değişiklikleri (kızarıklık, cilt soyulması, cildin koyulaşması)
- Yorgunluk

Sağlık ekibi, tedavi edilen cildi güneşe maruz bırakmamayı önerebilir, çünkü cilt değişikliklerini daha da kötüleştirebilir. Çoğu cilt değişikliği birkaç ay içinde iyileşir. Meme dokusunda değişiklikler genellikle 6 ila 12 ay içinde geçer, ancak daha uzun sürebilir.

Dış ışın radyasyon tedavisi daha sonra başka yan etkilere neden olabilir:

- Bazı kadınlarda radyasyon tedavisi memenin küçülmesine ve daha sıkı olmasına neden olabilir.
- Radyasyon daha sonra meme yeniden yapılandırma seçeneklerini etkileyebilir. Ayrıca, yeniden yapılandırmadan sonra, özellikle doku flep (vücudun bir kısmından

kesilip diğer bir kısmına eklenen doku parçası) yöntemleri sonrasında verilirse, görünüm ve iyileşme ile ilgili problemleri artırabilir.

- Meme radyasyonu geçiren kadınların emzirme problemleri olabilir.
- Memeye verilen radyasyon bazen koldaki bazı sinirlere zarar verebilir. Buna brakial pleksopati denir ve omuz, kol ve elde uyuşma, ağrı ve zayıflığa yol açabilir.
- Koltuk altı lenf düğümlerine radyasyon, lenfödem, kol veya göğüste bir tür ağrı ve şişmeye neden olabilir.
- Nadir durumlarda, radyasyon tedavisi kaburgaları zayıflatabilir ve bu da kırığa yol açabilir.
- Geçmişte, akciğerlerin ve kalbin bölümlerinin bir miktar radyasyona yakalanma olasılığı daha yüksekti, bu da bazı kadınlarda bu organların uzun süreli hasar görmesine neden olabilirdi. Modern radyasyon tedavisi ekipmanları radyasyon ışınlarına daha iyi odaklanır, bu nedenle bu sorunlar bugün nadirdir.
- Memeye radyasyonun çok nadir bir komplikasyonu, anjiyosarkom adı verilen başka bir kanserin gelişmesidir (Anonymous 2019).

Görüntüleme Tekniklerinde ve Radyoterapide Fantomun Önemi

Meme tümörleri, Avrupa ülkelerinin kadın hastalarında en sık görülen kanser türüdür ve tüm vakaların % 30,9'unu oluşturmaktadır (Ferlay *et al.* 2007; Berris *et al.* 2013). Tarama mamografisi ile erken kanser tanısı ve yardımcı tedavideki son gelişmeler meme kötücül tümörlerinden kaynaklanan ölüm oranını azaltmıştır (Berry *et al.* 2005; Kalager *et al.* 2009; Berris *et al.* 2013). Meme kanserinden muzdarip kadınların beş yıllık sağkalım oranı Avrupa'da % 79'a ulaşmıştır (Sant *et al.* 2009; Berris *et al.* 2013). Radyasyon tedavisi meme karsinomunun yardımcı yönetiminde önemli bir rol oynamaktadır (Barrett *et al.* 2009; Berris *et al.* 2013). Bununla birlikte, radyoterapi kaçınılmaz olarak tamamen veya kısmen tedavi hacminden hariç tutulan organları / dokuları iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakır. De Gonzalez *et al.* (2010), bu organlar tarafından alınan 1 Gy'den daha yüksek radyasyon dozu nedeniyle akciğer ve özofajal (yemek borusuna ait) kanserine neden olduğu için yüksek bir bağıl risk bulmuşlardır (Berris *et al.* 2013). Stovall *et al.* (2008), sağlıklı meme dozu 1 Gy'i aştığında 40 yaşın altındaki kadınlarda kontralateral (karşı tarafla ilgili) meme kanseri gelişme riski yüksek olduğunu göstermiştir. Huang and Mackillop (2001), tedavi edilen anatomik bölgenin yakınında radyoterapiye bağlı yumuşak doku sarkomları (kanseri belirtileri) için yüksek bir risk bildirmiştir. Tedavi edici ışınlama, tükürük bezleri ve yumurtalıklar gibi

memeden uzak bölgelerde kanser üreme riski ile ilişkili olabilir ve ayrıca jinekolojik kanser oluşumunda önemli bir etkiye sahiptir (Kirova *et al.* 2008; Berris *et al.* 2013).

Literatürde meme kanseri radyoterapisine bağlı organ dozları hakkında az bilgi bulunmaktadır. Meme radyoterapisinden sağlıklı organ dozu hesaplaması ile ilgili önceki çalışmalar tedavi planlama sistemleri kullanılarak gerçekleştirilmiş ve bu nedenle sonuçları tedavi alanına çok yakın bulunan anatomik alanlarla sınırlandırılmıştır (Aznar *et al.* 2011; Lettmaier *et al.* 2011; Berris *et al.* 2013). Meme kanseri tedavisine uygun organ dozu tespiti için termolüminesans dozimetrelerle (TLD) hem canlı organizma içi hem de fantom ölçümleri kullanılmıştır (Woo *et al.* 2006; Harrison *et al.* 2007; Stovall *et al.* 2008; De Gonzales *et al.* 2010; Berris *et al.* 2013). Canlı organizma içi deneyler yüzey dozu tahmini ile sınırlıdır. Fantom ölçümleri, her bir organ hacmi boyunca doz varyasyonunu veya birincil ışına kısmen dahil edilen organlarda gözlenen dik doz eğimlerini saptamak için doku eşdeğeri bir fantom içine çok sayıda TLD çipinin yerleştirilmesini gerektirir. Bu dozların organizma içerisinde veya dışında belirlenebilmesi için biyomalzemeler kullanılır. Biyomalzemeler, vücut dokuları, kan ve diğer vücut sıvılarıyla sürekli temas halinde olan biyoyumlu malzemeler olarak tanımlanabilir (Bruck 1980; Kalappura 2013). Kullanıldıkları vücut kısımları üzerinde olumsuz etkiler oluşturmamalıdır. Doğal veya sentetik yapıda olabilirler. Bir bilim olarak biyomalzemelerin gelişimi yaklaşık elli yaşındadır. Biyomalzeme bilimi tıp, biyoloji, kimya, doku mühendisliği ve malzeme bilimi unsurlarını kapsar. Biyomalzemelere örnekler aşağıda verilmiştir.

- Eklem protezi
- Kemik plakaları
- Kemik dolgu maddesi
- Yapay bağlar ve tendonlar
- Diş sabitleme için diş implantları
- Kan damar protezleri
- Kalp kapakçıkları
- Cilt onarım cihazları (yapay doku)
- Koklear protezler
- Kontak lensler
- Meme implantları
- Cerrahi dikişler
- Kateterler

İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler biyouyumluluk çalışmalarına tabi tutulacaktır (ISO 10993 1994; Helmus *et al.* 2008; Kalappura 2013). Bu çalışmalar konakçı vücudun implante edilen materyale uygun şekilde tepki verip veremeyeceğini ortaya çıkarabilir. Kan kaplamaya direnç (örn. Hemodiyaliz membranı), bakteri kolonizasyonuna direnç (örneğin Üriner kateter) ve normal, komplikasyonsuz iyileşme (örn. Doku mühendisliği uygulamaları) gibi konakçı yanıtları, biyouyumluluk incelenirken göz önünde bulundurulması gereken en önemli şeylerdir (Katti 2007; Kalappura 2013).

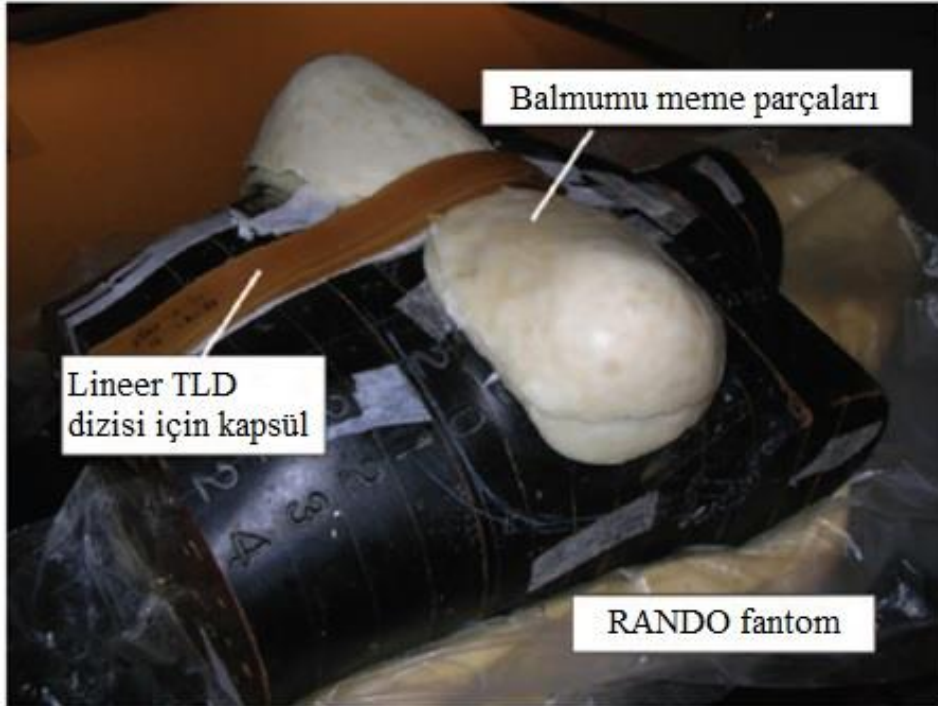
Bir biyomalzemenin bir vücut içine başarılı bir şekilde yerleştirilmesi, sadece malzemenin biyouyumlu özelliklerini gerektirmez, aynı zamanda hastanın sağlığı, ameliyatın yapıldığı ortam, kullanılan izleme ekipmanı kalitesi olarak cerrahın yetkinliği gibi dış faktörlere de bağlıdır.

Biyomalzemeler ayrıca bir doku veya vücut kısmını taklit eden temel dielektrik özelliklere sahip olan fantom malzemeler olarak faydalıdır. Mikrodalga görüntüleme uygulamalarında ve SAR çalışmaları gibi biyolojik dokularla mikrodalga etkileşimini içeren çalışmalar için kullanılırlar. Lazebnik *et al.* (2005), çeşitli insan yumuşak dokularının 500 MHz ila 20 GHz mikrodalga frekansı üzerindeki ayırıcı dielektrik özelliklerine yaklaşan jelatin içinde yağ dağılımlarının kullanımını bildirmişlerdir. Çalışma, yağ konsantrasyonunu değiştirerek çeşitli biyolojik dokuların taklit edilmesini içeriyordu. Malzemelerin, meme kanseri saptama ve görüntüleme sistemleri gibi dar bant ve ultra geniş bantlı mikrodalga teknolojileri için insan benzeri tipler dahil heterojen fantomlar oluşturmak için kullanılabileceği bildirilmiştir (Kalappura 2013).

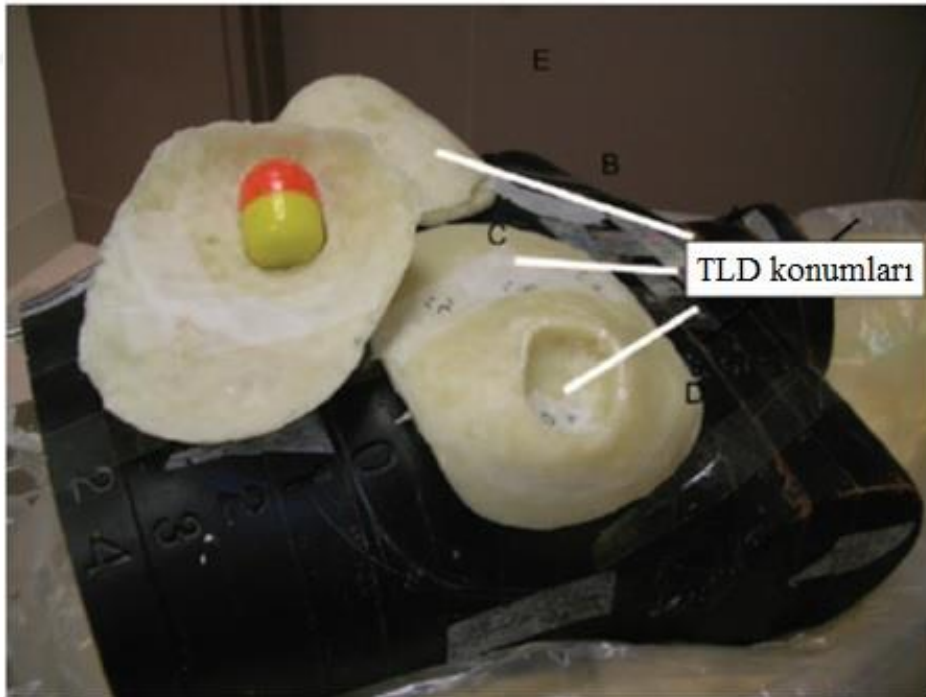
Başka bir çalışmada, mikrodalga frekanslarının X ve S bantlarındaki dozimetri çalışmalarında kullanılmak üzere Cheung and Koopman (1976) tarafından simüle edilmiş biyodokular geliştirilmiştir (Kalappura 2013). Geliştirilen fantomların spesifik sıcaklığı, kullanıldıkları dokularla eşleşmiştir. Bindu *et al.* (2006), düşük su içerikli dokuları temsil eden Polivinil Asetat bazlı fantomları mikrodalga tomografik görüntüleme uygulamaları için geliştirmiştir.

Wirth *et al.* (2008), Hodgkin lenfoma için radyoterapi ile fantom ölçümleri ve bilgisayarlı meme doz tahminleri üzerine bir çalışma yapmıştır. Bu çalışmada gerçekçi bir düzenekte meme dozu dağılımını incelemek için, insan benzeri bir fantom (Alderson Rando) meme anatomisini taklit eden balmumu parçalarını içerecek şekilde modifiye edilmiştir. Fantom, akciğer eşdeğeri materyali içermektedir. LiF: Mg, Ti termolüminesans dozimetresi (TLD) (3 mm x 3 mm x 1 mm), meme eşdeğeri doku içinde beş yere yerleştirilmiştir. TLD

pozisyonlarının dördü tek taraflı boyun alanına göre eş taraflı memede bulunmaktadır. Fantom ve meme ekleri Şekil 6'da ve TLD konumları Şekil 7'de gösterilmiştir.



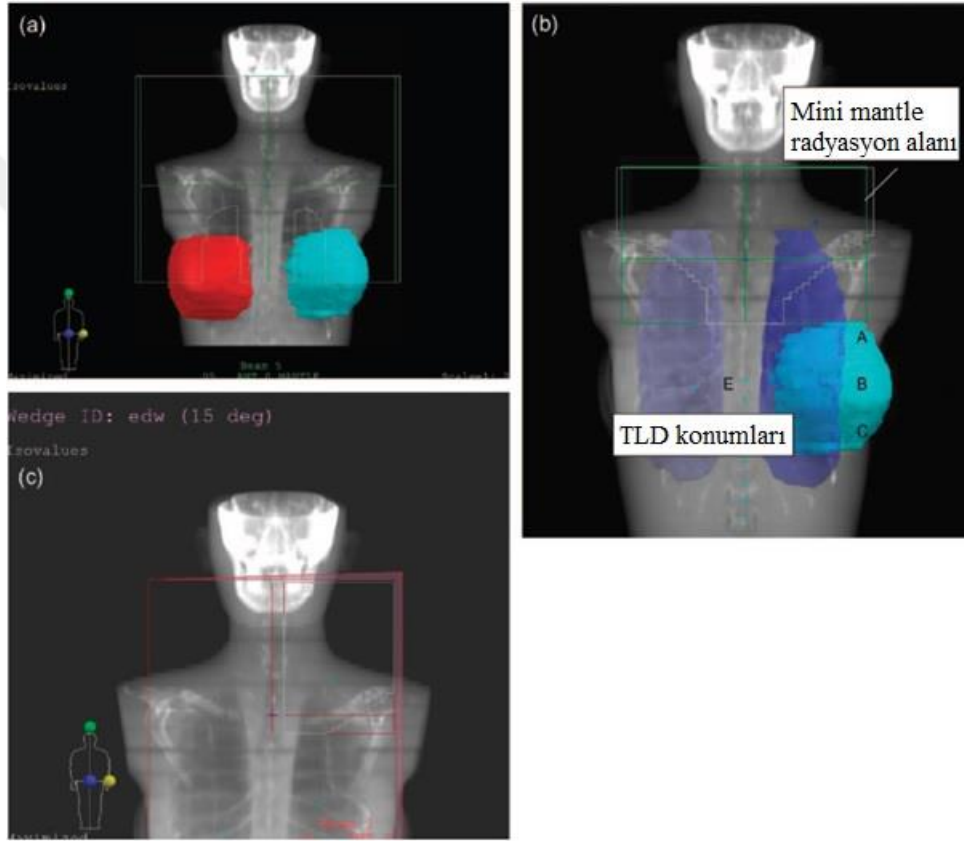
Şekil 6. Fantom kurulumunun gösterimi. TLD, termolüminesans dozimetre (Wirth *et al.* 2008)



Şekil 7. Termolüminesans dozimetre (TLD) konumlarının gösterimi (Wirth *et al.* 2008)

Memedeki beş TLD pozisyonuna ek olarak, fantom yüzeyinde, minimantle alanının alt sınırından toplam 19 cm mesafeye kadar birbirinden 2 cm aralıklı bir TLD sırası ve TLD'nin üzerine 1 cm kalınlığında bir kapsül yerleştirilmiştir. Bu kurulum Şekil 6'da da gösterilmiştir.

İnsan benzeri fantomun bilgisayarlı tomografi görüntüleri, Philips Brilliance 16 dilimli CT (Bilgisayarlı Tomografi) tarayıcı (Philips Medical Systems, Eindhoven, Hollanda) kullanılarak elde edilmiştir. Dilim kalınlığı ve aralığı 5 mm'dir. Dosyalar mesleki bir tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. Fantom meme hacmi şekillenmiş ve sanal bir simülasyon filmi üzerinde üç alan belirlenmiştir: (i) Tam bir mantle alanı (alan boyutu 38 cm x 31 cm); (ii) Bir üst mediastinal / iki yönlü boyun (minimantle) alanı (alan büyüklüğü 25 cm x 16 cm); ve (iii) orta ve alt alan kenarında sapmayı önlemek için asimetrik çenelerin ikili kullanımı ile sol boynuna (12 cm x 9 cm alan boyutu) dahil olan bir alan. Üç alanın ana hatları Şekil 8'de gösterilmektedir.



Şekil 8. Üç alanın gösterimi: (a) mantle, (b) minimantle ve (c) sol boyun alanı. TLD, termolüminesans dozimetre (Wirth *et al.* 2008)

Üç alanın her birine, 6 MV x-ışınları ile bir Varian 21 doğrusal hızlandırıcı (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) kullanılarak tedavi verilmiştir. Tedaviler, tedavi edilmiş ön ve arka alanlar ile mantle protokolüne uygun olarak 120 cm kaynağa ve deri mesafesinde gerçekleştirilmiştir. TLD'ye ölçülebilir bir doz vermek için, fantoma mantle, minimantle ve boyun alanı için toplam 1,5 , 6 ve 10 Gy'lik bir doz verilmiştir. Tüm ölçümler tipik olarak üç kez tekrarlanmış ve TLD sonuçlarının ortalaması alınmıştır. TLD, sıcak azot ısıtmalı otomatik bir TLD okuyucu kullanılarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışma, Hodgkin lenfoma için tipik ilgili alanda tedavi edilen hastalar için öngörülen meme dozlarının, fantom ölçümlerinden türetilen gerçekte alınan dozların göstergesi olup olmadığını değerlendirmek için yapılmıştır. XiO kullanılarak tahmin edilen doz ile TLD kullanılarak ölçülen doz arasında, yaklaşık 0,2 Gy üzerindeki meme dozları ile alan kenarının 10 cm içinde ölçülen dozlar arasında uyum olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte, alan kenarından 10 cm'den daha düşük dozlar veya mesafeler için, ölçülen doz hesaplanan dozdan daha büyük çıkmıştır. TLD yanlılığı nedeniyle bu tutarsızlığı hariç tutmak için ölçülen ve öngörülen doz arasındaki ilişkiyi daha dikkatli bir şekilde değerlendirmek üzere iyon odası ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Mantleden minimantle'a veya IFRT'nin (ilgili alan radyoterapisi) boyuna doğru hareketinin, seçilen nokta dozları, ortalama doz veya 0,5 veya 4 Gy'den fazla alan meme hacmi olarak ifade edilse de meme dozunu önemli ölçüde azalttığını göstermiştir. Meme dozundaki bu azalmaları, kanser riskini azaltma tahminlerine dönüştürmenin kolay olmadığı düşünülmüştür. Meme dozu ile meme kanseri riskine ilişkin elde iyi veriler vardır, ancak dozdaki azalmaları kanser riskindeki azalmaya çevirmek için hangi tek parametrenin veya doz parametrelerinin kombinasyonunun en yararlı olduğu belirsizdir. Meme dozunu uzun vadeli riskle anlamlı bir şekilde ilişkilendirmek için sofistike modeller gerekebileceği düşünülmektedir. Prenses Margaret Toronto'daki araştırmacılar yakın zamanda kantitatif bir model kullanarak meme dozu verilerini meme kanseri riskine dönüştürmek için bir yaklaşım açıklamışlardır (Koh *et al.* 2007; Wirth *et al.* 2008). Mantleden IFRT'ye yapılan bir değişikliğin meme kanseri riskini % 65 azaltacağını, öngörülen dozu 35 ila 20 Gy'ye düşüreceğini ve kanser riskini % 40 daha azaltacağını tahmin etmişlerdir (Wirth *et al.* 2008).

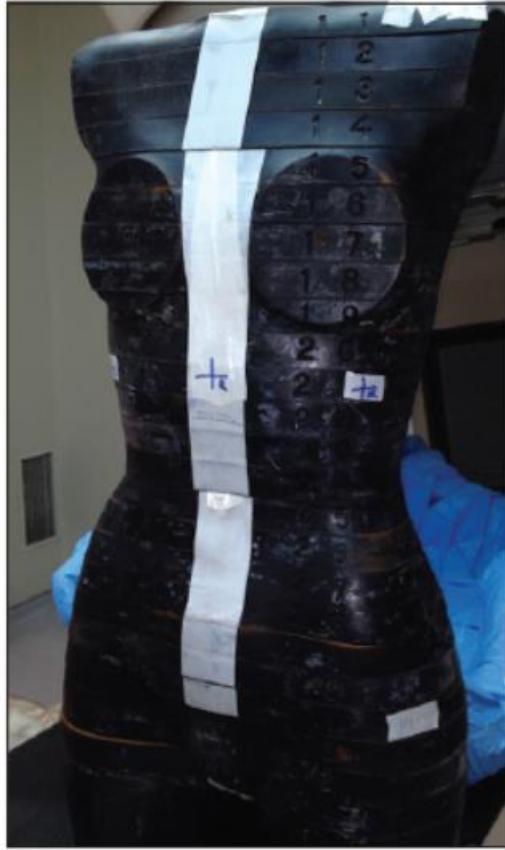
Bu çalışmada bazı sınırlılıkların gelecekteki çalışmalarda ele alınması gerekeceği düşünülmüştür. Fantomun meme anatomisi normal anatomiye daha iyi yaklaşabilir. Özellikle fantom meme dokusu, köprücük kemiği ve orta hatta daha yakın yerleştirilmelidir. Ayrıca, fantom sadece bir vücut görünüşünü temsil ederken, farklı meme boyutları ve hareketliliği olan hastalarda meme dokusu konumundaki değişiklik, farklı meme dozlarına yol açabilir. Sonuçlar muhtemelen ticari olarak mevcut diğer planlama sistemleri için geçerli olsa da, saha dışı meme dozu tahminlerinin doğruluğu, sistemden sisteme ve merkezlere göre değişebilir ve bireysel hastalarda meme dozu tahminlerinin kullanılması plan sistemlerinin doğruluğunun değerlendirmesini gerektirebilir (Nisbet *et al.* 2004; Wirth *et al.* 2008).

Başka bir çalışmada, bir kilovoltaj koni ışın BT (kV-CBCT) meme, bir mega voltajlı fan ışın BT (MV-FBCT) meme ve bir TomoDirectTM meme tedavisinden alınan doz araştırılmıştır. Bir insan benzeri kadın fantom içine yerleştirilen termolüminesans

dozimetreler, çeşitli organ ve dokularda dozu ölçmek için kullanılmıştır. Kontralateral meme, akciğerler ve kalp kV-CBCT'den 0,40 cGy, 0,45 cGy ve 0,40 cGy ve MV-FBCT'den 1,74 cGy, 1,39 cGy ve 1,73 cGy ışınlamıştır. Sadece tedaviye kıyasla, günlük görüntüleme kontralateral meme, kontralateral akciğer ve kalp dozunu kV-CBCT için % 12, % 24 ve % 13 ve MV-FBCT için % 52, % 101 ve % 58 oranında artıracak görülmüştür. Görüntüleme dozunun tedavi dozuna göre etkisi kontralateral meme için lineer ve lineer-kuadratik radyasyona bağlı sekonder kanser risk modelleri ile değerlendirilmiştir. Bu çalışmada sunulan ek görüntüleme dozu ve risk tahminleri, meme radyoterapisinde hasta pozisyonu doğrulama protokolleri için bir görüntü yöntemi ve sıklığı göz önüne alındığında dikkate alınması gerektiği düşünülmüştür (Quinn *et al.* 2013).

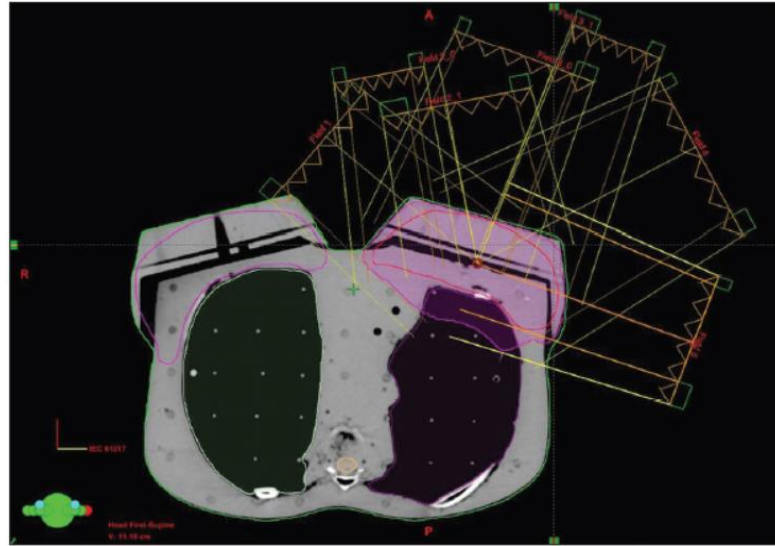
Öğretici *et al.* (2017) tarafından yapılan bir çalışmada meme kanseri olan gebe hastalarda radyasyon tedavisi boyunca fetal dozu azaltan faktörler araştırılmıştır. TPS (Tedavi Planlama Sistemleri) faktörü, AAA (Anizotropik Analitik Algoritma) ve Acuros XB (dış ışınlama) olarak iki farklı planlama algoritması ile değerlendirilmiştir. Ekranlama faktörünü değerlendirmek için standart bir radyolojik amaçlı kurşun koruyucu önlük seçilmiştir. Her iki çalışmada da, nokta dozunu ölçmek için termoluminesans dozimetreleri kullanılmış ve bu çalışmada bir kadın hamile hastayı simüle etmek için bir Alderson RANDO fantom kullanılmıştır. Fantomun 32. diliminde on üçüncü ölçüm noktası, fetüsün 8. haftasına kadar olan tüm olası yerlerini kapsayacak şekilde seçilmiştir.

Hamilelik süresi < 8 hafta olan sol meme kanseri hastasını simüle etmek için bir Alderson insan benzeri kadın RANDO radyasyon tedavisi fantomu (Radiology Support Devices Inc., Long Beach, CA, ABD) kullanılmıştır. Bu hamileliğin zaman sınırlaması, fetüsün daha yüksek radyasyon duyarlılığı ve annenin karın bölgesinde hacim değişiklikleri olmaması nedeniyle seçilmiştir. Fantom, çeşitli meme hacimleri (200 ila 1200 ml) oluşturabilen birkaç meme dilimi içermiştir. Bu çalışmada, Türkiye'de yapılan bir çalışmaya göre ortalama 500 ml meme hacmi seçilmiştir (Avşar *et al.* 2010; Öğretici *et al.* 2017). Fantomun hareketsizleştirilmesi için standart meme radyoterapisinde yapıldığı gibi bir vakum torbası hazırlanmıştır. Şekil 9'da gösterildiği gibi fantomun hazırlanmasından sonra, Philips Brilliance Big Bore 4D CT tarayıcı (Philips Medical Systems, Cleveland, OH, ABD) kullanılarak tüm vücut CT görüntüsü (5 mm dilim kalınlığında) çekilmiştir.



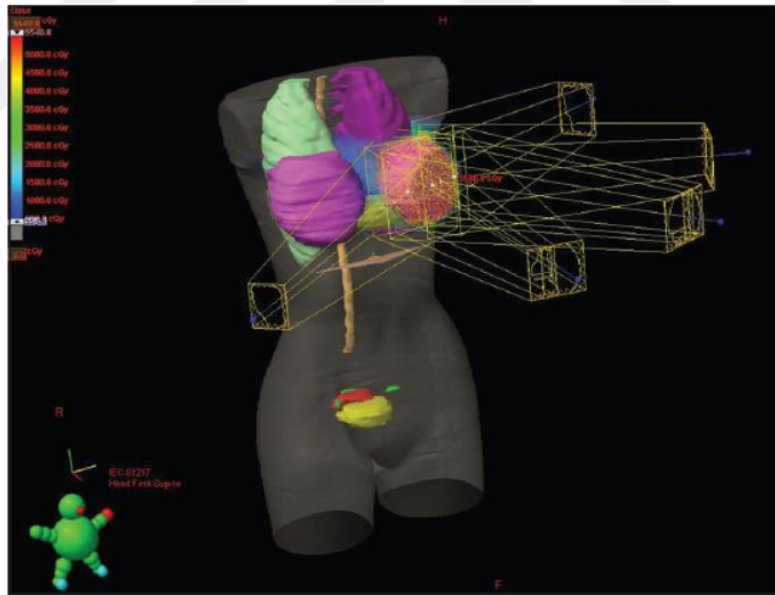
Şekil 9. Gebeliğin 8 haftasında karın büyümesi olmayan bir meme kanseri hastasını simüle etmek için kullanılan Alderson kadın RANDO fantomu (Öğretici *et al.* 2017)

Tedavi planları oluşturmak için hedef hacim planlama (PTV) ve risk altındaki organın planlanması şekillendirilmiştir. BT görüntülemeye yaygın olarak kullanılan 2 - 3 mm yerine 5 mm dilim kalınlığının seçilmesinin nedeni, hem memeleri hem de rahmi birlikte içeren alışılmadık derecede daha büyük simülasyon alanı olmasıdır. Tedavi planlaması için ticari bir TPS Varian Eclipse Acuros XB 13.0.33 versiyonunun (Palo Alto, California, ABD) AAA ve Acuros Monte Carlo yöntemi olarak iki farklı algoritma seçilmiştir. Bu yöntemlere TPS'nin foton etkileşimlerini hesaplama ve doku dozlarını tahmin etme yeteneği nedeniyle karar verilmiştir. Sol meme kanseri hastası (herhangi bir artış olmadan) için standart bir IMRT bu TPS kullanılarak planlanmıştır (Şekil 10).



Şekil 10. Beş alana (310°, 350°, 20°, 60° ve 115° portal açısı) ve dinamik (kayar pencere) yöntemle yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi tedavi planı. Planlama hedef hacminin yüzde doksan beşi en az 45 Gy doz almıştır (Öğretici *et al.* 2017).

Planda beş alan vardır (portal açıları: 310°, 350°, 20°, 60° ve 115°) ve dinamik (kayar pencere) tekniği kullanılmıştır. PTV, 6 MV x-ışını foton demeti kullanılarak 25 kırılma üzerinde 50 Gy radyasyon dozu ile ışınlanmıştır (Şekil 11).



Şekil 11. Sol memenin ve çevresindeki organların yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi planlaması (Öğretici *et al.* 2017)

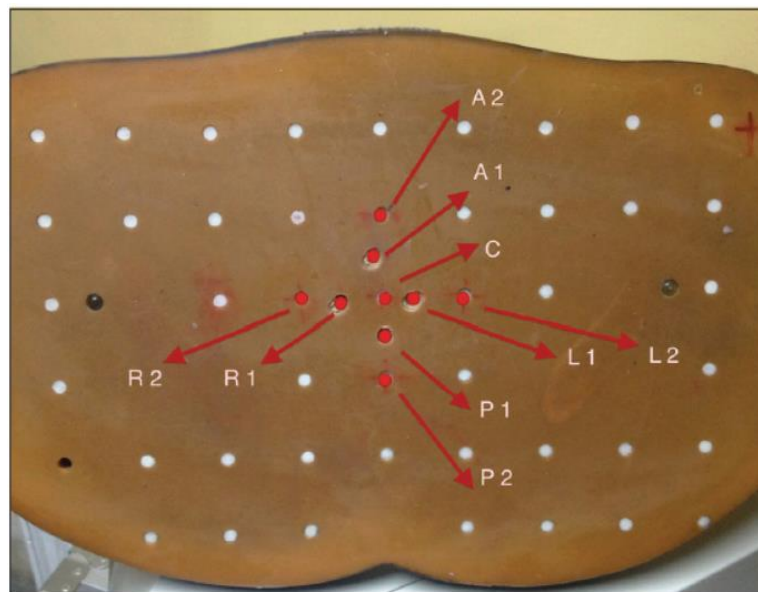
Işınlama için bir Varian 6DBX (Palo Alto, California, ABD) doğrusal hızlandırıcı kullanılmıştır. Plan tüm kurumsal kriterleri yerine getirmiş, PTV için toplam memenin % 95'i 45 Gy üzerinde doz almış ve maksimum meme dozu 55 Gy'nin altında tutulmuştur. Eş taraflı akciğer için 20 Gy alan hacim % 20'nin altında ve ortalama kalp dozu 5 Gy'nin altında tutulmuştur. Karşı taraflı meme için ortalama doz 2 Gy ve maksimum doz 20 Gy altında tutulmuştur. Bu çalışmada, 0,5 mm ön ve 0,3 mm arka kurşun eşdeğeri olan standart bir kurşun koruma önlüğü kullanılmıştır. Kurşun koruma önlüğünün arka tarafı fantomun

abdominal bölgesini alttan varsayılan göğüs kafesine kadar kaplamış ve tüm alanı 0,3 mm kurşun eşdeğeri ile korumuştur (Şekil 12). Bu kaplama tekniği hamile bir hasta için rahat bir koruma sağlamak amacıyla seçilmiştir. Hastanın önlüğü uygun şekilde takması, özellikle gebeliğin ileri aşamalarında ciddi rahatsızlığa neden olabilir, bu nedenle bu çalışmada sadece karın bölgesini kaplamak için düşünülmüştür.



Şekil 12. Kurşun önlüğün fantom üzerine yerleştirilmesi. Önlük, simüle edilmiş hamile hastanın rahatlığını sağlamak için fantomun karın bölgesini gevşek bir şekilde kaplamıştır (Öğretici *et al.* 2017).

Doz ölçümleri GR-200A (PTW, Physikalisch Technische Werkstätten, Freiburg, Almanya) termolüminesans dozimetreleri ile yapılmıştır. Bu TLD'lerin çapı 4 mm ve kalınlığı 0,8 mm'dir. Fantomun korumalı ve korumasız ışıması için toplam 54 TLD kullanılmıştır. TLD'lerin fantom üzerine yerleştirilmesi Şekil 13'te gösterilmiştir.



Şekil 13. Fantomun 32. dilimine termolüminesans dozimetre yerleşimi. Bu fotoğraf bilgisayarlı tomografi görüntü yönlerine uygun olarak çekilmiştir (yani üstteki ön, alttaki hastanın arka kısmı) (Öğretici *et al.* 2017)

Ölçüm noktaları arasında anlamlı ortalama doz farklılıkları olmamakla birlikte, merkez her ışınlama için ortalama doz değeri olarak seçilmiştir. Bradley *et al.* (2006)'nın çalışmasıyla verilen verilere göre, gebelik yaşı < 8 hafta olan bir fetus için ölçüm noktaları seçilmiştir. TLD'lerin doz yanıt eğrisi, 6 MV fotonlar için 5 Gy'ye kadar lineerdir. Doz okumalarına göre tüm TLD'ler bu çalışma için üç gruba ayrılmıştır. Her bir TLD'nin okuma grubu için standart sapmalarının < % 1 olduğu bulunmuştur. TLD'lerin 1 Gy doz kalibrasyonu, 5 cm derinlikte 10 cm x 10 cm alan büyüklüğüne ve 100 cm kaynak eksen mesafesine sahip katı su eşdeğeri fantomda yapılmıştır. TLD'ler 220 °C'ye kadar bir fırında 15 dakika tavllanmış ve oda sıcaklığında 20 dakika soğutulmuştur. Bu ısıtma, termolüminesans işlemini başlatmak ve ışın ölçümlü TLD'lerden doz ölçümlerini elektron tuzaklarını serbest bırakarak elde etmek için yapılmıştır. TLD değerleri bir Fimel LTM Okuyucu (Fontenay-aux-Roses, Paris, Fransa) ile okunmuştur.

AAA ve Acuros XB hesaplama yöntemlerinin her ikisi de uterus bölgesindeki çevresel dozları tahmin edememiştir. TPS, alt alan kenarından 13 cm daha uzakta olan noktalarda 0 mGy'lik bir doz göstermiştir. Aksine, TLD'lerin ölçüm sonuçları, Alderson insan benzeri kadın RANDO radyasyon terapisi fantomunda sol memenin 5 alanlı IMRT tedavi planı için uterus (fetus) dozlarının 77,2 - 89,9 mGy (ortalama $84,8 \pm 0,4$ mGy) arasında olduğunu göstermiştir. Standart bir radyolojik kurşun önlük ile ekranlama, IMRT planı için ortalama fetal dozda % 4,7 azalma sağlarken, korumasız fetüsün doz ölçümleri 84,8 mGy civarında korumalı fetus için 80,8 mGy olarak ölçülmüştür. Gözlemlenen tüm fetal doz ölçümleri ekranlamaya göre Tablo 1'de verilmiştir ($P < 0,008$).

Tablo 1. Yoğunluk modülasyonlu radyasyon terapi planı için kurşun önlük koruması olan ve olmayan termolüminesans dozimetre fetal doz ölçümleri (Öğretici *et al.* 2017)

	Korumasız IMRT	Korumalı IMRT	Azalma yüzdesi	P
Ortalama fetal doz (mGy) $\pm$ SD	$84,8 \pm 0,42$	$80,8 \pm 0,45$	4,7	$\leq 0,008$

SD: Standart sapma

Ön - arka eksenin doz sonuçları, her iki durumda da (korumasız 89,9 - 77,2 mGy ve korumalı 87,3 - 74,5 mGy) azalan bir şekil göstermektedir. Bu beklenti, kaynaktan artan mesafeden ve daha kalın emici dokulardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Bununla birlikte, sağ - sol eksenin doz sonuçları her iki durumda da artan bir şekil göstermektedir (korumasız 82,3 - 89,6 mGy ve korumalı 79,3 - 86,3 mGy). Bu sonuçlar, kaynak (linak kafa) ve fantomun sol tarafındaki ölçüm noktaları arasında nispeten daha az mesafe ve daha az emici doku olduğundan, sol meme ışınlaması ile de tutarlıdır. Meme kanseri vakalarında beklenen hızlı artışla birlikte, daha fazla meme kanseri hastasının radyoterapiye ihtiyacı olacağını tahmin etmek uygun olacaktır (Rosenberg *et al.* 2015; Öğretici *et al.* 2017).

Sosyoekonomik nedenlerden dolayı, bu hastaların çoğu sadece ağır iş yükü olan devlet hastanelerine gidebilmektedir. Bu merkezler çoğunlukla fazladan zaman ve özel koruyucu ekipmandan yoksundur, bu nedenle hamile bir hastaya özel bakım sağlayamazlar. Bu çalışmada, ağır iş yükü olan radyoterapi merkezleri için iki basit fetal doz azaltıcı faktör araştırılmıştır. Bu faktörlerden ilki TPS'lerdir. Fetal doz bir TPS kullanılarak tahmin edilebilirse, planın fetal dozu azaltmak için optimize edilebileceği düşünülmüştür. Bununla birlikte, ticari bir TPS'nin (AAA ve Acuros XB) iki farklı hesaplama algoritmasının, Wiezorek *et al.* (2009) ve Acun *et al.* (2014) tarafından yapılan benzer çalışmalara uygun olarak, alan kenarlarından 13 cm'den daha uzun çevresel dozları tahmin edemediği gösterilmiştir (Öğretici *et al.* 2017). TPS'leri kullanırken akılda tutulması gereken başka bir nokta daha vardır: dozları tahmin etmek için anatomik haritalamaya ihtiyaç vardır. TPS'ler fetal dozu azaltmayı amaçlarken; fetüs, Angel *et al.* (2008) tarafından yapılan çalışmada pelvisin (leğen kemiği) BT görüntülemesi sırasında yaklaşık 25 mGy'lik ek bir radyasyon dozuna maruz bırakılabileceği bildirilmiştir (Bilge 2010; Öğretici *et al.* 2017). Fetal dozları tahmin etmek için foton transfer simülasyon yazılımı tercih edilebilir. Yazılımın içerdiği çalışmalar, fetal dozun ticari TPS'lere kıyasla daha yüksek doğrulukla tahmin edilebileceğini göstermiştir (Acun *et al.* 2014; Öğretici *et al.* 2017). Bununla birlikte, bu sistemlere aşına olmak çok daha zordur ve hastaya özgü olmaları gerektiğinden çok daha fazla zaman alır. İkinci fetal doz azaltma faktörü sürpriz olmuştur. IMRT planında fetüsün, 30 keV civarında maksimum emilim oranına sahip standart bir radyolojik amaçlı kurşun önlük ile korunmasının, bu çalışmada kullanılan MV aralığında bile şaşırtıcı derecede yararlı olduğu kanıtlanmıştır. 0,3 mm'lik bir kurşun önlük bile fetusa dozda % 4,7 azalmaya neden olurken, hamile hastada rahatsızlık vermemiştir. Daha yüksek çevresel dozlar (yani IMRT) durumunda, standart bir kurşun önlüğün bile, herhangi bir uygun koruyucu ekipmana sahip olmayan radyoterapi kliniklerinde koruma için yararlı bir araç olduğu sonucuna varılmıştır.

Mikrodalga fantomları genellikle görüntüleme sistemlerinin kantitatif performansını değerlendirmek için kullanılır (Miller and Hutchins 2007; Kalappura 2013). Bir fantom, simüle edilmiş bir biyolojik vücut veya biyolojik dokuların özelliklerini simüle eden fiziksel bir model olarak tanımlanabilir. Bu nedenle, fantomlar deneysel veya sayısal modeller olabilir. Bir fantomun amacı ve kullanımı, vücut dokuları ve elektromanyetik alanlar arasındaki etkileşimi araştırmaktır. Fantomlar, elektromanyetik radyasyonun sağlık üzerindeki etkileri üzerine yapılan tıbbi araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Fantomlar başlangıçta radyografi veya floroskopi gibi 2D x-ışını bazlı görüntüleme tekniklerinde kullanılmıştır, ancak daha yakın zamanda MRI, BT, Ultrason, PET ve diğer görüntüleme

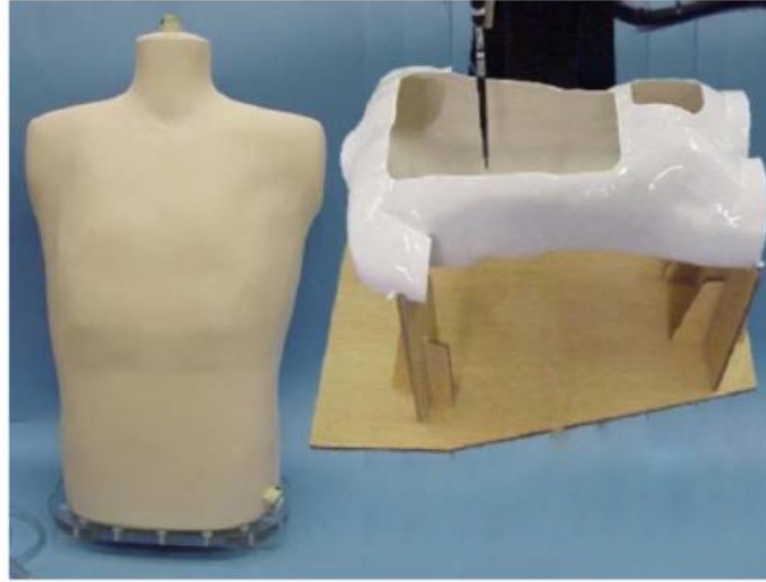
yöntemleri gibi 3D teknikler için istenen görüntüleme özelliklerine sahip fantomlar geliştirilmiştir. Şekil 14, CT çalışmaları için kullanılan tüm vücut fantomunu göstermektedir.



Şekil 14. CT için kullanılan tüm vücut fantomu (Kalappura 2013)

Fantomlar ayrıca, x-ışını, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) taraması ve hipertermi gibi çeşitli tıbbi tanı ve tedavi yöntemlerinin geliştirilmesine hizmet eder. Kansere ilgili çalışmalar için, radyoaktivite tipik olarak içi boş hacimli sıvı bir karışımda enerji ile doldurularak fantom içine sokulur. Sıcak bir tümör genellikle tek tip bir arka planda bulunan küresel bir hacim olarak modellenir. Bu tür fantomların görüntüleri, kendilerini sistem özelliklerinin tekrarlanabilir ölçümlerini sağlayan analize borçludur. Bir görüntüleme cihazını değerlendirmek için kullanılan bir fantom, insan dokularının ve organlarının bu spesifik görüntüleme yönteminde nasıl davranacağına benzer şekilde yanıt vermelidir. Munro *et al.* (2001), mikrodalga fantomları olarak kullanılmak üzere sıvıların ve jellerin dielektrik özelliklerini belirlemek için ölçümler yapmışlardır (Kalappura 2013).

Cep telefonlarının ortaya çıkmasıyla, fantomlar elektromanyetik deneysel çalışmalarda önemli bir deneysel bileşen haline gelmiştir. SAR, birçok ülke tarafından elektromanyetik radyasyona maruz kalmanın kabul edilebilir seviyesini sınırlamak için takip edilen standart kılavuzdur. SAR ölçümü ve denemesi fantomların uygulanmasını içerir (Şekil 15).



Şekil 15. Ölçüm için kullanılan insan gövde fantomu (Kalappura 2013)

Bu tez çalışmamda üretmiş olduğum meme dokusunu taklit eden jel fantomlar, 2D ve 3D görüntüleme sistemlerinin kantitatif performansını ve radyoterapi ile diğer tedavi yöntemlerini değerlendirmek için kullanılacaktır. Ayrıca bu fantomlar elektromanyetik radyasyonun sağlık üzerindeki etkileri üzerine yapılan tıbbi araştırmalarda da kullanılabilir.

Fantomlar birçok şekilde sınıflandırılabilir. Kullanıldıkları frekans aralığına, fiziksel durumlarına veya temsil ettikleri doku türüne (düşük su içeriği / yüksek su içeriği) bağlı olarak sınıflandırılabilirler. Genel olarak fantomlar,

- 1) Fiziksel fantomlar
- 2) Sayısal fantomlar

olarak sınıflandırılır.

1) Fiziksel fantomlar

Fiziksel fantomlar, imalat işlemi tamamlandıktan sonra malzemenin fiziksel durumuna bağlı olarak tekrar üç türe ayrılabilir. Sıvı, yarı katı ve katı fantomlar olabilirler.

a) Katı fantomlar (Kuru fantomlar)

Katı bir fantom, şeklini uzun süre korumasına yardımcı olan malzemelerden oluşur. Çoğunlukla vücudun iç yapısının korunması gereken durumlarda kullanılır. Ayrıca vücudun yüzeyinde SAR ölçülmesi gerektiğinde de yararlı olur. Gliserin fantomları beyin gibi doku parçalarını simüle etmek için kullanılır (Raicu 2000; Kalappura 2013). Tablo 2, 900 MHz'de beyine eşdeğer bir dokuyu simüle etmek için bir gliserin fantomunun bileşimini gösterir. Bir

gliserin fantomundaki geçirgenlik esas olarak deiyonize su ile ayarlanır ve iletkenlik sodyum klorür ile ayarlanır. Polietilen tozu, geçirgenlik ve iletkenliğin ince ayarında kullanılır.

Tablo 2. 900 MHz'de beyin dokusunu simüle eden Gliserin fantomunun bileşimi (Kalappura 2013)

Malzeme	Ağırlık oranı (%)
Deiyonize su	36,31
Gliserol	53,48
Sodyum klorit	1,12
Polietilen tozu	3,74
Agar	5,35
$\epsilon_r = 41, \sigma = 0,88 \text{ S/m}$	

Tipik bir kuru fantom, karbon ve grafit tozu karışımı ile parafin, reçine ve silikon kauçuktan kalıplanır. Kuru fantom su içermez ve bu nedenle buharlaşma sorununu önler. Avantajı, geçirgenliğin ve iletkenliğin zamanla değişmemesidir; dezavantajı üretimin zorluğudur. SAR ölçümleri için elektrik alanlarının katı bir fantomda taranmasının pratik olmadığı açıktır. Katı fantomlar sıcaklık artışı ölçmek için daha uygundur (Fujiwara and Wang 2006; Kalappura 2013). Seramik ve grafit tozu, karbon fiber ile karıştırılmış silikon kauçuk ve karbon siyahı ve iletken plastik içeren bir dizi katı fantom rapor edilmiştir (Nikawa *et al.* 1996; Tamura *et al.* 1997; Chang *et al.* 2000; Kalappura 2013).

b) Yarı katı fantomlar

Jel fantomlar fizyolojik bir tuz çözeltisinden ve TX-150 (poliamid reçine) veya agar ile karıştırılmış polietilen tozdan üretilebilir. Burada, polietilen tozu ve sodyum klorür, sırasıyla malzemenin nispi geçirgenliğini ve iletkenliğini kontrol etmek için kullanılır. Genellikle yüksek su içerikli bir dokuyu simüle etmek için kullanılır. Bir jel fantom ile bir kap kullanılmadıkça sabit bir şekle sahip olmak zordur. Aynı zamanda suyun buharlaşması sorunu da vardır. Tüm ıslak fantom malzemeleri, su kaybı veya küflerin büyümesi nedeniyle zamanla bozunur. Jel fantomlar yapmak için nişasta ve polivinil asetat dahil olmak üzere birçok başka malzeme kullanılmıştır (Bindu *et al.* 2004, 2006; Kalappura 2013). Yüksek bir moleküler jel fantom kullanarak sıcaklığı görselleştirme olasılığı vardır, çünkü fantomun sıcaklığı belirli bir değeri aştığında opak hale gelir. Bir başka katı jel fantom maddesi, ana bileşeni olarak poliakrilamidi kullanır; bunun toksisitesi nedeniyle özel bir bakıma ihtiyacı vardır. Bu tür malzeme hem yüksek hem de düşük su içerikli malzemeleri simüle edebilir. Su içeriği miktarı, üretiminde kullanılan sıvı çözücüye bağlıdır.

c) Sıvı fantomlar

Sıvı bir fantom, yüksek hassasiyetli SAR ölçümü sağlayabilen bir elektrik alan probu kullanarak içindeki elektrik alanlarının taranmasına izin verir. Tanımlanan frekans aralığında, insan vücudundaki dokularla aynı elektriksel özelliklere sahip bir sıvı ile dolu bir kaptan oluşur. Elektriksel iletkenliği, uygun miktarda NaCl eklenerek değiştirilir. Çoğu sıvı fantomdaki ana malzemeler deiyonize su, şeker ve sodyum klorürdür. Ayrıca, geçirgenliği ve iletkenliği ayarlamak için hidroksi etil selüloz (HEC), bakterisit ve dietilen glikol bütül eter gibi başka malzemeler de kullanılır (Fujiwara and Wang 2006; Kalappura 2013). Suya dayandığı için, sıvı bir fantom genellikle yüksek su içerikli bir dokuyu simüle etmede iyidir. Fizyolojik bir tuz çözeltisi ve etilen glikol karışımı, sıvı fantomun aynı zamanda düşük su içerikli bir dokuyu simüle etmesini sağlar. Sıvı fantomların dezavantajı, geçirgenliği ve iletkenliği değiştiren suyun buharlaşmasıdır. Bu, kaptaki suyun uygun şekilde yeniden doldurulmasıyla yönetilebilir. Sıvının geçirgenliği, şeker çözeltisi eklenerek değiştirilir. Tablo 3, beyin dokusunu 900 MHz'de simüle eden bir sıvı fantomunun bileşimini gösterir.

Tablo 3. 900 MHz'de beyin dokusunu simüle eden sıvı bir fantom (Kalappura 2013)

Malzeme	Ağırlık oranı (%)
Deiyonize su	41,45
Sodyum klorit	1,35
Şeker	56,50
HEC	1,00
Bakterisit	0,10

$\epsilon_r = 41,5$, $\sigma = 0,97$ S/m

2) Sayısal fantomlar

Sayısal fantomlar, vücudun karmaşık yapıları ve şekilleri olan CAD modelleridir. Simülasyon ve hesaplama amacıyla kullanılırlar. Yazılım, belirli bir dokunun dielektrik özelliğini, bir malzeme veri tabanından sayısal fantoma atar. Bu fantomlar, yüksek çözünürlüklü MR görüntülemesinden elde edilen verilerin asimilasyonu ile hazırlanır. Organların CAD formatı, tekrarlanan örnekleme nedeniyle detay kaybı ve küçük özellikler olmaksızın keyfi çözünürlükte ağ oluşturmaya izin verir. Teorik analizde genellikle basit şekilli fantomlar kullanılır. Daha gerçekçi karmaşık fantomlar vokal fantomlar olarak bilinir.

a) Teorik fantomlar

Teorik fantomlar homojendir. Dielektrik özellikleri bir yığın hacmi üzerinde sabittir. Ayrıca katmanlı düz fantomlar olarak da bilinirler (Tell 1972). Temel amaçları elektromanyetik dozimetreyi değerlendirmektir ve kaynakları baş ve gözün dozimetre

çalışmasında kullanılan küresel teorik modellerdir (Shapiro *et al.* 1971; Weil 1975; Kalappura 2013). Aynı şekilde gövdeyi temsil etmek için silindirik modeller kullanılmıştır (Massoudi *et al.* 1979; Kalappura 2013). Bu modeller, simülasyon amacıyla FDTD (Sonlu Fark Zaman Alanı), FEM (Sonlu Elemanlar Yöntemi) ve MOM (Moment Yöntemi) gibi hesaplama yöntemlerini kullanan elektromanyetik simülasyon araçlarıyla birlikte kullanılır. Teorik fantomlar, anatomik ve fizyolojik parametrelerin karmaşık biyolojik süreçler üzerindeki etkisini değerlendirmek ve biyolojik mekanizmaları daha iyi anlamak için kullanılır.

b) Voksel fantomları

Voksel fantomları karmaşık gerçekçi fantomlardır. Yüksek çözünürlüklü MR görüntüleme verilerinden hazırlanırlar. Voksel fantomlarının hesaplama amaçlı kullanımı yüksek işlem gücü gerektirir. Tüm vücut voksel modelleri mevcuttur. Bazı yaygın hayvanların voksel modelleri bile şimdi mevcuttur. Miller and Hutchins (2007), hızlı prototipleme teknolojisi ile anatomik olarak gerçekçi PET ve PET / BT fantomları geliştirmiştir (Kalappura 2013). Bir tarafta 1 mm kübik vokseller kullanarak fantom geometrinin üç boyutlu bir ikili maskesini oluşturarak örnek bir fantomun PET görüntüsünü oluşturmuşlardır. Dimbylow (1995), referans adamı (176 cm, 73 kg) simüle etmek için tüm vücudun anatomik olarak gerçekçi bir voksel modelini geliştirmiştir (Kalappura 2013). Çocukların ve yetişkinlerin kafa dokularında RF maruziyetinin analizi üzerine bir çalışma Wiart *et al.* (2008) tarafından yapılmıştır (Kalappura 2013). Yedi çocuk ve altı yetişkin heterojen kafa modelinde, kafada 10 gr'ın üzerinde maksimum SAR analiz edilmiştir.

KURAMSAL TEMELLER

Radyo Frekans Alanları

Elektromanyetik spektrum, radyasyon şeklinde tüm modları elektromanyetik enerji içerir. Görünür ışık, x ışınları, gama ışınları, kızılötesi dalgalar ve radyo frekans dalgaları dahil olmak üzere birçok radyasyon türü vardır. Bu elektrik ve manyetik enerji dalgaları aynı frekansta salınarak ışık hızında uzayda yayılır. Verici bir anten tarafından yayılan RF enerjisi, elektromanyetik enerjinin bir biçimidir (Papaz 1965; Elliot 1966; Peterson 2009).

RF dalgasının elektrik ve manyetik alan olmak üzere iki bileşeni olduğunu ve her biri için belirli bir konumdaki sinyal genliğini tanımlayan iki farklı ünite olduğunu belirtmek önemlidir. Elektrik alan şiddeti "metre başına volt" (V/m) biriminde ve Manyetik alan şiddeti "metre başına amper" (A/m) cinsinden tanımlanır.

RF (veya EM) dalgalarının ışık hızında hareket ettiği bir vakumda, bunlar aşağıda verilen formülü kullanarak bir dalga boyu ve frekans ile karakterize edilebilir.

$$\lambda = c/f$$

Dalga boyu (λ), dalganın RF dalgasının bir tam döngüsünde kat ettiği mesafedir ve frekans, belirli bir noktadan bir saniyede kaç RF dalgasının geçtiği ile tanımlanır. Bir RF sinyalinin frekansı genellikle hertz (Hz) adı verilen bir birim cinsinden ifade edilir; burada bir Hz saniyede bir döngüye ve bir MHz saniyede bir milyon döngüye eşittir (Ulaby 2004; Peterson 2009). IEEE Standard C95.1-2005 (2006)'da tanımlandığı gibi, elektromanyetik spektrumun radyo frekansı bölümü yaklaşık 3 kilohertz (3 kHz) ila 300 gigahertz (300 GHz) aralığındaki frekanslar olarak tanımlanır (Peterson 2009).

Genel olarak, araştırma çalışmaları, halk tarafından karşılaşılan çevresel RF radyasyon seviyelerinin tipik olarak önemli ısıtma veya artan vücut sıcaklığı üretmek için gerekli seviyelerin çok altında olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte, RF ve mikrodalga maruziyeti ile kanser arasında bir bağlantı olasılığını incelemek için çalışmalar yapılmıştır. Bu sonuçların çoğu çelişkili ve sonuçsuz kalmıştır (Repacholu 1998; Peterson 2009; WHO 2009). Belirli kontrollü koşullar altında, hayvanlarda tümör oluşumunun RF maruziyetinden kaynaklanabileceği gösterilmiştir; ancak, bu sonuçlar bağımsız olarak kopyalanmamıştır. 1996 yılında, WHO biyolojik etkiler hakkındaki mevcut bilgileri gözden geçirmek ve araştırmalarla doldurulması ve RF maruziyeti konusunda uluslararası bir standarda doğru çalışması gereken boşlukları tanımlamak için Uluslararası Elektromanyetik Alanlar (EMF)

projesi adlı bir literatür incelemesine başlamıştır. WHO (2009) bilgileri yaymak için bir web sitesi (<http://www.who.int/peh-emf/en/>) sürdürmektedir (Peterson 2009).

Genel ortamlar maruz kalma sınırlarına ulaşmak için düşük risk altında kabul edilmiş olsa da, önerilen güvenlik sınırlarının aşılabileceği yüksek güçlü RF kaynaklarına yakın olan işyeri ortamlarının izlenmesi gerekmektedir (IEEE Standard C95.1-2005 2006; Peterson 2009). Bu gibi durumlarda, RF iyonlaştırıcı olmayan radyasyondan güvenle yararlanmak için kısıtlamalar kullanılabilir.

RF enerjisini kullanan testler, özellikle vücut kısmı RF kaynağına yakın olduğunda veya yüksek güç iletim yolunda olduğunda dokularda RF ısınmasına neden olma potansiyeline sahiptir. Doku ve ısınma ile ilgili birçok faktör vardır, bunlar iletkenlik, geçirgenlik ve vücudun doğal olarak aşırı ısıyı dışarı atma (dolaşım ve fizyolojik fonksiyonlar yoluyla) ile ilgilidir. Özellikle, vücudun RF ısınmasına karşı son derece hassas olan iki alanı vardır. Göz ve testislerde ısınma meydana gelebilir, çünkü bu bölgelerde var olan aşırı ısı yükünü dağıtmak için yeterli kan akışı yoktur. Düşük düzeyde RF maruziyetinde (yani doku ısınması olmaz) zararlı biyolojik etkilerin belirsiz ve ispatlanmamış olduğuna dair önemli kanıtlar yoktur (Repacholi 1998; Peterson 2009). İnsan vücudu bir termal girdiye en karmaşık cevaba sahipken, fareler gibi diğer memeliler, insan vücudunun termal strese nasıl tepki vereceğine dair gerçekten zayıf göstergelerdir (Durney and Christensen 2000, Peterson *et al.* 2003). Bu, bilginin yetersiz olduğu anlamına gelmez, farelerin ve diğer kemirgenlerin incelenmesinden elde edilen bilgiler, biyolojik sistemler hakkında önemli bilgiler sağlayabilir, sadece insan vücudunun doğru bir temsili olmayacaktır.

İnsan vücudundaki ısı dağılımının önemli bir yönü, bireyin sağlığıdır. RF ısıtmayı tolere edebilme yeteneği, hastanın sağlığı ile ilgili nedensel bir etkidir. Birincil faktörler hastanın genel sağlığı olabilir, kalp ve damarlara ilişkin koşullanma, obezite ve bir deneğin üzerinde bulunduğu ilaç türleri gibi faktörler, uygulanan bir RF kaynağına termo - düzenleyici yanıtı değiştirebilir. Biyolojik faktörlerle birlikte akım döngüsünün boyutu ısıtmanın etkisini belirler. Lokal ısıtmanın meydana geldiği iyi bilinir, ancak soru, ısınmadan kaynaklanan doku hasarı ne kadar ve herhangi bir sorun mu var?'dır. Sağlıklı bir insanın vücut sıcaklığı 37 °C'dir, ancak hala güvenli olan en yüksek çekirdek sıcaklığı 39,4 °C'dir. Deri teması için ağrı eşiği 43 °C'dir ve proteinler 45 °C'de parçalanır. Bu küçük sıcaklık aralığı, insan vücuduna herhangi bir miktarda RF iletildiğinde önemli hale gelir. Lokalize ısıtma ve doku hasarı potansiyeli, frekans arttıkça ve insan vücudu uyarma frekansının dalga boyunun önemli bir parçası haline geldiğinde artar (Gordon 1992; Peterson 2009).

Dielektrik Relaksasyon Teorisi

Biyolojik dokuların elektriksel özellikleri, tıbbi uzaktan ölçüm cihazları, mikrodalga görüntüleme ve radyo frekansı hipertermi gibi birçok yeni ve yaklaşımakta olan elektromanyetik tıbbi uygulamalarda büyük rol oynamaktadır (Dancsisin 2011). Biyolojik dokular gibi manyetik olmayan bir malzemenin dielektrik özellikleri frekansa bağlı bir dielektrik sabiti ve etkin iletkenlikle tanımlanır. Genellikle iki parametre ifade edilir. Bunlardan ilki birimsiz olan ve kompleks nispi geçirgenlik olarak bilinen kompleks dielektrik sabitidir. Kompleks dielektrik sabiti $\epsilon^*(\omega) = \epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega)$ olarak ifade edilir. Burada $j=\sqrt{-1}$ dir ve $\omega = 2\pi f$ açısal hızdır (rad/s). Dielektrik sabiti ve bağlı dielektrik sabiti birbirinin yerine kullanılmaktadır. Kompleks dielektrik sabitinin gerçek kısmı malzemenin enerji depolama yeteneğiyle ilgilidir. Etkin iletkenlik $\sigma_{eff}(\omega) = \omega\epsilon''(\omega)\epsilon_0$ 'dır. Burada $\epsilon_0 \approx 8,854 \times 10^{-12}$ F/m serbest uzayın dielektrik sabitidir. Etkin iletkenlik malzemenin elektromanyetik enerjiyi yayma yeteneğiyle ilgilidir ve S/m (ohm⁻¹/m) birimiyle ifade edilir (Burdette *et al.* 1985; Pethig and Kell 1987; Balanis 1989; Lazebnik 2008). İletkenlik σ , bir malzemenin elektrik yüklerini uygulanan bir elektrik alanı ile iletme veya taşıma yeteneğinin ölçüsüdür, bu nedenle biyolojik dokuların uygulanan bir alan altındaki etkilerini değerlendirirken de dikkat çekicidir (Dancsisin 2011).

Debye (1929) tarafından önerilen moleküler relaksasyon teorisine göre elektromanyetik alanın zamanla değişimiyle uyarılan polarize olmuş bir malzemede dipoller alan yönünde yönelirler ve sonra relaksasyon zaman sabiti τ ile ifade edilen kararlı duruma geri dönerler. Bu da relaksasyon frekansı f_c ve $f_c = (2\pi\tau)^{-1}$ 'dir. Matematiksel olarak kompleks dielektrik sabiti $\epsilon^*(\omega) = \epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega) = \epsilon_\infty + [(\epsilon_s - \epsilon_\infty) / (1 + j\omega\tau)]$ ile ifade edilir. Burada ϵ_∞ f_c 'den daha yüksek frekanslardaki dielektrik sabiti, ϵ_s ise f_c 'den daha düşük frekanslardaki dielektrik sabiti ve τ malzemenin relaksasyon zaman sabitidir (Lazebnik 2008).

Bir malzemede bulunan moleküller ve iyonlar, bir elektrik alanı uygulanarak yüklenecektir. Bununla birlikte, bu işlem anlık değildir ve simülasyonu, dielektrik parametrelerin farklı zamanlarda nasıl değiştiğini açıklayan bir model gerektirir.

Debye, dielektrik parametrelerin moleküler düzeyde dağıtıcı tepkisini açıklayan bir model geliştirmiştir (Debye 1929). Debye denklemi aşağıda gösterilmiştir,

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_{inf} + [(\epsilon_{static} - \epsilon_{inf}) / (1 + i\omega\tau)] \quad (2.1)$$

ϵ^* , karmaşık dielektrik sabitini belirlediğinde, ϵ_{static} ve ϵ_{inf} statik ve sonsuz frekans dielektrik sabitleridir, ω açısal frekansı temsil eder ve τ bir zaman sabitidir.

Akımın sonsuz zamanlarda dahil edilmesi ve sabit alana iyon kaymaları için denklem (2.1) 'e statik iletkenlik eklenir. Denklem şöyle olur,

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_{inf} + [(\epsilon_{static} - \epsilon_{inf}) / (1 + i\omega\tau)] - (\sigma_{static} / \omega\tau) \quad (2.2)$$

Daha sonra insan dokularının birden fazla gevşeme sıklığına sahip olduğu keşfedilmiştir ve bu nedenle Debye'nin denklemi bu olayı tanımlamak için uygun değildir. Cole - Cole, farklı dokuların dielektrik özelliklerini modelleyebilen ampirik bir fonksiyon türetmiştir (Cole and Cole 1941, 1942; Naseri 2015).

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_{inf} + \sum_n [\Delta\epsilon_n / 1 + (i\omega\tau_n)^{(1-a_n)}] + \sigma_{static} / i\omega\epsilon_0 \quad (2.3)$$

Dielektrik parametrelerin değerleri, denklem (2.3) 'e eklenmiş, doğru verileri elde etmek için ölçümler yapılarak sağlanmıştır (Naseri 2015).

Elektromanyetik teoremin tamamı Maxwell'in denklemlerine dayanmaktadır. Elektrik ve manyetik alanların yayılımını ve etkileşimini açıklayan 4 denklem kümesidir (Cheng 1989; Naseri 2015).

$$\nabla \cdot D = \rho, \quad (2.4)$$

$$\nabla \cdot B = 0, \quad (2.5)$$

$$\nabla \times E = - \partial B / \partial t + J_e, \quad (2.6)$$

$$\nabla \times H = \partial D / \partial t \quad (2.7)$$

Burada D elektriksel yer değiştirmeyi temsil eder, E elektrik alan kuvveti, B manyetik akı yoğunluğu, H manyetik alan kuvvetidir ve J_e bir ortamdaki elektrik kayıplarını gösterir.

$$D = \epsilon E, \quad (2.8)$$

$$B = \mu H, \quad (2.9)$$

$$J_e = \sigma E, \quad (2.10)$$

Geçirgenlik, bir yalıtkan içine harici bir elektrik alanı uygulanırken direnç miktarını ifade eder. Harici bir elektrik alanının varlığı, dielektrik moleküllerinin belirli bir şekilde polarize olmasına neden olur ve bu da malzemenin içindeki elektrik alanında minimizasyona neden olur. Benzer bir şekilde geçirgenlik μ , elektrik alan yerine manyetik alan için geçirgenlik değerlerine eşdeğerdir. Geçirgenlik, bir manyetik alana maruz kalırken bir malzemenin mıknatıslanma ölçüsünü gösterir. Ayrıca, iletkenlik σ , bir malzemede akımın iletilme yeteneğini gösterir. Boşlukta,

$$\epsilon = \epsilon_0 \approx 8,854 \times 10^{-12}$$

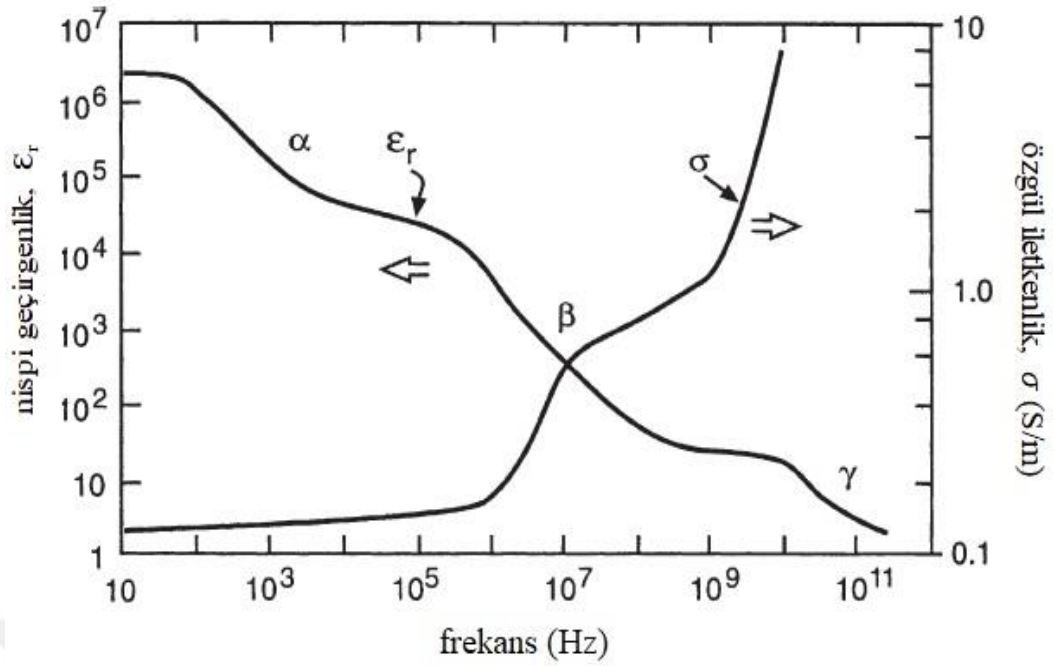
$$\mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ dir (Naseri 2015).}$$

Hem iletkenlik hem de nispi geçirgenlik vektör koordinatları, frekans ve sıcaklığın işlevleridir. Bu özelliğe dağılım denir ve biyolojik dokularda görülür (Dancsisin 2011). Biyolojik dokuların dielektrik özellikleri farklı frekans aralıklarında farklı tekniklerle kontrol edilir. DC ve mikrodalga frekanslar arasında biyolojik dokularda α , β ve γ olmak üzere üç önemli dağılım gerçekleşir. Çok zayıf olarak da δ dağılımı gerçekleşir.

α dağılımı yaklaşık 100 Hz civarı karakteristik frekansa sahiptir ve mikron boyutu ve daha büyük boyutlarda iyonik difüzyon prosesi ile karakterize edilir. Uygulanan elektrik alan frekansı çok düşük olduğunda doku empedansı çok mukavemetlidir ve sadece iletkenliği sağlayan hücre dışı sudur. Bu arada yüksek polar su moleküllerinin tam kutuplaşma için yeterli zamanı vardır. Buna göre bu düşük frekanslarda dokuların dielektrik sabiti 10^6 gibi çok yüksek olabilir. α bölgesi adı verilen 10 kHz altındaki frekanslarda, iletkenlik düşüken geçirgenlik yüksektir. Bunun nedeni, uygulanan bir elektrik alanı nedeniyle dipollerin yönünü değiştirme yeteneğidir (Dancsisin 2011).

50 kHz ile 3 MHz relaksasyon frekans aralığındaki β dağılımı, biyolojik dokularda hücre zarının kapasitif şarjı ile karakterize edilir. Bu frekans aralığında dielektrik sabiti üç sınıf büyüklükle değişebilir. Yaklaşık 25 GHz karakteristik frekanslı γ dağılımı serbest suyun dipolar relaksasyonu ile karakterize edilir. Bu frekans aralığında yüksek su içerikli dokuların etkin iletkenliği yaklaşık 30 S/m'e kadar artarken dielektrik sabiti yaklaşık 50 birim düşer. Buna karşılık düşük su içerikli dokuların dielektrik özellikleri çok az değişir. Son olarak zayıf δ dağılımı yaklaşık 0,1 ve 3 GHz aralığında oluşur ve su moleküllerinin proteinlere ve diğer biyolojik moleküllere atlayışının relaksasyonu olarak düşünülür (Lazebnik 2008).

Frekans, MHz frekans aralığına, β bölgesine ve GHz frekans aralığına, γ bölgesine arttıkça polarizasyon kaybolur, çünkü uygulanan kuvvet nedeniyle dipollerin değişme olasılığı daha düşüktür. Bu, geçirgenliğin azalmasına neden olur. Nispeten daha yüksek frekanslarda, yüklü taşıyıcıların yakalanma olasılığı en düşüktür ve bu nedenle iletkenlik artar (Miklavčič *et al.* 2006; Dancsisin 2011). Geniş bir frekans aralığı arasındaki dağılım etkisi Şekil 16'da gösterilmiştir.



Şekil 16. Biyolojik dokuların dağılımı (Miklavčič *et al.* 2006; Dancsisin 2011)

Malzemenin dielektrik özelliklerindeki değişim, malzemeyi etkileyen bazı faktörlerden kaynaklanmaktadır. Başlangıç olarak, malzemenin dielektrik özelliklerini etkileyen faktör, malzemenin havadaki su moleküllerini çekme ve tutma yeteneğidir (Nelson and Trabelsi 2012; Then *et al.* 2014; Rahiman *et al.* 2015). Bu normalde gıda ve tarım ürünü gibi higroskopik malzemeyi ifade eder. Daha sonra, dielektrik özellikler uygulanan alternatif akım alanının frekansı, malzemenin yoğunluğu, sıcaklığı, bileşimi ve fiziksel durumu ile belirlenir (Kraszewski and Nelson 1995; Boughriet *et al.* 1999; Sengwa and Soni 2005; Holmes *et al.* 2011; Yu 2011; Nelson and Trabelsi 2012; Rahiman *et al.* 2015). Ek olarak, özellikle zerre şekilli ya da parçacık halindeki malzemede hava - parçacık karışımının kütle yoğunluğu, malzemenin dielektrik özelliklerini etkileyen bir faktördür (Kraszewski and Nelson 1995; Trabelsi and Nelson 2010; Yu 2011; Nelson and Trabelsi 2012; Rahiman *et al.* 2015). Kütle yoğunluğu, parçacıkların ve yüzeylerinin şekli ve boyutları ile değiştirilebilir (Nelson and Trabelsi 2012; Rahiman *et al.* 2015). Son olarak kimyasal bileşim, malzemenin dielektrik özelliklerini değiştiren ve etkileyen faktörlerden biridir (Nelson and Trabelsi 2012; Catapano *et al.* 2014; Rahiman *et al.* 2015). Bu, esas olarak hareket eden iyonların varlığı, su ve ilgili materyali oluşturan ilave moleküller ile ilişkili kalıcı dipol momentleri üzerinde gerçekleşir (Nelson and Trabelsi 2012; Rahiman *et al.* 2015).

Biyolojik Dokuların Dielektrik Özellikleri

Biyolojik dokuların dielektrik özellikleri elli yıldan uzun bir süredir incelenmektedir. Yapılmış kapsamlı araştırmalar Gabriel C. *et al.* (1996), Gabriel S. *et al.* (1996a) ve Gabriel S.

et al. (1996b) tarafından yayımlanmıştır (Voronov 2007). Yıllar boyunca çeşitli çalışmalarda normal meme dokusunun dielektrik özelliklerinin kanserli dokunun dielektrik özelliklerinden büyük ölçüde farklı olduğu bulunmuştur (Fricke and Morse 1940; England and Sharples 1949; England 1950; Mallard and Lawn 1967; Mallard and Whittingham 1968; Schepps and Foster 1980; Chaudhary *et al.* 1984; Surowiec *et al.* 1988; Campbell and Land 1992; Joines *et al.* 1994; Voronov 2007). Sağlıklı dokunun özellikleri yağ özelliklerine yakinken, tümör özellikleri kan özelliklerine daha yakındır.

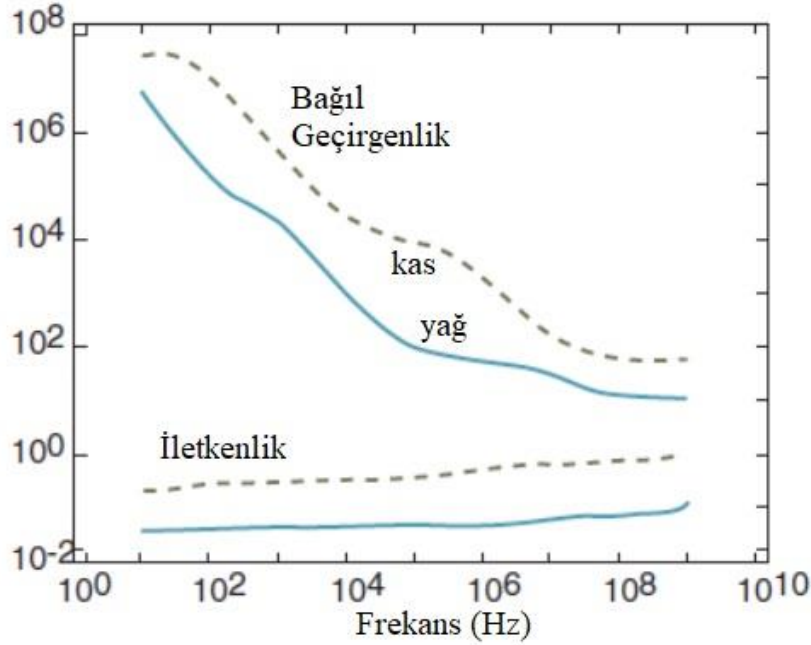
Mikrodalga tomografik ölçümlerden bir dokunun özelliklerini belirlemek mümkün olacaksa, bir tümör olup olmadığını tahmin etmek de mümkündür (Voronov 2007).

Mikrodalga frekanslarında, elektromanyetik alanlarla biyolojik doku etkileşimleri dielektrik sabitini (gerçek kısım) ϵ' ve kayıp faktörünü (sanal kısım) ϵ'' içeren karmaşık geçirgenlikleri ϵ ile tanımlanır. Dielektrik sabiti, malzemenin elektrik alan enerjisini saklama yeteneğini belirler; kayıp faktörü, bu enerjinin ne kadarının ısıya dönüştürüldüğünü ve dağıtıldığını gösterir (Fear *et al.* 2003).

Mikrodalga frekans dielektrik spektroskopisinin amaçları için biyolojik dokularda su içeriği, dokunun dielektrik özellikleri üzerinde baskın olduğundan yüksek su içerikli ve düşük su içerikli olmak üzere sınıflandırılabilir. Yüksek su içerikli dokular kas, karaciğer, pankreas, beyin, akciğer, deri ve böbrek gibi yaklaşık % 60 - 80 sudan oluşur. Düşük su içerikli dokular yaklaşık % 40 ve % 10 sudan oluşur (Lazebnik 2008). Mikrodalga frekanslarında, elektromanyetik radyasyon biyolojik dokulara nüfuz eder. Bu etkileşimin etkisi hücresel ve moleküler seviyelerde görülebilir ve canlı bir dokudaki enerji birikimlerini gösterir. Geçirgenlik ve iletkenlik, farklı malzemeleri karakterize etmede önemli bir rol oynayan iki ana dielektrik özelliktir. Geçirgenlik, malzemenin uygulanan elektrik alanından nasıl etkileneceğini ve polarize edildiğini belirler. Başka bir deyişle, bir malzemeye harici bir elektrik alanı uygulamak, o malzemede akım oluşturmaya yol açar. İletkenlik, bir malzemenin akımı ne kadar iletebileceğini tanımlar ve ayrıca bu malzemede elektriksel kayıplar sağlar (Naseri 2015).

Foster and Schwan (1989)'un bir derleme çalışmasında çeşitli dokuların elektriksel özellikleri kapsamlı bir şekilde tartışılmıştır. Çeşitli doku tipleri, Şekil 17'de kas ve yağ için gösterildiği gibi farklı geçirgenlik değerlerine sahiptir. Bu grafik, dağılım olarak adlandırılan frekansla geçirgenlik değerlerindeki belirgin değişiklikleri göstermektedir. Şekil 17, su içeriğinin geçirgenliği belirlemede önemli bir faktör olduğunu göstermektedir. Kemik, yağ, akciğer ve derinin dış tabakası gibi düşük su içerikli dokular, kas, kan, beyin ve iç organlar gibi yüksek su içerikli dokulardan daha düşük geçirgenlik değerlerine sahiptir. Çeşitli doku ve

tümörlerin geçirgenliğinin ölçümleri, tipik olarak tümörlerin, sağlıklı konakçı dokununkinden % 10 - 20 daha fazla bir geçirgenliğe sahip olduğunu göstermiştir. Literatürdeki çeşitli çalışmalar, normal meme dokuları ve kötü huylu tümörler arasında büyük bir elektrik farkının olduğunu göstermektedir (Fear *et al.* 2003).

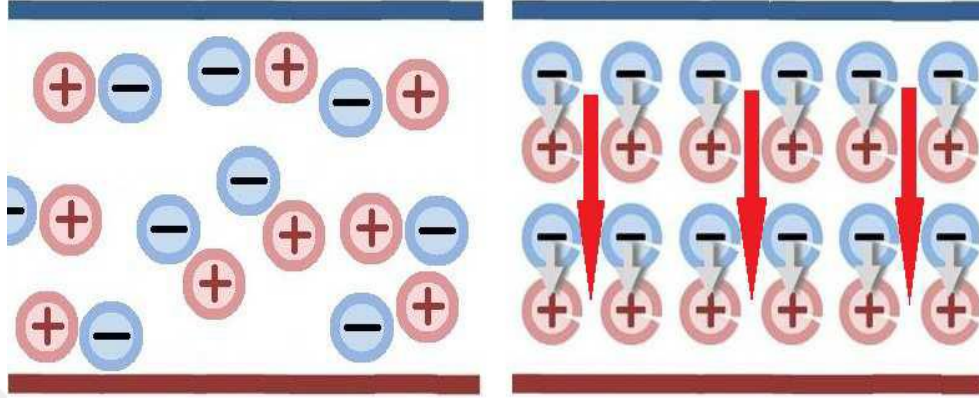


Şekil 17. Düşük (yağ) ve yüksek (kas) su içerikli dokuların geniş bir frekans aralığında dielektrik özellikleri (Fear *et al.* 2003).

Elektronik, RF ve mikrodalga donanımındaki son gelişmeler ve hesaplama kabiliyeti ile mikrodalga teknolojisi, kablosuz iletişimde 3G, 4G teknolojisi gibi günlük hayatımızda daha fazla alan oluşturmaktadır. Cep telefonu sinyalleri veya mikrodalga fırın kaçağı muhtemelen insan sağlığı üzerinde olumsuz etkilere sahip olsa da, mikrodalgalar biyomedikal alanda olumlu bir rol oynar. Tıbbi teşhis alanında RF darbeleri MR görüntülemeye protonları uyarmak için kullanılır. Tıbbi tedavi alanında, kanser tedavisinde kemoterapi ve radyoterapiyi tamamlamak için RF / mikrodalga hipertermi uygulanmıştır. Hiperterminin tedavileri kolaylaştırmak için tümör hücrelerinin kemo ve radyo duyarlılıklarını artırabileceği gösterilmiştir (Dahl 1995, Song *et al.* 1997; Zhou 2011). Lokalize tümörler için, RF / mikrodalga uygulayıcıları, invazif bir tedavisel yöntem olarak doğrudan ablasyon (ameliyatla organ alma) için kullanılır.

Mikrodalgalar malzemelerle etkileşerek termal ve termal olmayan etkiler üretir. Biyolojik malzemeler, harici EM dalgaların etkisi altında dielektrik polarizasyon (ortalama denge konumlarından hafifçe kaydırılan elektrik yükleri) sergiler. Dielektrik polarizasyon Şekil 18'de gösterilmiştir. Gevşek bir ortamda, polar moleküllerin dipol momentlerinin yönleri rastgele dağıtılır. Harici bir voltaj uygulandığında, polar moleküller kendilerini dış alanın yönüyle hizalamaya çalışacaktır. Harici alanın yönü değişiyorsa, bu polar moleküller

alan farklılığına ayak uydurmaya çalışarak ileri geri dönecektir. EM alanla etkileşime giren dielektrik malzemelerin özelliklerine dielektrik özellikler (geçirgenlik ve iletkenlik) denir. Diğer görüntüleme yöntemleri ve bunların ilgili fiziksel özellikleri ile karşılaştırma Tablo 4'te gösterilmiştir (Zhou 2011).

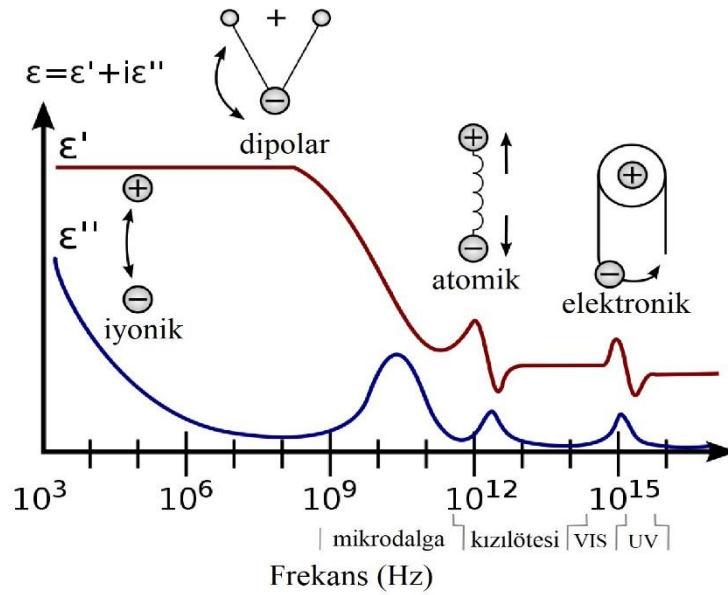


Şekil 18. Sol: doğal bir durum altında bir dielektrik malzemeye rastgele yönlendirilmiş dipol momentleri, Sağ: harici bir uygulanan alanın etkisi altında dipol polarizasyonu (Zhou 2011)

Tablo 4. Görüntüleme yöntemleri ve ilgili fiziksel özellikler (Zhou 2011)

Görüntüleme Yöntemi	Fiziksel özellikler
Ultrason	Akustik direnç
MRI	Proton yoğunlukları
Mikrodalgalar	Dielektrik özellikler
X-ışını	Atom numaraları

EM dalgaların frekansı arttıkça dalga boyu azalır. Frekans arttıkça EM alanın hücre dışı ($< 0,1$ MHz) 'den hücre içi (> 1 MHz) 'e geçişinin etkisi artar (Foster and Schwan 1989; Zhou 2011). Biyolojik doku ve harici EM alan arasındaki etkileşim hücresel ($10 \mu\text{m}$), moleküler (birkaç yüz pm), atomik (100 pm) ve hatta elektronik seviyelerde gerçekleşebilir. Şekil 19, bir EM spektrum boyunca dielektrik malzemelerin frekans tepkisini göstermektedir. Bu tez için ilgilenilen EM spektrumu, $0 - 20$ GHz mikrodalga frekans aralığıdır. Frekans arttıkça, gittikçe daha fazla dipol molekülü, moleküler grup veya elektrik yükü dağılımları, dış EM alanın hızına ayak uyduramaz ve yeniden yönlendirme ve yeniden dağılımları tamamlayamaz. Bu nedenle, nispi geçirgenlik artan frekansla azalır ve dağılma meydana gelir. Biyolojik dokuların polarizasyonu ile dış alan arasında bir faz gecikmesi de meydana gelir, böylece elektromanyetik enerji ısı olarak emilir ve dağıtılır (Kaatze 2010; Zhou 2011).



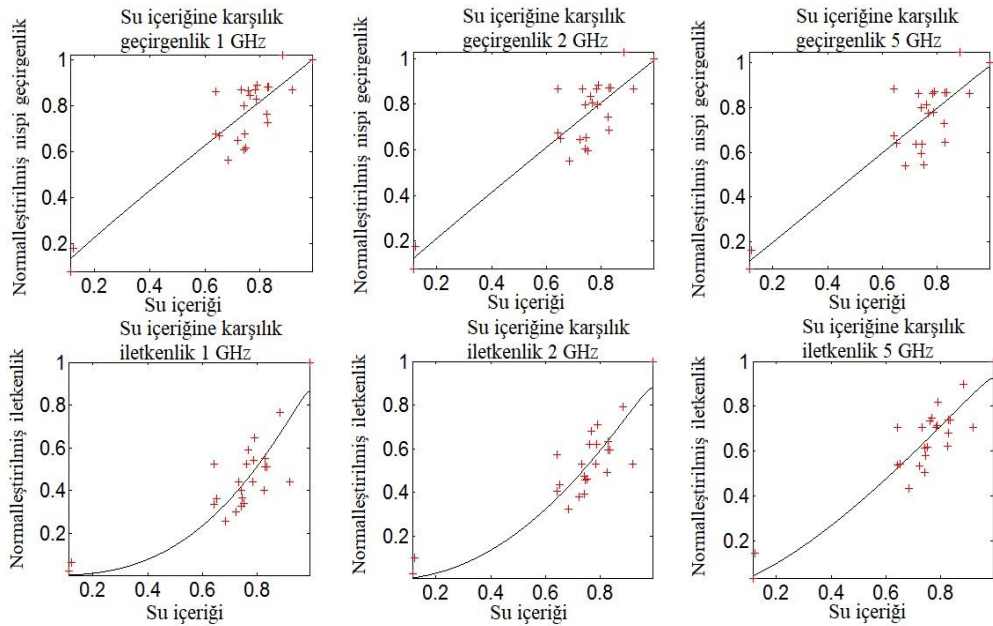
Şekil 19. EM spektrumunda dielektrik malzemelerin frekans cevabı. ϵ' (kırmızı eğri) ve ϵ'' (mavi eğri) nispi geçirgenlik ve kayıp faktörüdür (Zhou 2011).

Biyolojik dokuda, geçirgenliğin hücre zarları (yüzlerce kilohertz) kapasitif şarjı ve suyun dipolar gevşemesi (gigahertz) ile ilişkili olduğu bilinmektedir. UHF ve mikrodalga frekanslarındaki iletkenlik, arayüz polarizasyonu, küçük polar moleküllerin dielektrik kaybı ve suyun dielektrik gevşemesi ile ilgilidir (Foster and Schwan 1989; Zhou 2011). Aşırı düşük ila RF / mikrodalga frekansları arasındaki dielektrik dağılımlar ve bunlara karşılık gelen işleyişler Tablo 5'te verilmiştir. Günümüzde biyolojik dokuların canlı organizma içi ve canlı organizma dışı dielektrik özellikleri arasındaki fark hakkında bir tartışma vardır. Aradaki farkın var olup olmadığı belli değildir. Schepps and Foster (1980), biyolojik dokuların canlı organizma içinde dielektrik özelliklerinin, kan perfüzyonu nedeniyle kesilip çıkarılmış örneklerde ölçülenden daha yüksek olması gerektiğine dikkat çekmiştir. Bununla birlikte, aynı zamanda farkın önemli olmaması gerektiğini de belirtmişlerdir çünkü dokuların hacim bölümü (kan damarları hariç) UHF ve mikrodalga frekanslarında önemli bir paylaşım için çok küçüktür (Schepps and Foster 1980; Zhou 2011).

Tablo 5. Dielektrik dağılımlar (Foster and Schwan 1989; Zhou 2011)

Sembol	Frekans	İşleyiş
α	mHz - kHz	Karşı iyon etkileri, iyonik difüzyonlar, aktif membran etkileri, hücreler arası yapıların yüklenmesi
β	0,1 - 100 MHz	Hücre zarları kapasitif yüklenmesi, doku proteinlerinin dipolar yönelmesi
γ	0,1 - 100 GHz	Su, tuzlar ve proteinler gibi polar ortamlardaki dipolar mekanizmalar
δ	0,1 - 3 GHz	Suyun dipolar gevşemesi, polar yan zincirlerin dönel gevşemesi, yüklü yüzeylerin küçük bölgeleri boyunca karşı iyon yayılımı

Dielektrik özelliklerin incelenmesi biyolojik sıvı için daha fazla fikre imkan verecektir. Su, birkaç GHz'de hem geçirgenlik hem de iletkenlik bakımından yüksek değerlidir. Dielektrik özellikler ile su içeriği arasındaki ilişki üzerine birçok çalışma Smith and Foster (1985) tarafından yapılmıştır (Zhou 2011). Daha önce yayınlanmış veriler (Gabriel S. *et al.* (1996a) 'dan dielektrik özellikler ve Woodard and White (1986) 'dan doku suyu içeriği) kullanılarak, Şekil 20'de üç dokuda (1, 2 ve 5 GHz) çeşitli dokuların varlığı gösterilmektedir. Bu, dielektrik özellikler ile su içeriği arasında belirgin bir ilişkiyi göstermektedir. (Dielektrik özellik verilerinin ve su içeriği verilerinin iki ayrı çalışmada toplandığına dikkat edilmelidir. Bununla birlikte, eğilimler öğreticidir ve 100 MHz 'de benzer eğilimleri gösteren Schepps and Foster (1980)'in verileriyle tutarlıdır). Geçirgenliğin su içeriğine göre neredeyse doğrusal olduğu görülmektedir. Düşük frekanslardaki "hokey sopası" gibi benzeri iletkenlik ilişkisinin Schepps ve Foster (1980) tarafından tartışıldığı gibi bağlı suyun varlığı tarafından yönlendirildiğine ve etkinin artan frekansla azaldığına inanılmaktadır. Bu sonuçlardan geçirgenliğin toplam su içeriği ile orantılı olduğu görülürken, iletkenlik doğrudan 2 GHz'in altındaki frekanslarda serbest su oranı ile ilişkilidir. Çalışmalar, tümör dokusunun normal dokudan daha yüksek su içeriğine sahip olduğunu göstermiştir (Greenstein 1947; Homburger and Fishman 1953; Zhou 2011), bu nedenle tümör dokusunun daha yüksek dielektrik özelliklere sahip olması beklenmektedir. Lazebnik *et al.* (2006)'nın yaptığı geniş çaplı bir çalışmaya göre, mikrodalga frekanslarında memedeki kötü huylu (yüksek su içeriği) ve normal yağ baskın dokular (düşük su içeriği) arasındaki dielektrik özelliklerindeki zıtlık 10:1 kadar büyük olabilir (Zhou 2011).



Şekil 20. Su içeriğine karşı normalleştirilmiş dielektrik özellikler (Woodard and White 1986; Gabriel S. *et al.* 1996a; Zhou 2011)

Biyolojik Örneklerin Deri Derinliği

İnsan vücudunda (ve diğer biyolojik örneklerde) E alanı yaklaşık olarak $e^{-z/\delta}$ oranında üstel olarak azalır, z vücuda olan mesafe ve δ , E alanının $1/e$ 'ye ($= 0,368$) düştüğü değer olan sınırın hemen içinde deri derinliğidir. RF derinlik tesir mesafesi (d), sınır içindeki başlangıç değerinin %50'sini kaybetmeden önce dalganın vücuda ne kadar nüfuz ettiği olarak tanımlanır ve deri derinliği ile $d = 0,693\delta$ arasındadır. Deri derinliği malzemenin elektriksel ve manyetik özelliklerine bağlıdır ve σ iletkenlik, ϵ geçirgenlik ve μ geçirgenlik olan bir frekans (ω) fonksiyonudur. Bununla birlikte, biyolojik dokuların manyetik geçirgenliği yaklaşık olarak boş alan geçirgenliğine eşittir (Polk and Pastow 1996; Peterson 2009).

$$\delta = \omega^{-1} [(\mu\epsilon / 2) (\sqrt{(1 + (\sigma / \omega\epsilon)^2}) - 1)]^{-1/2}, \text{dir.}$$

Radyo Frekansı Aralığında İletkenlik ve Geçirgenlik Ölçümü

Bir malzemenin tipik dielektrik ölçümleri bir koaksiyel prob, vektör network analizörü ve kontrol yazılımı kullanılarak yapılır. Bir koaksiyel prob yapısı, çok çeşitli yarı katı, bükülebilir katı ve sıvı malzemelerin karmaşık geçirgenliğini ölçebilir. Yazılım, test edilen malzemenin karmaşık yansıma katsayısını (MUT) ölçmek için network analizörünün gerekli tüm kontrolünü sağlar. Karmaşık yansıma katsayısı daha sonra karmaşık ϵ' ve ϵ'' geçirgenliğine dönüştürülür. Bilgisayar kontrollü bir dielektrik prob ve ağ analizörünün kullanılması, dielektrik malzemelerin ölçülmesi için kullanışlı ve güvenilir bir yöntem sağlar (Stuchly *et al.* 1987; Peterson 2009). Ölçüm malzemelerinde kolaylık, probu test edilen malzemeye bastırmak veya daldırmak suretiyle sağlanır. Bu, ölçümü basitleştirmesine rağmen, güvenilir ölçümler sağlamak için atılması gereken birçok pratik adım vardır. Uygun kalibrasyonlar; iyi bilinen bir ölçüm (düzgün temas, hava boşluğu yok, vb.) için sonda ile düzgün temas sağlayarak, bilinen özelliğe sahip bir test malzemesine sahip olmayı ve probun doğru yerleştirilmesini sağlar.

Kötü huylu veya hastalıklı dokuların dielektrik özelliklerinin bilinmesi radyo ve mikrodalga enerjiyi faydalı kılan teşhis ve tedavisel teknolojilerin gelişmesinde önemlidir. Kötü huylu dokuların dielektrik özellikleri belirli bir doku tipine bağlı olarak normal dokulardan farklılık gösterir. Bu frekanslarda normal ve kötü huylu dokular arasında su içeriğinin değişkenliğinden ötürü dielektrik özelliklerinin farklı olması muhtemeldir.

Klinik metroloji alanında yapılan ölçümler, analizler ve testlerin sonucunda doğrudan tedavi yöntemi belirlenebilmektedir. Örneğin bir diyabet hastasının kan şekerinin yüksek çıkması halinde insülin tedavisine başlaması yüksek ihtimaldir. Kan şekerinin doğru ölçülememesi, ya gereksiz tedaviye ve masrafa ya da gerekli tedavinin gecikmesine sebep

olacaktır. Her gün yüzlerce kan şekerinin hatalı ölçümü sonucunda yapılan yüksek miktarlarda harcamanın yanında insan sağlığına verilen zarar ölçülemez.

Medikal cihazların kullanımı boyunca doğru çalışmasını sağlamak için düzenli bakım ve onarımın yanı sıra test, ölçüm, doğrulama ve kalibrasyonlarının düzenli aralıklarla gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Test, ölçüm, doğrulama ve kalibrasyon amacıyla kullanılan cihaz ve aparatların bazıları ticari olarak temin edilebilmektedir. Bununla birlikte her alanda olduğu gibi sağlık alanında da hizmet veren kurum ve kuruluşlarda teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan cihazların ulusal ve uluslararası standartlarda izlenebilirliğinin sağlanması ve ülke içinde ölçüm birliğinin oluşturulabilmesi büyük önem taşımaktadır.

Bütün radyografik sistemlerde cihazların güvenli ve doğru çalışabilmesi için değerlendirmelerinin yapılması gereklidir. Değerlendirme ölçümlerinin üç ana unsuru vardır.

- Başarılı klinik sonuçlar alabilmek için doğru parametrelerin seçilmesi
- Bu parametreleri ölçmek için uygun malzeme ortamı ve ölçme cihazlarının tasarımı
- Elde edilen ve istenilen başarımların karşılaştırılması için metotların hazırlanması

Radyografik cihazların değerlendirme ve kalite kontrol testlerinin yapılabilmesi için uygun olarak tasarlanan doku yerine geçen malzemelere fantom adı verilir. Fantomların kullanımı sırasında önemli bir konu, fantom malzemesidir. Fantom kullanılarak iyi bir değerlendirme, fantomda insan yapısı ve dokusuna en çok benzeyen malzeme kullanılması ile mümkündür. Ancak insan dokuları bütünüyle de birbirine benzer değildir.

Bununla birlikte yine de ortalama bir yoğunluktan bahsedilebilir. İnsan vücudunun ortalama yoğunluğu, 1 g/cm^3 'ün altında fakat 1 g/cm^3 'e çok yakındır. Bu ise 1 g/cm^3 yoğunluğa sahip elemanların fantom malzemesi olarak kullanılmasının tercih edilmesi sonucunu doğurmuştur. Fantom malzemelerini sıvı fantom malzemeleri ve katı fantom malzemeleri olarak başlıca iki kısma ayırabiliriz.

Su Fantomu

Şekil 21'de görülen su fantomu, insan vücudunun özelliklerini yaklaşık olarak karşılayan bir fantomdur. İçindeki aşağı ve yukarı doğru 0,1 mm hassasiyetle hareket edebilen çelik mekanizmasına iyon odası bağlanarak hastanın farklı bölgelerde alacağı dozun miktarını belirlemede ve doz kontrolü yapmakta kullanılır.



Şekil 21. Su Fantomu (Anonim 2012a)

Tıbbi görüntüleme sistemlerinde cihaz kontrolleri ve teknik müdahale yapılırken doğru bir görüntü elde edilip edilmediği, insan dokusuna eş değer fantomlarla yapılan ölçümlerden yararlanılarak anlaşılır. Bunun için genellikle benimsenen yol standart insan tanımı çerçevesinde fantom kullanılmasıdır (ICRU 1975 önerisine uygun). Fantomlar görüntüleme sistemine özgü tasarlanır. X-ışınlı görüntüleme sistemlerinde kullanılan fantom, nükleer tıp cihazlarında kullanılan fantomlar gibidir. Yapılan bilimsel çalışmalara göre fantomları aşağıdaki şekillerde sınıflandırabiliriz (Anonim 2012b).

A. Geometrilerine göre fantomların sınıflandırılması

1. Anatmik fantomlar (a. Rando fantomlar b. Torso fantomlar)
2. Kübik fantomlar (a. Silindirik ve konik fantomlar b. Eliptik fantomlar c. Levha fantomlar)

B. Malzemelerine göre fantomlar

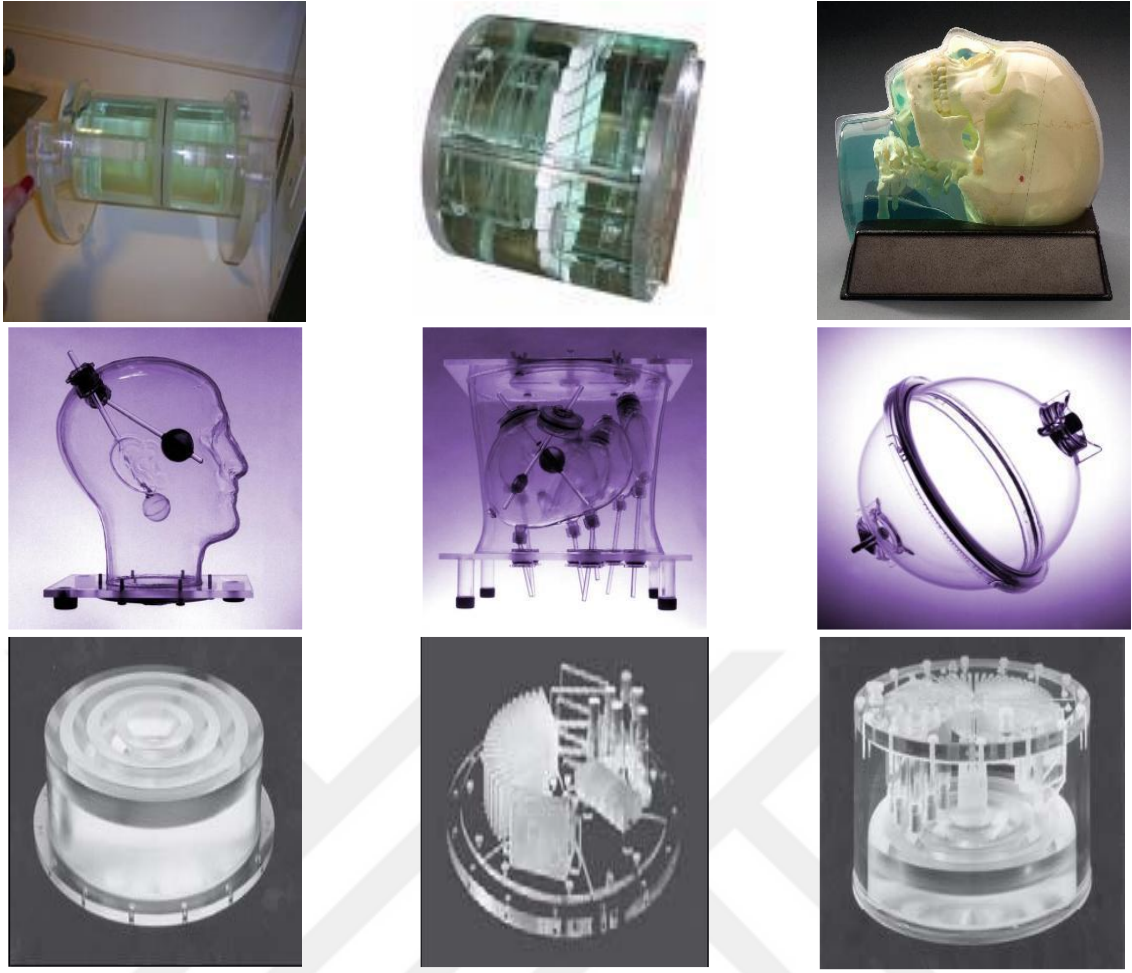
1. Su fantomlar
2. Solüsyon fantomlar
3. Polimer fantomlar
4. Briket fantomlar
5. Alüminyum fantomlar
6. Yumuşak doku fantomları

C. Canlı fantomlar

D. Fantomların pozisyonlarına göre sınıflandırılması

1. Baş fantomu
2. Gövde fantomu
3. Ayrık organ veya vücut bölgesi fantomları (a. Ayakta veya yatan fantom b. Oturan fantom)

E. Özel fantomlar



Şekil 22. MR fantom çeşitleri, MR görüntülemede kullanılan çok amaçlı fantomlar (Anonim 2012b)



Nükleer tıp fantomları



Matrix fantom



Rondo Fantom



Suya eşdeğer dilimli fantom

Şekil 23. Tıbbi görüntüleme sistemlerinde kullanılan fantomlar (Anonim 2012b)

Mikrodalga Tomografi

Mikrodalga görüntüleme ve elektromanyetik dalga kavramları son yıllarda birçok araştırma alanında dikkat çekmektedir. Mikrodalga görüntüleme, mikrodalga frekans aralığındaki bir nesnenin 1 GHz civarında olan dielektrik özelliklerini incelemek için kullanılır (Hinrikus and Riipulk 2006; Naseri 2015). Mikrodalga görüntüleme, bir nesnenin iç yapısını mikrodalga frekanslarındaki (300 MHz - 30 GHz) elektromanyetik alanlar aracılığıyla "görmek" olarak tanımlanır. Temel problem Şekil 24'te gösterilmektedir. Memeyi, memenin içinden geçen ve memenin karşı tarafında bulunan alıcılarda tespit edilebilen mikrodalgalarla aydınlatmak için bir verici kullanılır. Alternatif olarak yansımalar verici antene kaydedilebilir (Fear *et al.* 2003).

Mikrodalga görüntüleme tıpta çeşitli uygulamalar için yeni bir teknolojidir. Tıbbi görüntülemede mikrodalgalar onlarca yıldır birçok araştırma grubunun ilgisini çekmektedir (Larsen and Jakobi 1986; Hinrikus and Riipulk 2006). Mevcut çoğu geleneksel tıbbi görüntüleme (röntgen, ultrason) teknikleri fonksiyonel bilgiler yerine anatomik bilgiler sağlar. Görüntülemeyi geliştirmek ve hastalık biyolojisi konusundaki anlayışı derinleştirmede yeni olasılıklar elde etmek için tıpta alternatif bir görüntüleme tekniği olarak mikrodalga görüntüleme geliştirilmiştir. Bu teknik, iyonlaştırıcı radyasyon veya mekanik ses dalgalarının kullanımını içermez; mikrodalga spektrumunun farklı bölgelerinde çalışır ve normal doku ve anomaliler arasındaki elektriksel ve termal özelliklerdeki farklılıkları kullanır. Tanısal radyolojideki en önemli sorunlardan biri, görüntü elde etmek için kullanılan radyasyonun biyolojik etkisidir. Özellikle tehlike, onkolojideki süreçler üzerindeki radyasyon etkileri olacaktır. Mikrodalga frekanslarındaki kuant enerjisi geleneksel tıbbi görüntüleme (x-ışınları) frekanslarındaki kuant enerjisi ile karşılaştırıldığında daha düşüktür ve ortamın iyonizasyonunu oluşturmaz. Yakın ultraviyole bölgesinden daha yüksek frekanslardaki EM radyasyon, bağlı elektronları atomik kabuklardan çıkarmak için yeterli foton enerjisi taşır, böylece iyonlaştırıcı atomlar ve moleküller üretir. Spektrumun bu kısmındaki radyasyona (örneğin ultraviyole radyasyon, x ışınları ve gama ışınları) iyonlaştırıcı radyasyon denir. Uzak ultraviyole bölgesinin altındaki enerjiye sahip EM radyasyonuna (örneğin görünür ışık, kızılötesi, radyo ve TV yayınları) iyonlaştırıcı olmayan radyasyon denir. İyonizasyon için eşik enerjisi maddenin türüne bağlıdır (Bushberg *et al.* 2003; Zhou 2011). Örneğin, bir elektronu (iyonlaştırıcı potansiyel olarak adlandırılır) H₂O'dan uzaklaştırmak için gerekli olan minimum enerji 12,6 eV'tur. Bu nedenle, mikrodalga tomografik görüntüleme iyonlaştırıcı radyasyon içermeyen bir tekniktir. İyonlaştırıcı olmayan mikrodalga radyasyonu atomik ve moleküler düzeyde değişikliklere neden olmaz ve biyolojik dokular için iyonlaştırıcı radyasyondan çok

daha az zararlıdır (Hinrikus and Riipulk 2006). Aslında, Ulusal Sağlık Enstitüsü (NIH) son zamanlarda x-ışını, bilgisayarlı tomografi, floroskopi ve nükleer tıp gibi klinik görüntüleme yöntemlerinde kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon miktarını azaltacak teknolojilerin geliştirilmesine daha fazla önem vermiştir (Anonymous 2012; Epstein 2013). Bu yeni sistemler, daha önce az kullanılan EM sinyallerinden özellik bilgisi alma yeteneklerinde yenilikçidir. Mevcut klinik görüntüleme sistemlerinin duyarlılık ve özgüllük sınırlamalarının üstesinden gelebilecek EME tespit sistemleri geliştirme arzusundan hareketle, çeşitli bağımsız ve çok modlu alternatif meme kanseri görüntüleme sistemleri geliştirilmiştir; Ek görüntüleme teknolojilerini tamamlama potansiyeli ile doku sağlığı bağımsız olarak değerlendirilebilir (Epstein 2013).

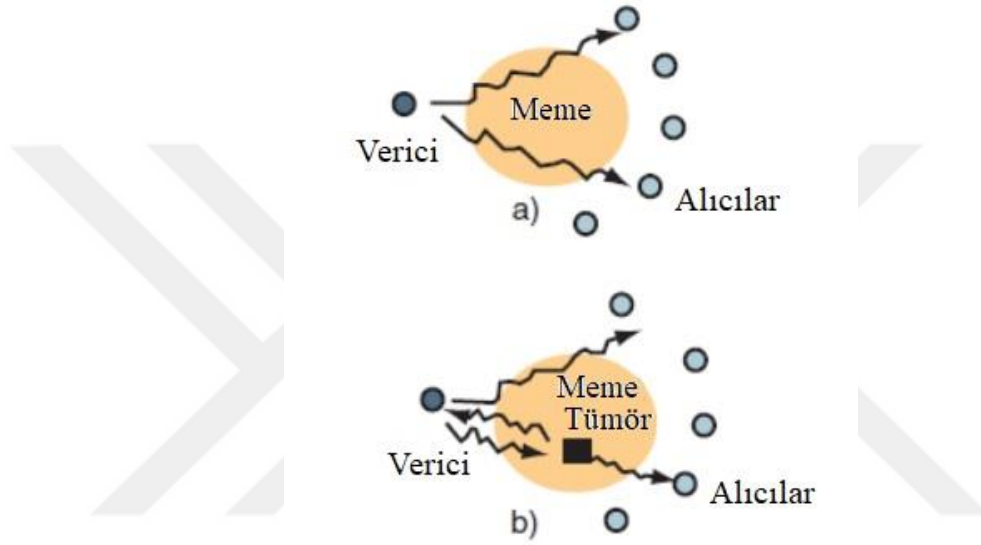
RF ve mikrodalga teknolojileri iletişim, ısıtma ve uzaktan algılama gibi yaygın uygulamalara sahiptir. Bu teknolojilerdeki ilerlemeler ve ileri hesaplama teknikleri biyomedikal bilimlerde yeni tedavisel ve tanısal yöntemler için yaygın hale gelmiştir. Halen kardiyoloji, üroloji, cerrahi, oftalmoloji ve kanser tedavisi gibi alanlardaki tedavisel uygulamalar ve kanser tespiti ve organ görüntülemedeki tanısal uygulamalar için 100 kHz'e kadar düşük RF frekansları ve 10 GHz'e kadar mikrodalga frekansları araştırılmaktadır (Vander Vorst *et al.* 2007; Zhou 2011).

Mikrodalga tomografisi, mikrodalga sinyali ileterek ve nesneden gelen cevabı (absorbe, dağınık) bir mikrodalga sinyali olarak alarak bir nesne hakkında bilgi edinir (Rao *et al.* 1980, Poplack *et al.* 2004; Hinrikus and Riipulk 2006). Tomografik yöntem, biyolojik bir nesnenin dielektrik özellikler profilinin nesne üzerinden iletilen mikrodalga enerjisinin ölçümlerinden geri kazanılmasını amaçlamaktadır. Tomografik görüntü yeniden yapılandırmasında biyolojik nesnede dielektrik özelliklerin bir görüntüsünü kurtarmak için doğrusal olmayan bir ters saçılma problemi çözülür. Mikrodalga tomografisi, iyonize olmayan radyasyonun kullanılması dışında x-ışını tomografisine eşdeğer bir tekniktir. Mikrodalga alanının dalga karakteri oldukça karmaşık bir görüntü yeniden yapılandırma teorisine yol açar. Optik ışın teorisine dayanan doğrusal görüntü yeniden yapılandırma yöntemleri, alanın dalga özelliklerinin çok küçük dalga boyu nedeniyle ihmal edilebildiği röntgen tomografisine uygulanabilir. Işın yaklaşımı, faz değişikliklerinin görüldüğü mikrodalga frekanslarında çalışmaz. Ters saçılma problemi, hesaplama açısından yoğun görüntü yeniden yapılandırma algoritmaları gerektirir (Hinrikus and Riipulk 2006).

Meme kanserini tespit etmek için dokunun dielektrik özelliklerini kullanmak yeni bir fikir değildir. 1981 gibi erken bir tarihte, tümör ve diğer yumuşak, yüksek su içerikli dokuların dielektrik özelliklerindeki farkın, geniş bir frekans aralığında tümör tespiti için

kullanılabileceği öne sürülmüştür (Foster and Schepps 1981; Zhou 2011). Özellikle mikrodalga görüntüleme, dokudaki bu farkı araştırabilen yeni bir tekniktir. Mikrodalga görüntülemenin simülasyonu derinlemesine incelenmiş olsa da, bu tekniğin enstrümental uygulaması konusunda pek fazla durum olmamıştır.

Bir tümör mevcutken, memeden geçen dalgalar elektriksel özelliklerde bir değişiklikle karşılaşır ve gelen dalgaının dağılmasına neden olur. Bu saçılma, Şekil 24'te gösterildiği gibi, alıcılarda ve vericide tespit edilen enerji miktarlarını değiştirir. Görüntüler, algılanan enerjilerde bulunan bilgiler kullanılarak oluşturulur (Fear *et al.* 2003).



Şekil 24. a) Temel mikrodalga görüntüleme problemi, memenin mikrodalgalarla aydınlatılmasını ve memeden geçen veya yansıyan enerjinin tespit edilmesini içerir. b) Bir tümör mevcut olduğunda, yansıyan ve iletilen dalgalar tümörsüz duruma göre değişir (Fear *et al.* 2003).

Elektromanyetik Enerjinin biyolojik doku ile etkileşimi, fizyolojik mekanizmaların bir kombinasyonu ile yönetilmektedir (Schwan and Foster 1980; Smith and Foster 1985; Polk and Pastow 1996; Vorst *et al.* 2006; Epstein 2013). Bu manyetik olmayan malzemelere bir zaman harmonik EM (THEM) alanı uygulamak, net bir elektrik yüküne veya bir dipol momentine veya her ikisine de sahip olan moleküler ve hücresel bileşenler üzerinde etkili elektrik ve manyetik kuvvetler üretir. Elektriksel özellikler, bir malzemenin uygulanan bir THEM alanıyla etkileşime girme yeteneğinin bir ölçüsüdür; bu etkileşim frekansa bağlıdır ve doku yapısı ve damarlanma gibi çeşitli faktörlerden etkilenir (Vorst *et al.* 2006; Epstein 2013). EM uyarımını kullanan DPA (Dielektrik Özellik Değerlendirmesi), bir malzemenin geçirgenlik ve iletkenlik özelliklerinin bir fonksiyonudur.

Elektrik dipol momentine sahip moleküller, zamanla değişen alanda üretilen EM kuvvetleri nedeniyle yük yer değiştirmesi yaşayacaktır; polarizasyon olarak bilinen bu yer

değiştirme mekanizması, moleküler çekim kuvvetine karşıdır. Geçirgenlik, uygulanan bir alanın varlığında polarize olabilen malzemelerin bir ölçüsüdür ve enerji depolamanın bir göstergesidir (Bindu 1993; Epstein 2013). Ek olarak, bu EM etkileşimi o0 hareketi ile ilişkilidir.

f doku içinde serbest yükler ve dielektrik ısıtmadır. İletkenlik, uygulanan bir THEM alanının etkisi altındaki bir malzemedeki enerji kaybı ve yük hareketi karakteristiklerinin bir ölçüsüdür (Bindu 1993; Epstein 2013). Bu maddeye bağlı etkileşimler ve buna karşılık gelen maddeye bağlı elektriksel özellik ölçümleri, çeşitli fizyolojik durumları tespit ve teşhis etmek için klinik araçlar olarak kullanılabilir (Vorst *et al.* 2006; Epstein 2013).

Bir THEM alanı, bir sabit durum sistemini harekete geçirir, yük hareketi oluşturur ve biyolojik bir malzeme içinde bir akım yoğunluğu J [a/m²] oluşturur. Maxwell Yasalarını kullanarak, frekansa bağlı dielektrik tepki şu şekilde ifade edilebilir:

$$J = \sigma E + j\omega \epsilon^* E = \sigma E + j\omega \epsilon_0 (\epsilon' - j\epsilon'') E \quad (2.11)$$

Burada E elektrik alanı [V/m], σ malzemenin iletkenliği [S/m], ω uygulanan alanın açısal frekansıdır ve ϵ' ile ϵ'' sırasıyla gerçek ve sanal kısımlarıyla birlikte ϵ^* karmaşık geçirgenliktir. ϵ_0 boş alanın geçirgenliğidir [C²/Nm²] ve $j = \sqrt{-1}$ 'dir (Oliver *et al.* 2008; Epstein 2013). Zaman alanında, EME ile uyarılan uyarımdan sonra sistem dengesinin yeniden kurulması, malzemeye bağlı bir gevşeme süresi (τ) ile ilişkilidir. Biyolojik materyaller, heterojen yapıları nedeniyle çoklu gevşeme süreçleri ve süreleri kullanılarak karakterize edilir (Oliver *et al.* 2008; Epstein 2013). İndüklenen J ile birlikte, $t = 0$ zamanında bir THEM alanının uygulanması, biyolojik malzeme içinde her biri karşılık gelen bir τ 'ya sahip olan malzemeye bağlı yük yoğunluklarını ($D_1, D_2, \dots$) indükleyecektir. Bu ilişki şöyle ifade edilir:

$$D = D_\infty + D_1(1 - e^{-t/\tau_1}) + D_2(1 - e^{-t/\tau_2}) + \dots \quad (2.12)$$

Burada D_∞ elektronik polarizasyona bağlı anlık yüzey yükü yoğunluğu tepkisini temsil eder. Frekans alanındaki sistem yanıtı, 2.12 denkleminde bir Laplace dönüşümü uygulanarak elde edilebilir ve şu şekilde ifade edilir: (Grimnes and Martinsen 2000; Epstein 2013)

$$\epsilon^* = \epsilon' - j\epsilon'' = \epsilon_\infty + (\epsilon_s - \epsilon_\infty) / [1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}] \quad (2.13)$$

Burada α deneysel temelli bir parametreyi temsil eder ve ϵ_∞ ve ϵ_s sırasıyla yüksek ve düşük frekanslı geçirgenlik belirtilerini temsil eder (Kuang and Nelson 1998; Epstein 2013).

Birden fazla gevşeme süresine sahip malzemeler için Kramers - Kronig ilişkilerini kullanarak ϵ' ve ϵ'' aşağıdaki gibi açıklanabilir: (Kuang and Nelson 1998; Epstein 2013)

$$\epsilon'(\omega) = \epsilon_\infty + 2 / \pi \int_0^\infty [u\epsilon''(u) / (u^2 - \omega^2)] du \quad (2.14)$$

$$\mathcal{E}''(\omega) = 2\omega / \pi \int_0^\infty [(\mathcal{E}'(u) - \mathcal{E}_\infty) / (u^2 - \omega^2)] du \quad (2.15)$$

Burada u gerçek bir entegrasyon değişkenidir. Kuang and Nelson (1998) ve Epstein (2013) tarafından yapılan çalışmalarda belirtildiği gibi, bu ilişkiler dielektrik özellik ölçümlerine dayanarak dielektriklerin frekansa bağımlı davranışını yorumlamak için yararlıdır. Bu denklemlerden $\mathcal{E}''$ frekans tepkisinin tamamen $\mathcal{E}'$ frekans tepkisini belirlediği ve tam tersi olduğu görülebilir (Schwan and Foster 1980; Epstein 2013). 2.13 denkleminin gerçekte ve sanal kısımlarını eşitleyerek, $\mathcal{E}'$ ve $\mathcal{E}''$ şu şekilde ifade edilebilir:

$$\mathcal{E}' = \mathcal{E}_\infty + [(\mathcal{E}_S - \mathcal{E}_\infty)] / [1 + (j\omega\tau)^{2(1-\alpha)}] \quad (2.16)$$

$$\mathcal{E}'' = [(\mathcal{E}_S - \mathcal{E}_\infty)\omega\tau] / [1 + (\omega\tau)^{2(1-\alpha)}] \quad (2.17)$$

Burada $\mathcal{E}'$ ve $\mathcal{E}''$ sırasıyla dielektrik sabiti ve dielektrik kayıp faktörü olarak bilinir.

Kayıplı bir ortamda hareket eden EM dalgalar için, malzemenin elektriksel özellikleri açısından $\mathcal{E}'$ ve $\mathcal{E}''$ ifadeleri belirtilebilir, böylece:

$$\mathcal{E}_r = \mathcal{E}' \quad (2.18)$$

$$\sigma = \mathcal{E}''\mathcal{E}_0\omega \quad (2.19)$$

Burada $\mathcal{E}_r$ ve σ , sorgulanan malzemenin sırasıyla nispi geçirgenliği ve iletkenliğidir.

Kramers - Kronig oran denklemlerinde tanımlandığı gibi, $\mathcal{E}''$ 'nin varlığı frekansa bağımlı bir $\mathcal{E}'$ anlamına gelir. Bu özellikler ayırıcı olduğunda, ölçülen geçirgenliğin ve iletkenliğin frekans bağımlılığı, α , β , τ ve γ dağılımları olarak bilinen dört fizyolojik mekanizma tarafından yönetilir (Schwan and Foster 1980; Smith and Foster 1985; Grosse 1988; Vorst 2006; Epstein 2013). Bu dağılım ilişkileri DP'leri, geçirgenlikteki bir azalmanın iletkenlikteki bir artışla ilişkili olacağı şekilde bağlar, bunun tersi de geçerlidir (Polk and Pastow 1996; Epstein 2013).

Mikrodalga frekans aralığında, biyolojik dokuların DP'lerine, çoğu yumuşak doku hacminin kabaca % 80'ini oluşturan suyun dipolar gevşemesi hakimdir (Vorst 2006; Epstein 2013). Zhou (2011), doku DP değerleri ve su içeriği hakkında daha önce yayınlanmış verileri kullanarak, doku DP'leri ve 1, 2 ve 5 GHz'de su içeriği arasındaki ilişkiyi araştırmıştır (Woodard and White 1986; Gabriel S. *et al.* 1996a; Epstein 2013). Yapmış olduğu analizler, özellikler arasında neredeyse doğrusal bir ilişki olduğunu, düşük su içerikli dokuların düşük frekanslarda iletkenlik modelinde hafif doğrusal olmayan bir sapma göstermiştir. Bu sapma, öncelikle artan sıklıkta azalan bağlı suyun varlığı tarafından yönlendirilir (Zhou 2011; Epstein 2013).

Tümör dokusunun aynı tipteki normal dokudan daha fazla su içeriğine sahip olduğu gösterilmiştir (Greenstein 1947; Bushberg *et al.* 2003; Epstein 2013). Doku DP değerleri ve doku su içeriği arasındaki ilişkiye dayanarak, tümör dokusuna karşılık gelen buna denk olan normal doku ile karşılaştırıldığında daha yüksek DP değerlerine sahip olması beklenir. Bu, mikrodalga frekanslarında tümörün DP'lerindeki fark ve memedeki normal yağ baskın dokularının kontrastının 10:1 kadar büyük olabileceği Lazebnik *et al.* (2007c)'nin yapmış olduğu çalışmasındaki bulgular ile desteklenmektedir.

ϵ' ve ϵ'' 'ünü ölçebilen sistemler, 2.18 ve 2.19 denklemlerini kullanarak bir malzemenin geçirgenliğinin ve iletkenliğinin hesaplanmasını sağlar. Joines *et al.* (1994), çeşitli doku tiplerinin elektriksel özelliklerini, düz uçlu bir koaksiyel kablo ve VNA (Vektör Network Analizör) ile aşağıda verilen bir kabul modelini kullanarak ölçmüşlerdir (Epstein 2013).

$$Y = (j\omega\epsilon^*)(A/d) \quad (2.20)$$

Burada Y ölçülen giriş, ω açısal frekanstır, $\epsilon^* = \epsilon - j\sigma/\omega$, nispi geçirgenlik ϵ ve σ iletkenliği ile ölçülen karmaşık geçirgenliktir ve $j = \sqrt{-1}$ 'dir. (A/d) faktörü, etkili alan/mesafe oranıdır ve teorik olarak hesaplanabilir veya bilinen özelliklere sahip bir malzeme ölçülerek kalibre edilebilir (Stogryn 1971; Tanabe and Joines 1976; Epstein 2013).

Çeşitli doku tipleri için kötü huylu (P_m) 'in normal (P_n) dokuya güç emme oranı şöyle tanımlanmıştır:

$$P_m/P_n = [9(\sigma_m / \sigma_n)[1 + (\sigma_n / \omega\epsilon_n)]^2] / [(2 + \epsilon_m / \epsilon_n)^2 + (2 + \sigma_m / \sigma_n)^2(\sigma_n / \omega\epsilon_n)^2] \quad (2.21)$$

Burada m ve n alt indisleri sırasıyla kötü huylu ve normal dokunun elektriksel özellik değerlerine karşılık gelmektedir. Belirtilen frekans aralığında, ölçülen elektrik özelliklerindeki en büyük zıtlık meme dokusunda meydana gelmiştir. Canlı organizma dışı olarak alınmasına rağmen, bu ölçüm sonuçları, meme dokusu sağlığını değerlendirmek için mikrodalgaların kullanılmasıyla ilişkili genel eğilimin bir göstergesidir. Kötü huylu meme dokusunun elektriksel özellikleri arasında buna denk olan sağlıklı doku ile karşılaştırıldığında fark edilebilir bir zıtlık vardır ve bu zıtlık, meme kanseri ile ilgili klinik uygulamalar için kullanılabilir (Epstein 2013).

Mikrodalgalar dokularda güç biriktirir ve bu güç birikimi hücrel telefonlar ve hipertermi gibi uygulamalar için kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Güvenlik standartları (örn. IEEE Standard C95.1 1999 (1999)), elektrik ve manyetik alanlar, vücutta indüklenen akımlar ve belirli emilim oranı SAR gibi miktarlara izin verilen maksimum maruziyet kullanılarak tanımlanmıştır. SAR, bir doku hacminde emilen güç miktarını nicelendirir ve

resmi olarak şu şekilde tanımlanır: $SAR = d/dt = (dW/\rho dV)$ burada dW artan enerjidir, dV hacim elemanıdır ve ρ hacim yoğunluğudur. SAR birimi W/kg'dır. IEEE Standard C95.1-1999 (1999), 100 kHz ve 6 GHz arasında çalışan kabul edilebilir cihazların, vücut üzerinde 1 g dokudan ortalama alındığında maksimum 1,6 W/kg 'dan daha düşük SAR'a sahip olduğunu gösterir. Bir EM sisteminin güvenlik standardına uygunluğunu değerlendirmek için güç birikimi ve beklenen ısıtma, bilgisayar modelleri ile tahmin edilebilir. Örneğin, Gandhi *et al.* (2001), insan kafası modellerinin çevresinde yayılan hücresel telefonlarla ilgili çalışmalar yapmıştır. Sonuçlar, 1900 MHz'de 1,6 W/kg SAR elde etmek için 121 mW yayılan gücün gerekli olduğunu göstermektedir. Mikrodalga meme kanseri tespit sistemlerinin, hücresel telefondakinden bir veya iki derece daha düşük güç seviyelerinde çalışması beklenmektedir. SAR'ı bilgisayar modelleriyle belirli sistemler için değerlendirmek güvenliği ve standartlara uyumu sağlar. Bu nedenle, mikrodalga görüntülemenin hasta için sağlık riski oluşturmaması beklenmemektedir (Fear *et al.* 2003).

Teknik açıdan mikrodalga meme tümörü tespiti, küçük tümörleri tespit etme potansiyeline sahiptir. MRI ve nükleer tıp gibi yöntemlerden daha ucuz olması da beklenmektedir. Bunun nedeni, mikrodalga ekipmanının MRI ve nükleer tıp kurulumları için gerekli olan ekipmanın bir kısmının maliyetidir (milyonlarca ve yüz milyonlarca). Görüntüleme işleminin aynı zamanda çok hızlı, duyarlı (memedeki çoğu tümörü saptaması) ve spesifik (sadece kanserli tümörleri saptaması) olması beklenmektedir. Hassasiyet, özgüllük ve küçük tümörleri saptama yeteneğinin anahtarı, kötü huylu hastalıklar ve normal dokular arasındaki beklenen elektriksel özellik farkıdır. Şüpheli bir alanın kötü huylu veya iyi huylu olup olmadığını belirlemek, bu dokuların elektrik özelliklerinde bir farkla mümkün olabilir (Fear *et al.* 2003).

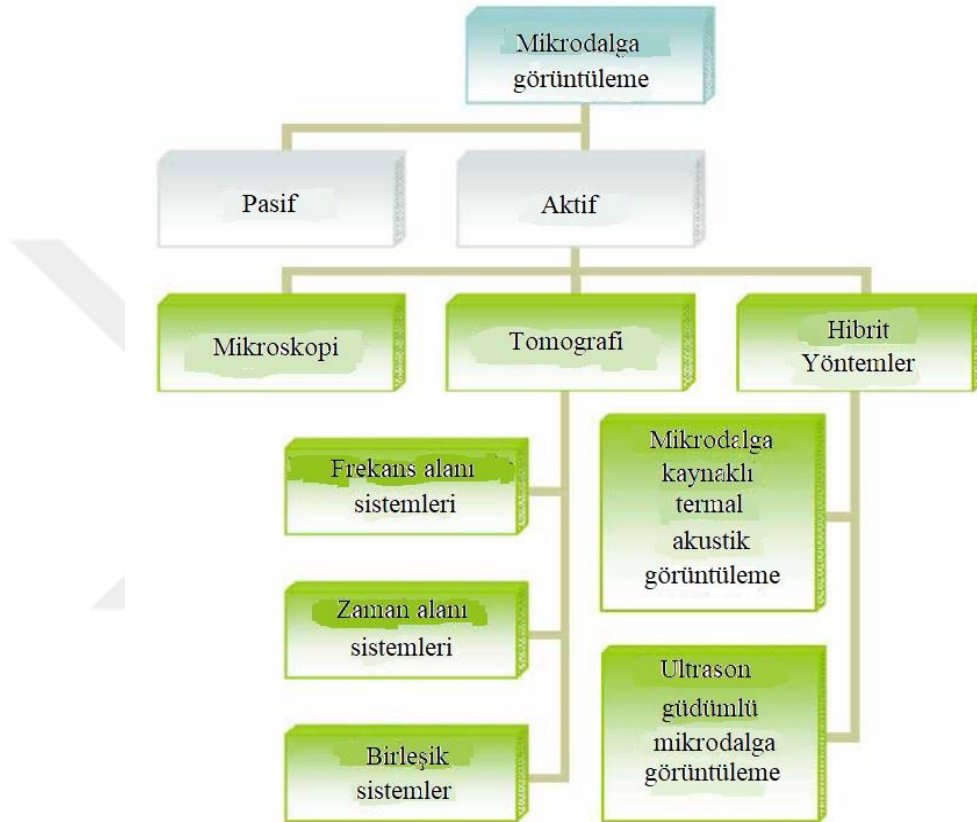
Biyomedikal uygulamalarda, mikrodalga görüntüleme teknikleri aktif ve pasif mikrodalga görüntüleme olmak üzere iki ana kategoride sınıflandırılır (Şekil 25). Aktif görüntüleme tekniğinin prensipleri, istenen nesnenin ölçüm sistemi yoluyla aydınlatılmasına dayanır. Aktif mikrodalga görüntülemenin potansiyel avantajları esas olarak tümörler ve normal doku arasındaki elektrik parametrelerinin yüksek farkından kaynaklanır. Bununla birlikte, bu yüksek fark, artan çoklu saçılma nedeniyle doğru bir görüntü oluşturma zorluğunu da artırır. Görüntülenecek nesne düzlem veya küresel dalga ile aydınlatılır. Birkaç mikrodalga vericisi bir nesneyi aydınlatır. Nesne, vücut ile farkı en aza indirmek ve vücut yüzeyinde güçlü yansımayı önlemek için su, zayıf tuzlu su çözeltisi veya intralipid (yağ emülsiyonu) bir çözelti olarak sıvıya daldırılır. Nesne, elektromanyetik alan tarafından dağılmış çeşitli yerlerde birkaç mikrodalga sensörü tarafından kaydedilir. Antenler düzlemsel

veya silindirik yüzeyler ve nesne boyunca iletilen dalgalar üzerinde taranır. Çok sayıda anten tarafından alınan elektromanyetik alan sinyalleri, nesne fonksiyonunu dielektrik geçirgenlik veya iletkenliğin uzamsal dağılımları olarak yeniden yapılandırmak için kullanılır. Karmaşık elektriksel geçirgenliğin ve nesnenin şeklinin uzamsal dağılımı, gelen ve saçılan alanların analizinden elde edilir (Hinrikus and Riipulk 2006).

Öte yandan, pasif görüntüleme sisteminde görüntülenen nesne enerjiyi düşük seviyede yayar. Canlı bir insan dokusunun ölçülen sıcaklığı, görüntülenen dokudan yayılan düşük seviyeli EM alanlarının bir göstergesidir. Mikrodalga radyometrisi bu tekniğe bir örnektir (Carr *et al.* 2000; Naseri 2015). Pasif MI, dokudaki sıcaklık farklılıklarını ölçmek için mikrodalga radyometri kullanımına dayanır. Bu yöntemin çalışma prensibi, tümör bölgesinde sağlıklı meme dokusuna kıyasla ölçülebilir derecede daha yüksek bir sıcaklığın olması ve bu da radyometreler kullanılarak potansiyel olarak saptanabilmesidir (Bardati and Ludicello 2008; Iudicello and Bardati 2009; Golnabi 2012). Hibrit sistemlerde termal genleşme, ultrason kullanılarak tespit edilen ilişkili basınç dalgaları ile mikrodalga sinyalleri kullanılarak aktif olarak indüklenir (Reilly *et al.* 1993; Ku and Wang 2001; Xu *et al.* 2001; Guo *et al.* 2007; Epstein 2013). Bir tümör bölgesinin çevredeki sağlıklı dokuya göre artan iletkenliği, termal genleşme etkilerine daha duyarlı bir ortam yaratır. Normal ve anormal bölgelerin yayılan basınç dalgaları arasındaki kontrast bir akustik ölçüm sistemi kullanılarak tespit edilebilir (Moros *et al.* 2010; Epstein 2013). Birleştirilmiş sistem, ultrasonun yüksek çözünürlüklü görüntüleme özelliklerinden yararlanırken, termal olarak uyarılan emisyon sinyalinin artan gücünü kullanarak nispeten düşük görüntü kontrastını artırır. Aktif mikrodalga görüntülemede iki ana yöntem vardır; MT ve radar mikrodalga görüntülemedir (Meaney *et al.* 2000; Fear *et al.* 2003; Noghanian *et al.* 2006; Naseri 2015). Aktif yaklaşımlar doku sorgulaması için iletilen bir mikrodalga sinyalini ve DPA için yansıtılan veya iletilen sinyalin bir biçimini kullanır (Caorsi *et al.* 1995; Meaney *et al.* 1995; Fear and Stuchly 1999; Meaney *et al.* 2000; Zhurbenko *et al.* 2010; Santorelli *et al.* 2012; Epstein 2013). Aktif bir MI sisteminin geliştirilmesi, sayısal modelleme ve donanım geliştirmenin bir kombinasyonunu gerektirir. Bu ilişki nedeniyle, hepsi sayısal modelleme ve donanım karmaşıklığı bakımından değişen çeşitli aktif MI stratejileri araştırılmıştır. Bu yöntemler arasında ultra geniş bant radar tabanlı konfokal (eşodaklı) teknikler ve tomografik görüntüleme yaklaşımları bulunur.

Konfokal yaklaşımlar, monostatik veya multistatik radar tabanlı teknikler kullanarak meme hacmindeki yüksek saçılma bölgelerini lokalize etmeye çalışır (Klemm *et al.* 2008; Bourqui *et al.* 2012; Epstein 2013). Meme hacminin mikrodalga enerji dağılım haritalarını oluşturmak için ileri ve geri saçılma sinyal ölçümlerinin bir kombinasyonu kullanılır. Yüksek

saçılma alanları, meme anormalliğinin bir göstergesi olabilecek dielektrik olarak zıt bölgelere karşılık gelir. Bu teknikler simülasyon araştırmasının ötesine geçmiştir; klinik olarak araştırma aşamasına yaklaşan daha gelişmiş sistemler ile deneysel fantom tabanlı görüntüleme yapabilen güvenilir sistemler geliştirilmiştir (Klemm *et al.* 2008; Bourqui *et al.* 2012; Epstein 2013). Bu yaklaşım, bir VNA kullanılmasıyla elde edilen saçılma parametresi (S parametresi) ölçümlerini kullanır; elde edilen frekans alanı verileri zaman alanına dönüştürülür ve doku analizi için kullanılır.



Şekil 25. Meme kanseri tanısı için mikrodalga görüntüleme sistemleri (Zhurbenko 2011; Latifah 2016)

Tomografi kelimesi Yunanca "dilim" (tomos) ve "yazmak" (graphein) sözcüklerinden gelir. Bu terim, görüntü işleme algoritmalarından mikrodalga görüntülemeye gelir ve ayrıca, bir vücudun iç yapılarının görüntüsünün dilim ile temsil edildiği manyetik rezonans tomografisi (MRT) ve x-ışını BT'den bilinir (Zhurbenko 2011; Latifah 2016). MI malzemelerin dielektrik özelliklerinin (geçirgenlik ve iletkenlik) geri kazanılmasına dayanır. Son yirmi yılda MI, biyomedikal uygulamalara, özellikle de normal ve kötü huylu meme dokusu arasındaki belirgin dielektrik özellik farkından dolayı meme kanseri taraması ve tedavi izlemesi için ilgi çekiciliği artmıştır. X-ışını mamografi gibi diğer geleneksel görüntüleme yöntemleriyle karşılaştırıldığında, MI'nın iyonlaştırıcı olmayan ve basınçsız doğası, onu hastanın bakış açısından çok çekici kılar. Ek olarak MI, küçük tümörleri tespit

etmek için nispeten yüksek bir duyarlılığa ve şüpheli bir alanın MRI ve nükleer tıp gibi yöntemlere kıyasla önemli ölçüde daha düşük bir maliyet düzeyinde kötü huylu veya iyi huylu olup olmadığını belirlemek için potansiyel olarak yüksek bir özgüllüğe sahiptir. (Golnabi 2012).

Biyomedikal uygulamalar için yapılan erken mikrodalga çalışmaları, normal ve kötü huylu meme dokuları arasında belirgin bir dielektrik özellik farkı göstermiştir (Chaudhary *et al.* 1984; Surowiec *et al.* 1988; Golnabi 2012); ancak, Lazebnik *et al.* (2007c) normal memenin özelliklerinin aslında düşünüldüğünden daha değişken olduğunu ve farkın bazı meme dokusu tipleri için o kadar büyük olmayabileceğini belirtmiştir (Golnabi 2012). Bu özellikle yüksek konsantrasyonlarda fibroglandüler dokuya sahip radyografik olarak daha yoğun meme için geçerlidir (Lazebnik *et al.* 2007c; Golnabi 2012). Buna rağmen, tümör şüphesi olan hastalar üzerinde yapılan erken klinik mikrodalga görüntüleme çalışmaları, kötü huylu kanser hastaları ile iyi huylu lezyonları ve diğer normal dokuları arasında anlamlı ayrım olduğunu göstermiştir (Poplack *et al.* 2004, Poplack *et al.* 2007; Golnabi 2012).

Mikrodalga tomografisi, bilinmeyen cismin ölçülen dağınık alandan pozisyonu ve karmaşık geçirgenlik dağılımı belirlenerek biçimlendirilen ters bir saçılma problemidir. Mikrodalga tomografisinde görüntü yeniden yapılandırma süreci ileri problem ve ters problem içerir. İleri problem için, ölçüm saçılma verilerini elde etmek için MOM kullanılır. Ters problem için, doğrusal olmayan ters saçılma yöntemini, yani Newton - Kantorovich ve Bozuk Doğum İteratif Yöntemini (DBIM) çözmek için iki yaklaşım önerilmiştir. Ek olarak, kötü pozlamayı azaltmak ve daha kararlı bir çözüm gerçekleştirmek için üç tür çözme tekniği de tanıtılmıştır. Doğrusal olmayan probleminden kaçınmak, uygun çözme teknikleri, analiz bölgesinde kullanılan çok sayıda bilinmeyen ve bir öncü bilginin kullanılmasıyla önlenabilir. Kaydedilen veriler, bir bölümün tanımlı bir düzleminde eşdeğer alan kuvvetinin dağılımına karşılık gelen görüntüyü yeniden yapılandırmak için sayısal olarak işlenir. Görüntünün yeniden yapılandırması için ileri ve ters saçılma yöntemleri ile doğrusal olmayan kırınım teorisi uygulanır. Çözüm çok karmaşık bir sorundur: düzensiz şekil durumunda homojen olmayan ortamlarda yakın alan çözümünün bileşimi ve dalga alanı için doğrusal olmayan görüntü yeniden yapılandırma yöntemleri. Nesnenin boyutları, süreksizlik ve karışıklık arasındaki ilişki, dalga boyuna kıyasla yeniden yapılandırılacak olan nesne içinde çoklu saçılmaya yol açar, bu da ölçülen dağınık alanlar ve nesne fonksiyonu arasında doğrusal olmayan bir ilişki ile sonuçlanır. Böyle bir durumda, ters saçılma çözümü (özellikle tüm vücut görüntülemesi için), benzersizlik ve saçılmış alan fazlarının çoklu sargılarından muzdarip

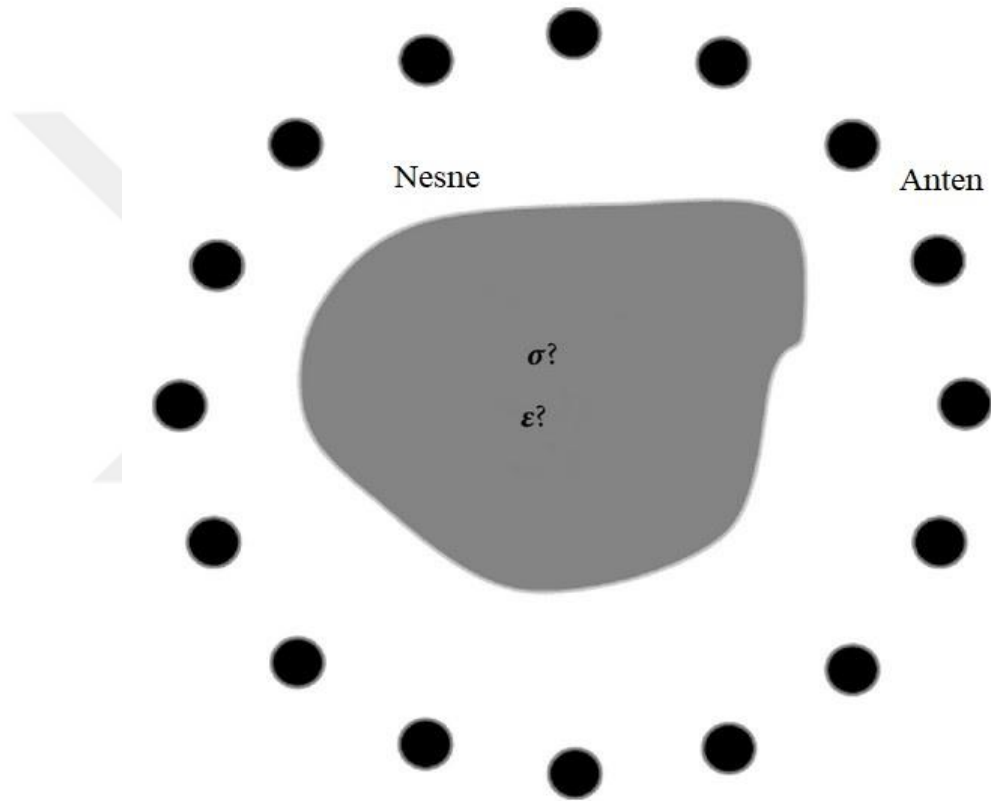
olabilir (Meaney *et al.* 2001; Hinrikus and Riipulk 2006). Bununla birlikte, daha küçük ve daha homojen nesneler için, meme olduğu gibi, bu problemler minimaldir.

Tomografik görüntü yeniden yapılandırma problemiyle ilgili zorluklar, uzun yıllar mikrodalga tomografide teorik ve deneysel çalışmaların ana konusu olmuştur (Pichot *et al.* 1985; Larsen and Jakobi 1986; Meaney *et al.* 2001; Zhang and Liu 2004; Hinrikus and Riipulk 2006). Görüntü yeniden yapılandırma yöntemleri, ölçülen ve hesaplanan verilerin yinelemeli eşleşmesini kullanır (Chew 1998; Hinrikus and Riipulk 2006). Verilerin sayısal tekniklerle hesaplanması, nesnenin tahmini elektriksel parametrelere sahip bir modeline dayanmaktadır. Karşılıklılık prensibi, antende alınan dağınık alanların ileri problemi çözerek hesaplanmasını sağlar. Hesaplanan ve ölçülen verilerin karşılaştırılmasını, modelde kullanılan nesne özelliklerini güncellemeyi amaçlayan doğrusal olmayan yeniden yapılandırma prosedürleri izler. Bu yinelemeli işlem, ölçülen ve hesaplanan veriler arasında yakınsama elde edilene kadar uygulanır. Tıbbi uygulamada, esas olarak meme görüntüleme için 2D ve 3D görüntüleme teknikleri geliştirilmiştir (Meaney *et al.* 2001, Zhang and Liu 2004; Hinrikus and Riipulk 2006).

Mikrodalga tomografisinde görüntü yeniden yapılandırması ile bağlantılı son derece zor matematiksel problemler vardır. X-ışını tomografik görüntü yeniden yapılandırması için kullanılan doğrusal optik yaklaşımı mikrodalga tomografisinde kullanılamaz. Mikrodalga tomografik görüntü yeniden yapılandırması için Maxwell denklemlerini veya sayısal yaklaşımlarını çözmek gerekir. Son birkaç yıldır bu sorun yoğun bir şekilde araştırılmıştır (Devaney 1983; Ney *et al.* 1984; Caorsi *et al.* 1991; Semenov *et al.* 1996).

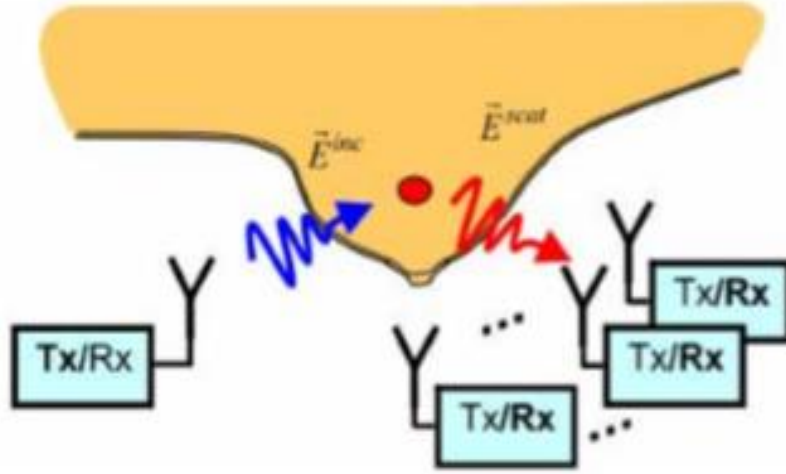
Tıpta bir mikrodalga tomografi yönteminin prensibi, anomaliler ve normal doku arasındaki elektriksel özelliklerin farkına dayanır. Normal ve kötü huylu insan meme dokuları arasındaki mikrodalga frekanslarındaki elektrik parametrelerinde önemli bir fark vardır. Örneğin, insan meme dokuları için deneysel verilere göre 800 MHz frekansında, normal ($\epsilon_m \approx 16$) ve kötü huylu ($\epsilon_m \approx 57,2$) dokular arasındaki nispi elektriksel geçirgenliğin oranı 3,75 ve iletkenlik oranı ($\sigma_n \approx 0,16$ S/m ve $\sigma_m \approx 1,08$ S/m) 6,75'tir (Joines *et al.* 1994; Hinrikus and Riipulk 2006). Bu yüksek farktan dolayı, kötü huylu bir tümör elektromanyetik alanına dağılmış olan büyük bir değer üretir. X-ışını mamografisi ile karşılaştırıldığında, mikrodalga tomografisi normal ve kötü huylu meme dokularını ayırt etmek için potansiyel olarak daha iyi bir özgüllük sağlayabilir. Ayrıca iskemi ve enfarktüsün miyokardiyal dokunun dielektrik özelliklerini değiştirdiği gösterilmiştir (Semenov *et al.* 2000b; Hinrikus and Riipulk 2006). Bu bulgu miyokard iskemisi ve enfarktüsün tespiti için normal ve yaralı dokular arasındaki elektriksel parametrelerde farklılıklar kullanma imkânı sağlar.

MT, UWB (Ultra Geniş Bant) radarına alternatif bir görüntüleme olarak önerilmektedir. Mikrodalga tomografisi doğrusal olmayan ters saçılma problemine dayanmaktadır. Ters problemin bir örneği olarak G ve F Hilbert uzayları olsun ve L aralarında sürekli bir doğrusal operatördür. $g \in G$ ve $f \in F$ olsun, $g = Lf$ olsun. İleri sorun verilen f ile g 'yi hesaplamaktır. Oysa ters problem verilen g ile f 'yi hesaplamaktır. Şekil 26, mikrodalga ters saçılma problemini göstermektedir. Dielektrik özellikleri bilinmeyen nesne bir dizi anten ile çevrilidir. Mikrodalga ters saçılma probleminin amacı, antenlerden ölçülen dönüş sinyallerine dayanarak nesnenin bilinmeyen dielektrik görüntüsünü belirlemektir (Latifah 2016).



Şekil 26. Mikrodalga ters saçılma problemi (Lui *et al.* 2012; Latifah 2016)

Mikrodalga tomografisinde, Şekil 27’de gösterildiği gibi bilinmeyen nesnenin etrafında bir dizi anten bulunur. İncelenen nesne, verici anten ile art arda aydınlatılır ve elde edilen elektromanyetik alan alıcı antenler tarafından ölçülür. Ölçüm verileri, bilinen yük alanı ile görüntüleme bölgesi içindeki saçılımlar arasındaki etkileşimden kaynaklanan dağınık alanla ilgilidir (Caorsi *et al.* 1990; Latifah 2016). Ölçüm verileri daha sonra nicel görüntüler üretmek için nesnenin dielektrik özellikler dağılımını yeniden yapılandırmak üzere uygun bir doğrusal olmayan tersine çevirme algoritması ile kullanılır (Barrett *et al.* 1980; Lin 2012; Bayat and Mojabi 2014; Latifah 2016).



Şekil 27. Mikrodalga tomografi ile meme taraması (Zhurbenko 2011; Latifah 2016)

Farklı tıbbi amaçlar için 2D ve 3D mikrodalga tomografik sistemlerin çeşitli deneysel modelleri geliştirilmiş ve araştırılmış ve yukarıda bahsedilen problemleri çözmek için farklı yaklaşımlar uygulanmıştır. Bu sistemler, farklı yapı tasarımları, anten sayısı, çalışma frekansı ve entegrasyon - edinim süresine sahiptir (Rao *et al.* 1980; Larsen and Jakobi 1986; Jofre *et al.* 1990; Meaney *et al.* 1996; Hinrikus and Riipulk 2006).

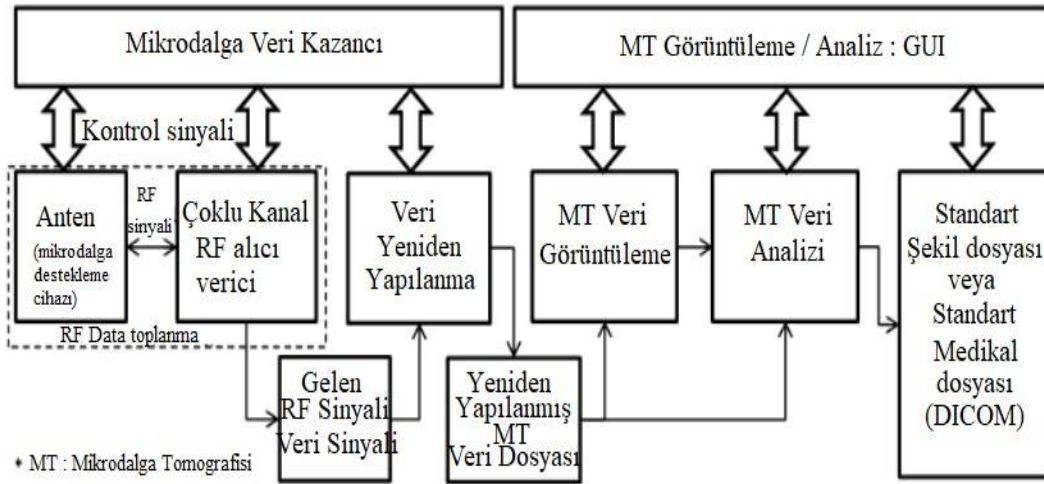
Mikrodalga Meme Tümör Tespit Sistemine Genel Bakış

Meme kanseri tespiti MT tekniğinin en eski grubu Dartmouth Üniversitesi'dir. Bu üniversite, klinik olarak test edilen ticarileştirilmiş 2D FEM MT tabanlı meme kanseri tespit sistemini yapmıştır. Dartmouth Kolej, meme kanseri ile ilgili klinik uygulamalar için EM model tabanlı alternatif görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesine öncülük etmiştir. Bu tekniklerden üçü, elektronik empedans tomografisi (EIT), yakın kızılötesi (NIR) görüntüleme ve MI spektroskopisi (MIS) şu anda Dartmouth Hitchcock Tıp Merkezi'nde klinik çalışmalarda kullanılmaktadır. Her sistem iyonize olmayan belirli bir frekans aralığında çalışır ve özel tasarlanmış donanım ve yazılım kullanarak ilgili teşhis bilgilerini çıkarabilir (Epstein 2013). Kwon *et al.* (2012)'nin yapmış olduğu çalışma, Dartmouth Üniversitesi'nin teknolojik yedeklemesine ve mikrodalga kullanarak meme kanseri tespit alanındaki klinik testlerine dayanmaktadır. Test, yükseltilmiş donanım sistemini geliştirmek ve tıbbi görüntüleme alanına uygulamak için MT görüntü analizörünün yazılımının geliştirilmesi, uygulanması ve değerlendirilmesini içermektedir. Mikrodalga meme kanseri tespiti ile ilgili mevcut ve ileri araştırmaların çoğu, donanım fonksiyonlarının iyileştirilmesine ve sinyallerin yorumlanmasına odaklanmıştır (Fang *et al.* 2010; Kwon *et al.* 2012). Yazılımın geliştirilmesi kullanıcılar için gereklidir. Kwon *et al.* (2012)'nin çalışması, kullanıcılar için MT görüntü analiz cihazını geliştirmiştir. MT görüntü analizörü şu fonksiyonlara sahiptir: MT verilerini

görselleştirmek ve analiz etmek ve MT görüntülerini tıp alanında kullanılmak üzere DICOM (tıpta dijital görüntüleme ve iletişim) standart görüntülerine dönüştürmek için çeşitli yöntemler (Fang *et al.* 2010).

Mikrodalga meme tümör tespit sistemi mikrodalga tomogram verilerini alır, elde edilen verileri analiz eder ve bir meme tümörünün varlığını, boyutunu ve konumunu deşifre etmek için bilgi ve görüntüler gösterir. Şu iki bölümden oluşur: Mikrodalga Tomografi Verilerinin alınması ve elde edilen verilerin görüntülenmesi ve analizi. Şekil 28, Elektronik ve Telekomünikasyon Araştırma Enstitüsü (ETRI) tarafından tasarlanan mikrodalga meme tümör tespit sisteminin yapısının bir blok diyagramını göstermektedir.

Mikrodalga veri bölümünün alınması, belirli bir frekans RF sinyali üreterek bir test nesnesini yayar, böylece mikrodalga tomogram veri dosyasını, geçirgenliği ve iletkenliği (test nesnesinin mikrodalgaya maruz kalma verileri) hesaplayan ters bir saçılma algoritması yoluyla test nesnesi tarafından emilen, yansıtılan veya kırılan sinyalleri alarak üretir. Yukarıda belirtilen işlem için, mikrodalga veri toplama kısmı aşağıdaki parçalara sahiptir: tematik mikrodalga maruz kalma cihazı test nesnesini mikrodalgalara maruz bırakır; çok kanallı RF alıcı-verici RF sinyallerini veri dosyasında saklar ve ters saçılma algoritması test nesnesinin konumunu ve mikrodalgaya maruz kalma bilgisini bulur.



Şekil 28. Mikrodalga meme tümör algılama sisteminin blok şeması ETRI (Kwon *et al.* 2012)

Mikrodalga tomogram veri görselleştirme ve analiz kısmı çıplak gözle bir tümörün saptanması problemini çözer. Bölüm, edinilen tarih dosyasından geçirgenliği ve iletkenliği okur ve denetleyicilerin bir meme tümörünün varlığını, boyutunu ve konumunu deşifre etmesini sağlayan görüntüler ve sayısal bilgiler sağlar. Parça, mikrodalga tomogram veri dosyasını 2D veya 3D tomogram görüntülerde görselleştirme, kullanıcı tarafından belirtilen tomogram görüntüsünün bölümünün alanını, uzunluğunu ve açısını ölçme ve tomogram

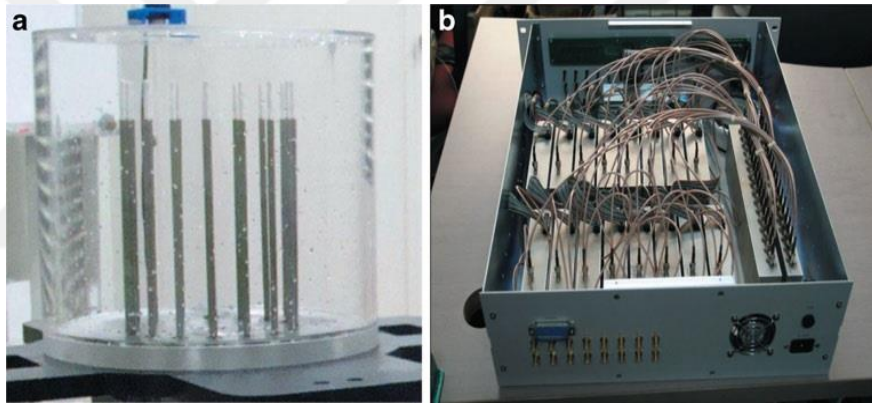
görüntüsünü BMP, JPG, PNG, GIF standart görüntü dosyalarını tıbbi alanda kullanılan DICOM dosyasına dönüştürme işlevlerine sahiptir (Kwon *et al.* 2012).

Ölçüm Cihazı ve Tomogram Verilerinin Yeniden Yapılandırılması

Mikrodalga veri toplama cihazı

Mikrodalga verilerinin elde edilmesi cihazı, ölçülen memenin mikrodalgaya maruz kalmasından bilgi alan bir algılama cihazıdır. Cihaz, Şekil 29'da gösterildiği gibi çok kanallı bir RF alıcı - verici ve monopol antenlerden oluşur. Şekil 29 (a), 16 antenden oluşan bir mikrodalga poz cihazını göstermektedir. Şekil 29 (b) 16 kanallın RF alıcı - vericisini göstermektedir.

Cihazın merkezinde, memenin (test nesnesi) ıslatıldığı eşleşen bir çözelti ile doldurulmuş bir banyoda bir daire içinde düzenlenmiş antenler vardır. Antenler daha sonra her bir konum için mikrodalga verilerini elde etmek üzere yedi adım aşağı hareket eder.



Şekil 29. a Mikrodalga maruz kalma cihazı ve b çok kanallı iletim / alım cihazı; Monopol antenlerin tüm uzunluğu (308 mm), düzenlenmiş antenlerin çapı (150 mm) (Kwon *et al.* 2012)

Eşleşen çözelti (büyük bir sönümlleme sıvısı), test nesnesi tarafından yapılan yansıtıcı dalga yayılım etkisini ölçmek için banyoyu doldurmuştur. Bu, antenler arasındaki parazit azalması ve bir duvardan yansıma nedeniyle oluşan parazitlenmesiyle oluşur.

Çok kanallı mikrodalga alıcı-verici, iletim için bir kanal ve alım için diğer kanallara sahip paralel bir algılama yapısıdır ve bir sinyal üreticisi, çıkış kanalı anahtarı, çok kanallı verici / alıcı ve çok kanallı A/D dönüştürücü panosundan oluşur.

Çalışma frekansı aralığı maksimum 20 dBm iletim gücü ve 6 dB kadar küçük bir alıcı gürültü göstergesi ile 500 GHz ila 3 GHz arasındadır. Çok kanallı mikrodalga alıcı - verici bir CW (sürekli dalga formu) sinyali üretir ve sinyali banyodaki bir anten aracılığıyla iletir. Antenden gelen RF sinyali, kalan banyo antenleri tarafından alınan ve aşağı modülasyon ve A/D (analogdan dijitale) dönüşüm için çok kanallı alıcı - verici yoluyla iletilen test nesnesi

banyosunun iç kısmından saçılır veya geçer. Her sinyalin genliği ve pozisyonu, A/D dönüştürülmüş verilerinden elde edilir.

Yukarıda belirtilen işlem, genlik ve faz bilgisi için banyoda daire şeklinde düzenlenmiş tüm antenlerle tekrar gerçekleştirilir. Yani, n kanal durumunda, alınan $n*(n-1)$ sinyallerinin genliği ve faz bilgisi ölçülür. Tasarlanan meme kanseri tespit test yatağı, çeşitli konumlardan görüntüler için antenlerin konumunu değiştirerek ölçülen verileri alan bir 2D tomografi sistemidir. Ayrıca, daha yüksek çözünürlük için yüksek frekans uygulanabilir. Bu nedenle, M frekanslı P antenlerinin konumlarından ölçmek, alınan $P*M*n*(n-1)$ sinyallerinin genlik ve faz bilgilerinin toplanmasını gerektirir. Somutlaşmış mikrodalga poz cihazının algılama aralığı 150 mm çapındadır; tespit kanalları 16, anten radyasyon kısmının uzunluğu 24 mm'dir ve uygulanabilir geniş bant monopol antenler, % 120'de uygulanabilir frekans bant genişliği ile birlikte kullanılır (Kwon *et al.* 2012).

Yeniden yapılandırma algoritması

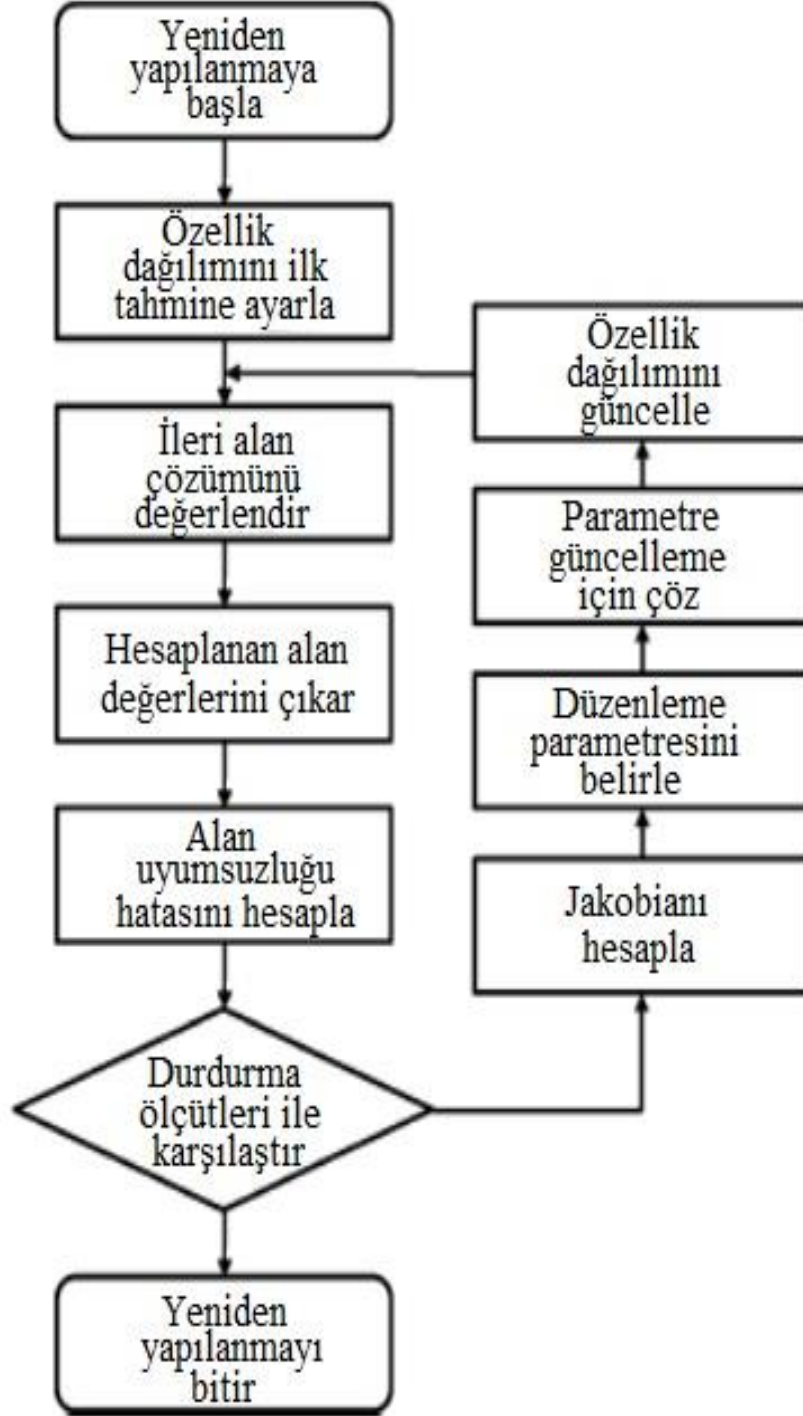
Mikrodalga poz cihazından alınan sinyalin genliğinden ve konumundan bir test nesnesinin içinin geçirgenliğini ve iletkenliğini tahmin eden veri yeniden oluşturma işlemi için ters bir saçılma algoritması gereklidir.

Toplama bilgisinden yeniden yapılandırma algoritması, bir test nesnesinin birkaç parçaya bölünmesi için elektromanyetik bir geçirgenlik ve iletkenlik alanını analiz eder. Yeniden yapılandırma algoritması, elektromanyetik bir alanın analiz sonuçlarını, geçirgenliği ve iletkenlik değerini değiştiren bir ölçüm değeri ile tekrarlayarak optimum değeri araştırmak için bir yöntemdir.

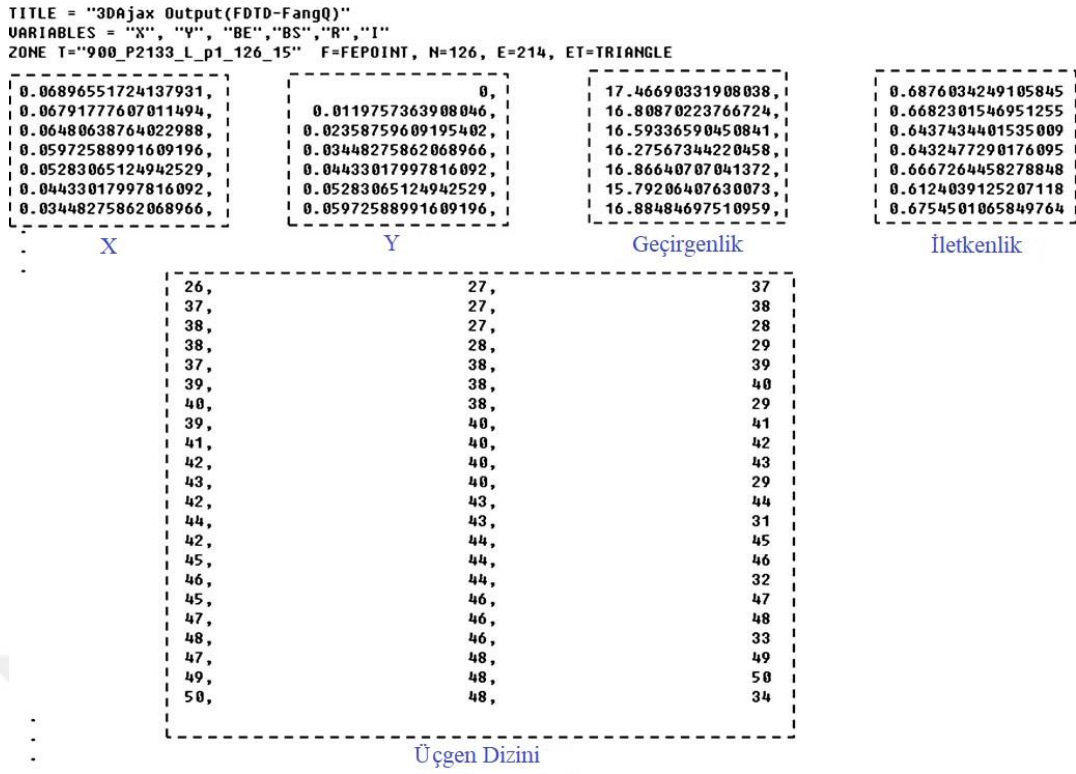
Bir test nesnesinin çok kanallı veri toplama cihazından alınan verilerin genlik ve faz bilgisinden geçirgenliğini ve iletkenliğini hesaplamak için ters saçılma algoritmasını kullanmıştır. Tam bir yeniden yapılandırma için ayrıntılı hesaplama adımlarını göstermek için Şekil 30'daki bir akış şeması çizilmiştir. Akış şemasından dört temel adım tanımlanabilir: (a) ileri alan çözümünün değerlendirilmesi, (b) Jacobian matrisinin oluşturulması, (c) düzenlenme parametresinin belirlenmesi ve (d) yeniden yapılandırma parametrelerinin güncellenmesi. Başarılı bir yeniden yapılandırma için bu yöntemlerin doğruluğu ve etkinliği esastır.

Ters saçılma algoritması kullanılarak verilerin yeniden yapılandırılması ilkesi, iki tür verinin birbiri ile örtüşüp örtüşmediğini kontrol eder: insan dokularının beklenen nispi geçirgenliği ve iletkenliğinin sonuç hesaplaması ve mikrodalgaların insan dokularından geçirilmesinden sonra ölçülen veriler. Bu veriler, sonuçlar hata aralığında olduğunda yukarıdaki sonuçlara göre insan dokularının nispi geçirgenliğini ve iletkenliğini tahmin etmek

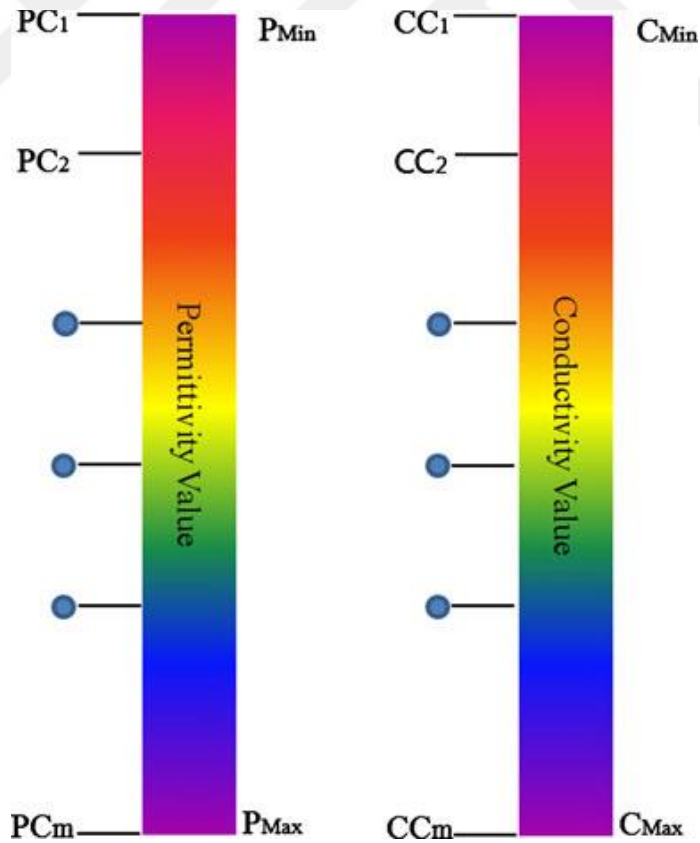
için kullanılır. İletim sinyalinin alım konumundan tahmin edilen alanın değeri, genel olarak kullanılan FDTD ile hesaplanabilir (Hagness *et al.* 1998; Kwon *et al.* 2012). Mikrodalga alan değeri (insan dokularından ölçülen) ve tahmini mikrodalga alan değeri arasındaki farklar hata aralığına girdiğinde, beklenen malzemenin bir sonucu olarak görülebilir. Sonuç olarak, verilerin analizi anormal hücrelerin varlığını ve konumunu analiz etmeye yardımcı olabilir.



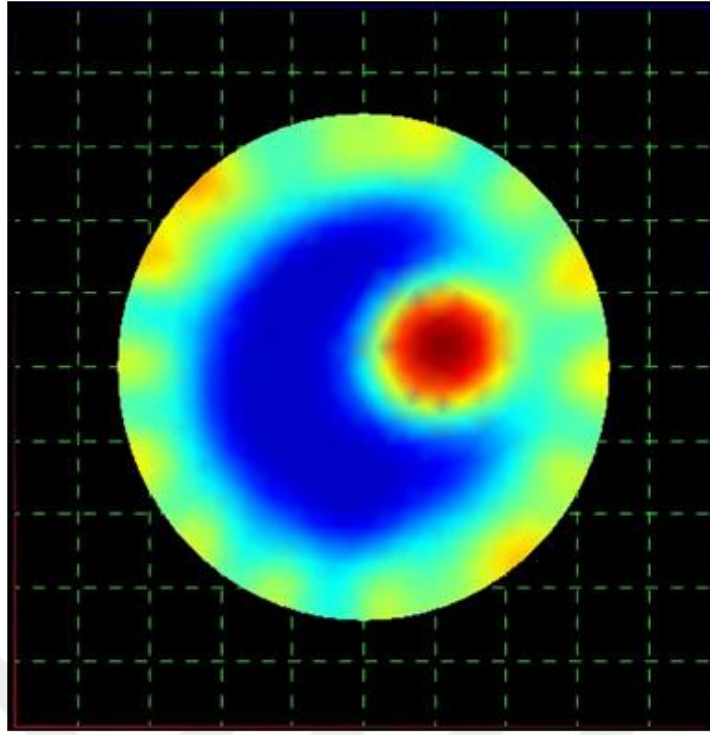
Şekil 30. Düzenlenmiş Gauss-Newton yöntemini kullanarak yeniden yapılandırmaları gösteren akış şeması (Kwon *et al.* 2012)



Şekil 31. Mikrodalga tomogramı için veri yapısına bir örnek (Kwon *et al.* 2012)



Şekil 32. Renk eşleme yöntemi (Kwon *et al.* 2012)



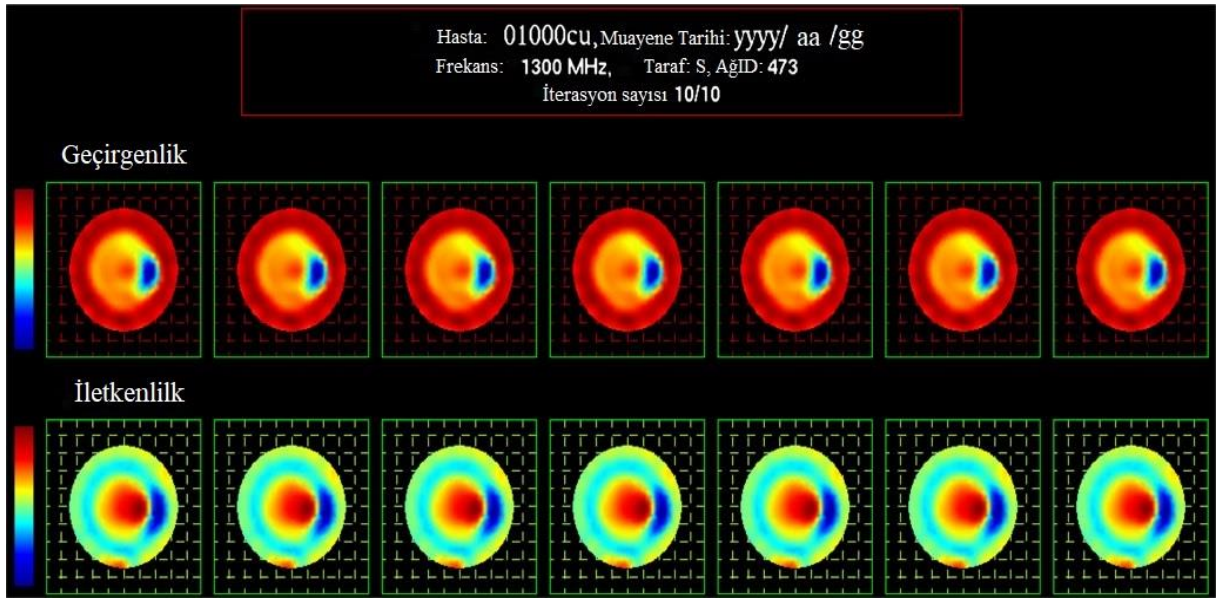
Şekil 33. MT verileri kullanılarak bir görüntü üretimi (Kwon *et al.* 2012)

Tablo 6. Meme tümör tespiti için görüntü analiz fonksiyonları (Kwon *et al.* 2012)

Fonksiyonların isimleri	Fonksiyonların açıklaması
Renk eşleme	Renkle ifade edilen geçirgenlik ve iletkenlik
Ölçüm	Kullanıcı tarafından seçilen alanın ölçülmesi
Alan	Seçilen bir parçanın alanının ölçümü
Mesafe	İki nokta arasındaki mesafenin ölçülmesi
Açı	3 nokta arasındaki açının ölçülmesi
3D Görselleştirme	Seçilen bir bölümün geçirgenlik ve iletkenlik değerlerinin 3D görüntü saçılması
İşlemsel çizgi grafiği	Belirli bir açının işlem hatlarının geçirgenlik ve iletkenlik saçılım grafiği

Ters saçılma analiz algoritmasıyla, elde edilen veriler X ve Y eksenı değerleri, geçirgenlik, iletkenlik ve Şekil 31'deki noktalı dikdörtgenler çizgisi tarafından görüntülenen bir dizi üçgen için temel işaretler ve koordinatlardan oluşur. Veri yapısı şunlardan oluşur: test nesnesi için geçirgenlik ve iletkenlik bilgisi ile yedi katman stereoskopik ölçüm. Yedi katmanlı veri yapısı nedeniyle, veriler yedi kez tekrar tekrar elde edilir. Şekil 31, bir katmanın veri yapısının bir örneğini göstermektedir.

Burada şu iki teknik tanıtılmıştır: Mikrodalga meme tümörü tespit sistemine genel bakış kısmında anlatılan yeniden yapılandırma algoritması ile elde edilen verilerin görüntülenmesi ve bu görselleştirilmiş görüntünün analizi. Aynı zamanda görselleştirilmiş görüntünün tıp alanında yaygın olarak kullanılan DICOM'a dönüştürülmesini de sağlar.



Şekil 34. Mikrodalga tomografi görüntüsü için ana ekran penceresi (Kwon *et al.* 2012)

Mikrodalga tomogram verilerinin görüntülenmesi

Kwon *et al.* (2012)'nin makalesinde önerilen tıbbi sistem, hastanın kanserden şüphelenilen memesinin yedi seviyeli tomogramını üretmektedir. Her tomogram seviyesi hakkındaki bilgiler, Şekil 31'de gösterildiği gibi bir yeniden yapılandırma algoritması ile elde edilir. Her seviye tomogramı için bilgi bir dizi noktadan oluşur, her bir noktasının geçirgenlik ve iletkenlik gibi bilgilerini içeren x ve y koordinatları ve her noktanın indeksi ile ifade edilen bir üçgen kümesi vardır. Noktalar ve üçgenler aşağıdaki gibi ifade edilir:

```
Point {  
    float x, y;  
    float permittivity, conductivity;  
}  
  
Triangle {  
    int index1, index2, index3;  
}
```

Yukarıdaki veri yapısından bir dizi nokta ve bir üçgen seti oluşur ve daha sonra bu çalışmanın önerilen bir yöntemi ile elde edilen noktalar, elde edilen bilgilerden bir görüntü oluşturmak için renklendirilir. Kullanıcının istediği kadar renk sunulabilir ve bu çalışmada geçirgenlik için m renkler ($PC_1, PC_2, \dots, PC_m$) ve iletkenlik için l renkler ($CC_1, CC_2, \dots, CC_l$) sunulmuştur. Bu nedenle, noktaların veri yapısının görüntülenmesi aşağıdaki gibidir:

```

Point {
    float x, y;
    float permittivity, conductivity;
    color permittivityColor, conductivityColor;
}

```

Bir geçirgenlik rengi ve iletkenlik rengi elde etmek aşağıdaki işlemi gerektirir: ilk olarak, yeniden yapılandırma algoritması tarafından elde edilen izin ve iletkenlik için maksimum ve minimum değerler (MAX_p , MIN_p , MAX_c , MIN_c) hesaplanır ve ardından belirli bir nokta elde edilir ve aşağıdaki şekilde gösterildiği gibi kullanıcının belirlediği değer (PC_1 , $PC_2, \dots$, PC_m) ve noktanın geçirgenlik değeri (MAX_p , MIN_p) kullanılarak renk eşlemesi yapılır.

Şekil 32’de gösterildiği gibi, aşağıda verilen noktanın değerinin bir geçirgenlik değeri olduğunu varsayarak geçirgenlik rengi elde edilmektedir.

```

PCindex-1+(permittivity-MINp)/(MAXp-MINp)/(m-1);
pValue1=MINp+index*((MAXp-MINp)/m-1;
pValue2=MINp+(index+1)*((MAXp-MINp)/m-1;
alpha = (permittivity-pValue1)/(pValue2-pValue1);
permittivityColor = alpha*PCindex+(1-alpha)*PCindex+1;

```

Başka bir benzer noktanın iletkenlik rengi ayrıca kullanıcı tarafından belirlenen CC_1 , $CC_2, \dots$, CC_l ve noktanın iletkenliği, MAX_c ve MIN_c tarafından elde edilir. Yukarıdaki yöntem tüm noktaların renkleri için uygulanabilir. Yeniden yapılandırma algoritması tarafından yapılan bir dizi üçgenin pürüzsüz ses gölgelemesi oluşturması sayesinde, mikrodalga meme tümör saptama sistemine genel bakış, elde edilen noktanın renk bilgisi ile seçilen belirli bir bölümün geçirgenliği ve iletkenliği, Şekil 33’te gösterildiği gibi görselleştirilir.

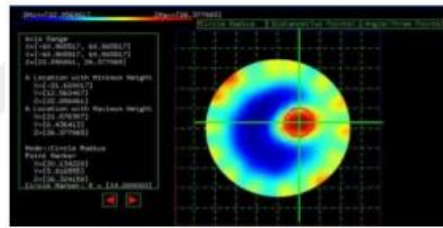
Mikrodalga tomogram görüntüsünün analizi

Mikrodalga bazlı meme kanseri tespit sistemi, yeniden yapılandırma algoritması tarafından elde edilen verilerden (bir sistem geliştiricisi veya meme kanserini tespit eden ve tedavi eden bir doktor tarafından ihtiyaç duyulan çeşitli öğelere dayanarak) bir görüntü oluşturur ve bunları etkili bir şekilde analiz etmek için yapılandırılmış işlemlere sahiptir.

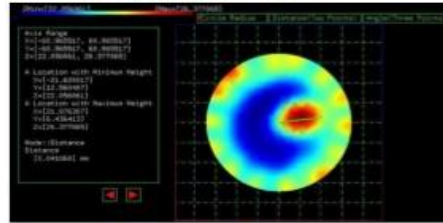
Tablo 6, bu çalışmada önerilen sistemi etkili bir şekilde kullanan bir sistem geliştiricisi veya doktorun işlevlerini göstermektedir (Kwon *et al.* 2012).

Mikrodalga tomogram analizi için yazılım geliştirilmesi Microsoft Visual Studio 2005 programına dayanmaktadır ve grafik görüntüleme için OpenGL Glut kütüphanesinden yararlanılmıştır. Ana pencere, test nesnesinin yedi katmanında geçirgenlik ve iletkenlik bilgisinden oluşan 14 2D tomogram görüntüsü görüntülemiştir. Şekil 34, geliştirilen yazılımın ana penceresini göstermektedir.

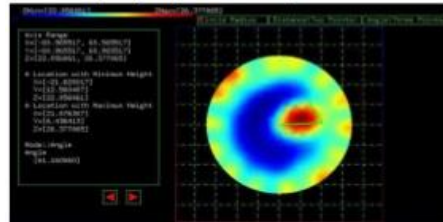
Kullanıcılar ayrıntılı görüntü bilgilerini görüntülemek isterse, bir görüntü seçmek için fareye sol veya sağ tıklayabilirler. Şekil 35'teki gibi sol tıklandığında, seçilen görüntünün analiz fonksiyonu belirli bir alanın konumunu ve boyutunu gösterir. Şekil 35, seçilen alanın penceresini gösterir: analiz, referans renk çubuğu ve veri bilgi ekranı, üç çeşit ölçüm düğmesi ve bir şekil görüntüsünü içerir. Referans renk çubuğu, elde edilen bir izin değerinin (z eksen) minimum ve maksimum sınırlarına göre normalize edilmiş renk tablosundan yapılır. Bu, şekil rengini referans renk çubuğuyla karşılaştıran tümör pozisyonunu tahmin edebilir.



a) Alan ölçümü örneği

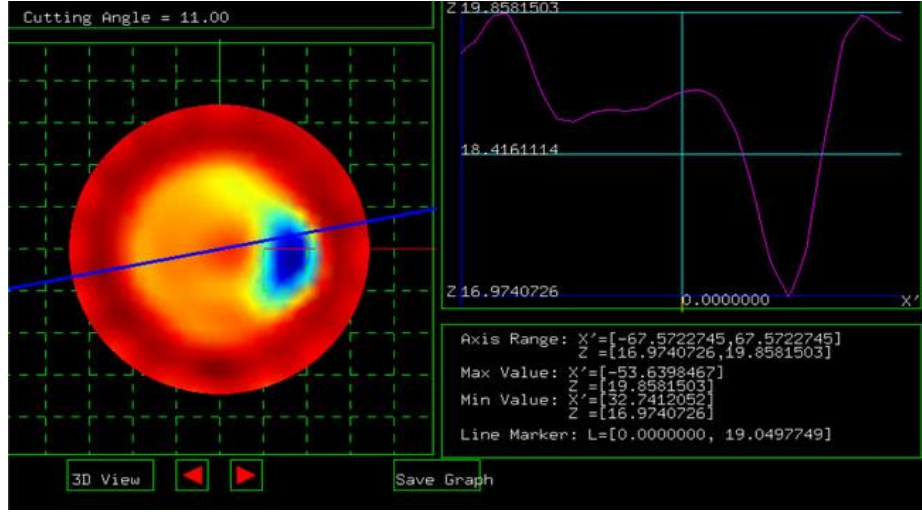


b) Açı ölçümü örneği



c) Mesafe ölçümü örneği

Şekil 35. Mikrodalga tomogram görüntü analizi için alan ölçüm fonksiyonu seçim örnekleri (Kwon *et al.* 2012)



Şekil 36. Tomogram görüntüsü ile ilgili bölüm analizi fonksiyonuna bir örnek (Kwon *et al.* 2012)

Şekil görüntüsü, içindeki ölçüm nesnesinin geçirgenlik değerine göre değişen bir rengin yaklaşık konumu ve boyutu için ifadenin bir parçasıdır. Renkteki herhangi bir değişiklik, bir test nesnesinin dokusunda kötü huylu bir tümörün varlığını kolayca doğrulayabilir. Ayrıca, bu bölüm, koordinatların, konumlandırılabilir daire yapıcıların ve seçilen iki nokta arasındaki mesafenin ölçülmesi için ekran fonksiyonlarının kolayca okunmasını sağlayan ızgara ekranlı çeşitli işlevler içerir. Bilgi kutusu değerleri ve koordinat aralığını, geçirgenlik veya iletkenlik için minimum ve maksimum değerleri ve daire üreticisinin boyutunu veya ölçüm düğmeleriyle seçilen noktalar arasındaki mesafeyi veya açıları görüntüler.

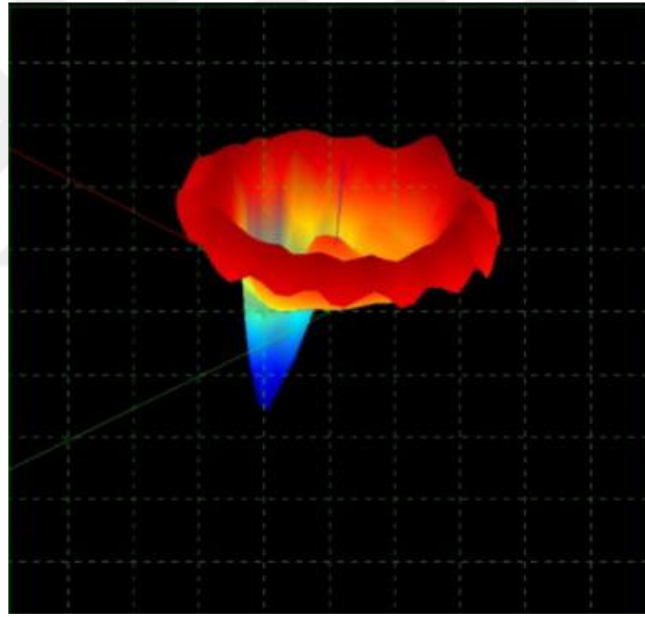
Fareye sağ tıklandığında, seçilen görüntünün analiz fonksiyonu bölüm bilgilerini verir. Seçilen mikrodalga tomogram görüntülerinden birinde, bir bölümün bilgileri geçirgenlik değerlerinin (z eksen) grafiğini görüntüler. Şekil 36, tomogram görüntüsünün kesit analizi fonksiyonunun bir örneğini göstermektedir. Bölüm analizi penceresi, bölüm seçimi, grafik ekranı ve veri bilgi ekranlı mikrodalga görüntü ekranından oluşur.

Bölüm analizi penceresinde, bir 3D grafik görüntü penceresi de bulunabilir. Şekil 37, bir mikrodalga tomogramının 3D görüntüsünün bir örneğini vermektedir. Bu, seçilen mikrodalga görüntüsü için geçirgenlik veya iletkenlik değerlerinin tüm dağılımlarının şeklini gösterebilir.

Görselleştirilmiş görüntünün DICOM'a dönüştürülmesi

Daha önce, mikrodalga verilerini görselleştirme yoluyla bir görüntü dosyasına dönüştürme yöntemi açıklanmıştır. Medikal alanda PACS (Görüntü Saklama ve İletişim Sistemleri) tarafından tıbbi bir görüntü olarak kullanılmak üzere, DICOM formatına

dönüştürülmelidir. MT görüntüleme, görüntü için değil, meme için üçgen geometrik bilgi mikrodalga verileri ile yapılır. Mevcut tıbbi sistemlerin çoğu MT verilerini değil DICOM format verilerini destekler. Mevcut DICOM standardı, üçgen geometrik bilgilerin doğrudan kaydedilmesini desteklemez. Bu yüzden üçgen geometrik bilgilerin MT verilerini DICOM formatına dönüştürmek için basit bir yöntem ve ayrıca, renk bilgilerini destekleyen üçgen geometrik bilgileri DICOM standardına uyarlamak için bir yöntem önerilmiştir. Kwon *et al.* (2012)'nin çalışmasında, MT verilerini çoğu mevcut tıbbi sistemde görselleştirmek için geçerli bir yöntem olarak DICOM formatına dönüştürme yöntemi önerilmiştir. MT görüntü verileri DICOM biçimine dönüştürme yöntemi DICOM standart biçimini kullanarak olabilir. MT görüntü DICOM durumunda çok MT veri kaybedilebilir. Ancak önerilen yöntem MT - DICOM geometrik bilgi kullanarak dönüştürmektir. Bu yöntem yalnızca MT geometrik verileri ve DICOM kaydetme için ölçüm verilerini kullanır. Çünkü sadece MT geometrik kullanılmalıdır ve ölçüm verileri tüm MT verilerini ve küçük kapasiteyi kaydedebilir.

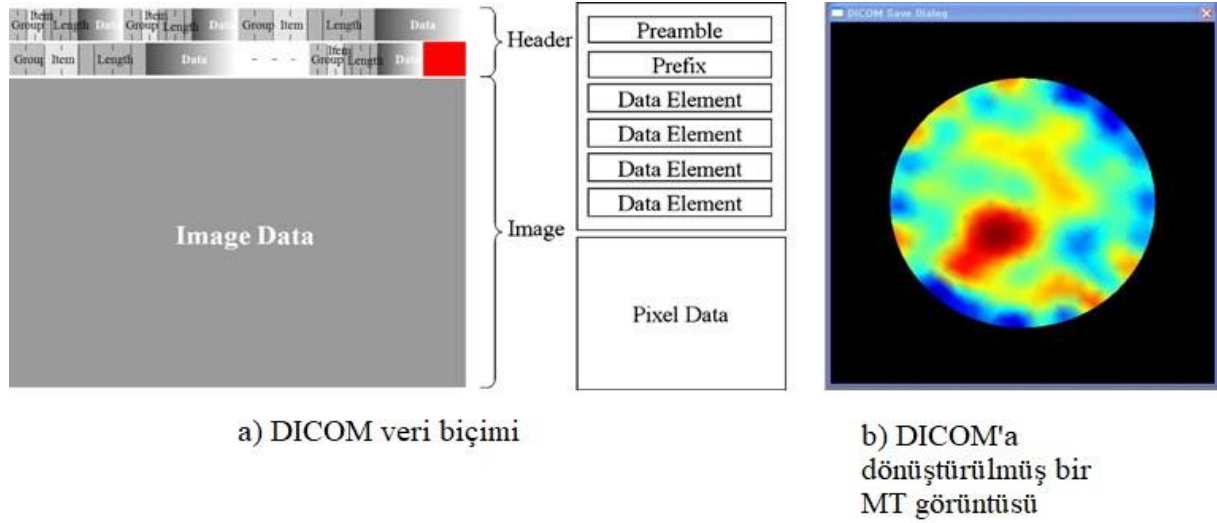


Şekil 37. Mikrodalga görüntüsünün 3D görüntü ekranına bir örnek (Kwon *et al.* 2012)

Şekil 38'de olduğu gibi, DICOM bir başlık ve bir ham görüntüden oluşur, burada başlık birkaç veri ögesinden oluşur. Her veri ögesinin birkaç bölümü vardır: grup etiketi (öğeyi ve uzunluğu temsil eder) ve ilgili veriler. Bir DICOM dosyasındaki veri ögelerinin örnekleri aşağıdaki gibidir:

Grup (0020) ve Madde (0013) Görüntü Numarasını temsil eder; Grup (0020) ve Madde (0020), Hasta Oryantasyonunu temsil eder; Grup (0008) ve Madde (0022) Edinme Tarihi; Grup (0008) ve Madde (0032) Edinme Zamanı; Grup (0008) ve Madde (0008) Görüntü Türü; Grup (0028) ve Madde (0010) Görüntü Yüksekliği; Grup (0028) ve Madde

(0011) Görüntü Genişliği; Görüntünün her pikseli için Grup (0028) ve Madde (0100) Bit Boyutu.



Şekil 38. DICOM veri formatı ve DICOM'a dönüştürülmüş bir MT görüntüsü örneği (Kwon *et al.* 2012)

Aşağıdaki yöntemle mikrodalga tomogram görüntüsü DICOM formatına dönüştürülür. Saklanacak görüntünün boyutu belirlenir.

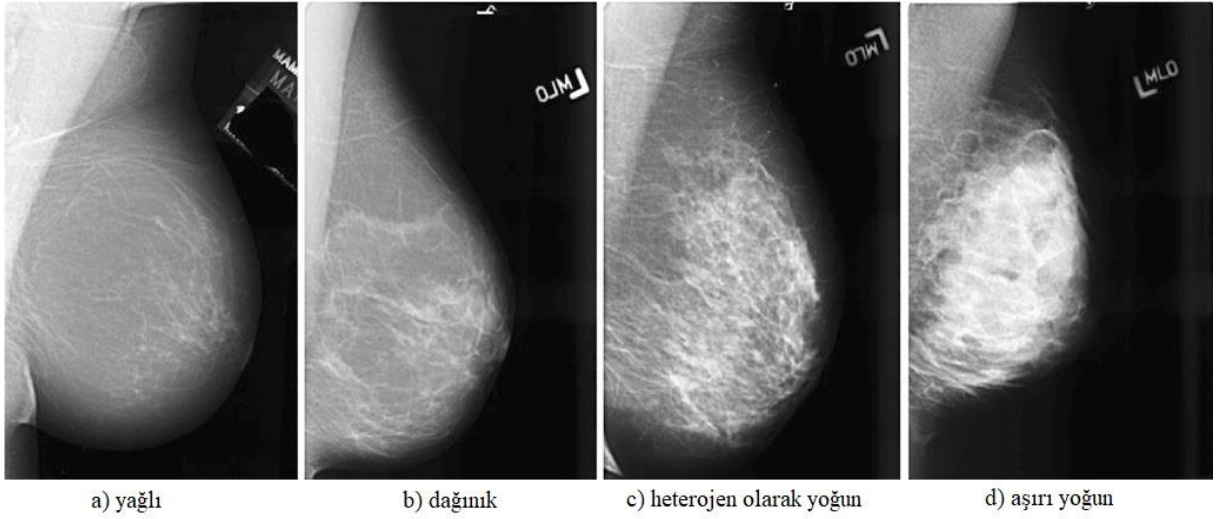
- Belirtilen görüntünün boyutu, DICOM başlığının maddesinin ve grubunun değerine göre kaydedilir.
- Saklanacak DICOM görüntüsünün türü gri bir görüntü olarak ve saklanan bitlerin sayısı başlıktaki veri elemanı, grup (0028) ve madde (0100) kullanılarak 8 olarak belirtilir.
- DICOM veri bölgesinde görüntülenen renkli görüntü, depolama için 8 bitlik gri bir görüntü olarak dönüştürülür.

$$GI = 0,3 \cdot R + 0,6 \cdot G + 0,1 \cdot B$$

Şekil 38, MT verilerinin DICOM görüntüsüne dönüştürülmesi için bir örneği göstermektedir.

Fantomun ve tomografik sonucun ölçülmesi

Meme kanserini tespit eden mikrodalga tomogram sisteminin değerlendirilmesi için, mikrodalga verilerini ölçmede fantom (taklit edilmiş meme) kullanılmış ve bir deneyde halihazırda kullanılan ölçüm verilerini ve test verilerini karşılaştırmak için mikrodalga tomogram analiz sistemi kullanılmıştır (Kwon *et al.* 2012).



Şekil 39. Meme bileşimi ve mamografik görünümü (Kwon *et al.* 2012)

Tablo 7. Meme fantomu ve tümörün elektriksel özellik (geçirgenlik) değerleri (Kwon *et al.* 2012)

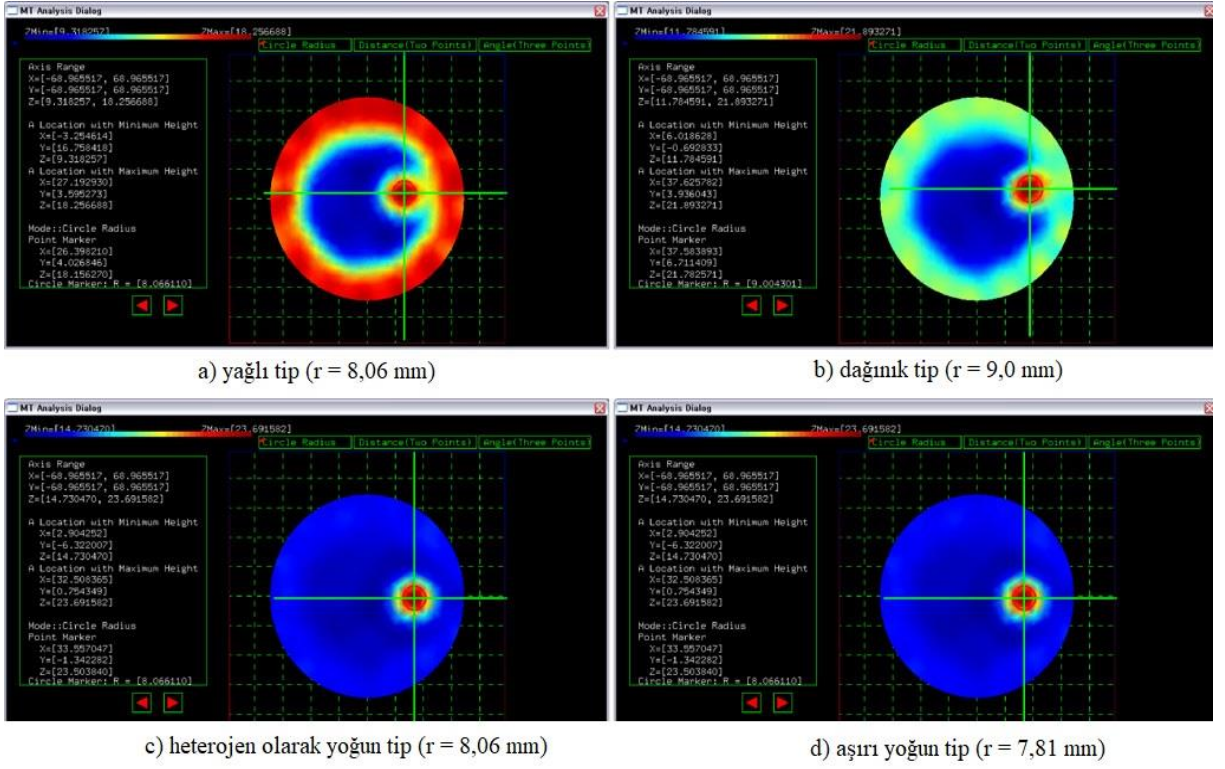
Tip (bileşenler)	FT (PG 100%)	SC (PG 95%)	HD (PG 90%)	ED (PG 85%)	Tümör
Geçirgenlik	8,2	10,9	14	16,4	56,6

Amerikan Radyoloji Koleji (ACR) BIRADS, toplam meme yoğunluğunu son derece yoğun olan memeye “neredeyse tamamen yoğun” ismini vererek dört kategoriye ayırmıştır (Fear *et al.* 2002; Kwon *et al.* 2012).

Şekil 39’daki gibi yapılan deneyde kullanılan meme taklidi fantomları, iç maddenin özelliklerine göre, yağ (FT), dağınık (SC), heterojen olarak yoğun (HD) ve aşırı yoğun (ED) olarak sınıflandırılmış ve dört fantomu değerlendirmek için deneyler yapılmıştır.

Meme fantomu, suyun (damıtılmış su) ve propilen glikolün (PG), dört tip tipik meme tipinin benzer elektriksel özelliği olacak şekilde karıştırılmasıyla üretilmiştir. Tablo 7, test için meme fantomu ve tümörün elektriksel özellik (geçirgenlik) değerlerini göstermektedir.

108 mm çapında dört silikon banyosunun her biri, dört çeşit eşleşen bir çözelti ile doldurulmuş ve mikrodalga verisi elde etmek için her bir banyoya sağda 8 mm büyüklüğünde bir fare memesi kanser dokusu konmuştur. Dört türün elde edilen verileri mikrodalga tomogram analiz sistemi ile görselleştirilmiş ve özel olarak renklendirilmiş parçaların çapları S/W ölçüm fonksiyonu ile ölçülmüştür. Şekil 40, dört farklı memenin özelliklerine göre dört çeşit mikrodalga verisinin her test görüntüsünü göstermektedir.



Şekil 40. MT veri analizinin dört farklı memenin özelliklerine göre test sonucu görüntüleri (Kwon *et al.* 2012)

Şekil 39'daki yağlı (a) veya saçılmış tip (b) mamografik görüntü, bir tümörün varlığını çıplak gözle görülebilir hale getirirken, heterojen olarak yoğun (c) veya aşırı yoğun tip (d) mamografik görüntüde tümör çıplak gözle görülememektedir. Bununla birlikte, Şekil 40'ta olduğu gibi, dört tipteki tüm fantomların mikrodalga tomogramının analizi, meme kanseri dokusunun konumunun net bir şekilde saptanmasına izin vermiş ve aynı zamanda hepsinin aynı boyutta olduğunu belirleyebilmiştir. Belli bir frekansa gelince, geçirgenlik normal hücreler ve kanser hücreleri arasında 5 - 10 kez fark gösterir, böylece tümör her türlü meme içinde kolayca bulunabilir.

Bu çalışma, yeni bir mikrodalga bazlı meme kanseri tespit sisteminin yeni bir gelişmesinin bir sonucu olarak, normal hücrelerin geçirgenliği ile kanser hücrelerinin geçirgenliği arasında belirli bir frekansta 5 ila 10 kat fark olduğunu tespit etmiştir. Ayrıca bu çalışmayla, meme kanserinin tespiti için yeni bir mikrodalga tomogram analiz sistemi geliştirilmiş ve bu sistem fantom kullanma deneyleriyle değerlendirilmiştir (Kwon *et al.* 2012).

Mikrodalga tomogramının analizi yoluyla, meme tümörü tespit sistemi şu iki sisteme dahil edilmiştir: mikrodalga tomogram verilerinin alınması için bir donanım sistemi ve edinilen mikrodalga verilerinin analiz edilmesi için bir yazılım sistemi. Sistem, MT verilerini (mikrodalga veri toplama cihazı aracılığıyla elde edilen) 2 boyutlu veya 3 boyutlu görüntülerde görselleştirmiştir ve bir tümörün varlığını, boyutunu ve pozisyonunu ölçme

fonksiyonuna sahiptir. Sistem ayrıca MT görüntülerini DICOM standart formatına dönüştürme ve tıbbi alanda kullanım için saklama fonksiyonuna da sahiptir.

Meme kanseri tespit sistemini mikrodalga tomogram analizi ile değerlendirmek için, bu çalışmada meme türlerine göre dört çeşit test fantomu yapılmış, mikrodalga verileri elde edilmiş ve analiz için görselleştirme yapılmıştır. Aynı zamanda test fantomlarının bilgileriyle neredeyse aynı analiz sonuçlarını da tespit edebilmiştir. Sonuç olarak, gelecekte, bu mikrodalga fırınlayan meme tümörü tespit cihazının, meme kanserini yüksek doğruluk ve güvenlikle tespit etmek için diğer yeni yöntemlere dönüşmesi beklenmektedir. Bu nedenle, geçirgenlik ve iletkenlik hakkında bilgi edinmek, kanallar arasında daha az müdahale ve daha küçük ölçüm ve analiz hataları için daha tamamlayıcı teknikler gerektirir. Bu çalışmaya göre, çok daha koşullu bir araştırma ve laboratuvar deneyi ile test fantomlarının daha yaygın olarak denenmesi ve analiz edilmesi gerekmektedir. (Kwon *et al.* 2012).

Mikrodalga Tomografinin Avantajları

İç vücut görüntülemesi için tüm tomografik sistemler doku özelliklerinin farklılaşmasına dayanmaktadır. Örneğin, x-ışını tomografisinde doku yoğunluğa göre ayrılır. Çoğu durumda maalesef doku yoğunluğu doku fizyolojik durumuna bağlı değildir. Sıcaklık, kan içeriği, kan oksijenlenme ve iskemi (kan azlığı) gibi tahrip edici doku özellikleri, x-ışını tomografisi ile ayırt edilemez. Mikrodalga bölgesinde doku özellikleri, karmaşık dielektrik değerleri $\epsilon = \epsilon' + j\epsilon''$ ile tanımlanabilir. Mikrodalga bölgesindeki doku dielektrik özellikleri, moleküler bileşenlere, iyon konsantrasyonuna ve hareketliliğine, serbest su ve bağlı suyun konsantrasyonuna ve doku sıcaklığına bağlıdır (Semenov *et al.* 1996).

Mikrodalga tomografinin uygulanabilir alan için faydalı olmasını sağlayan özgün özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Mikrodalga tomografisi nesneyle mekanik temas gerektirmez (Boughriet *et al.* 1999; Nyfors 2000; Schajer and Orhan 2005; Rahiman *et al.* 2015). Böylece, sürece müdahale etmeden uzaktan gerçek zamanlı ölçümler yapmak mümkündür (Nyfors 2000; Nadakuduti *et al.* 2006; Rahiman *et al.* 2015).
- Mikrodalgalar tüm malzemeleri tüm düz çizgilere yayar ve nüfuz eder (Kraszewski and Nelson 1995; Bilal *et al.* 2003; Schajer and Orhan 2005; Rahiman *et al.* 2015). Ancak, mikrodalgalar metallerin yüzeyinde yansıması nedeniyle metaller üzerinde çalışmazlar (Kraszewski and Nelson 1995; Nyfors 2000; Monleone *et al.* 2012; Rahiman *et al.* 2015). Bu nedenle, ölçülen sonuç malzemenin bir hacmi ve yüzeyi ile temsil edilir (Kraszewski and Nelson 1995; Nyfors 2000; Rahiman *et al.* 2015).

- Mikrodalga tomografisinin su, gazlar ve diğer materyaller ile anlamlı bir farkı vardır (Nyfors 2000; Rahiman *et al.* 2015). Bu nedenle, karmaşık mikrodalgada belirli mikrodalga frekansları ile çok az miktarda su ve gaz konsantrasyonu ölçümü için uygundur (Kraszewski and Nelson 1995; Rahiman *et al.* 2015).
- Mikrodalga tomografisi, kızılötesi sensörlere kıyasla su buharı ve toz gibi çevresel koşullara duyarlıdır (Kraszewski and Nelson 1995; Rahiman *et al.* 2015).
- Mikrodalga tomografisi, yarı iletken sensörlerin aksine yüksek sıcaklıklarda çalışabilir (Nyfors 2000; Rattanadecho 2006; Rahiman *et al.* 2015).
- Mikrodalgalar daha güvenli ve uygulanması çok hızlıdır (Kraszewski and Nelson 1995; Nyfors 2000; Wu *et al.* 2001; Bilal *et al.* 2003; Salvadè *et al.* 2008; Rahiman *et al.* 2015). (güvenlik nedenleriyle mümkün olduğunca düşük tutulan iyonlaştırıcı radyasyonun aksine)
- Kapasitif ve dirençli sensörler gibi sensörlerde uygulanan düşük frekanslarda, DC iletkenliği genellikle malzemenin elektriksel özelliklerini kontrol eder. DC iletkenliği sıcaklık ve iyon içeriğinden güçlü bir şekilde etkilenmektedir (Nyfors 2000; Rahiman *et al.* 2015). DC iletkenliğinin etkisi nadiren mikrodalga frekanslarında tespit edilir. Frekansla azalan DC iletkenliğinin etkisi, mikrodalgalar için düşük radyo frekanslarından çok daha küçüktür, bu da nem ölçümünü kolaylaştırır (Kraszewski and Nelson 1995; Nyfors 2000; Rahiman *et al.* 2015).
- Mikrodalgalar test edilen malzemeyi hiçbir şekilde etkilemez. Böylece, yüksek hızda, yapıcı ve kesintisiz izlemeye olanak sağlarlar (Kraszewski and Nelson 1995; Salvadè *et al.* 2008; Rahiman *et al.* 2015).
- Önemli avantajlara rağmen, biyomedikal uygulamalar için mikrodalga görüntüleme teknolojisinin geliştirilmesi, daha küçük enerjiler, x-ışınlarına kıyasla daha yüksek dalga boyları ve biyolojik dokuların elektriksel özellikleri ile ilgili önemli zorluklarla karşılaşmıştır. Zorluklar şunları içerir:
- Yüksek dielektrik geçirgenliği ve iletkenliği olan biyolojik dokularda küçük penetrasyon (delip geçme) derinliği;
- İnsan dokularında yüksek iletkenliğe sahip elektromanyetik dalgaların yüksek zayıflaması;
- Göreceli olarak (x-ışınlarına kıyasla) uzun dalga boyundan dolayı uzamsal çözünürlükte sınırlama;
- Biyolojik nesnenin içinde ve çevresinde elektromanyetik alanın dağılımının faz değişiklikleri ve dalga özellikleri.

- Daha düşük mikrodalga frekanslarında penetrasyon derinliği daha fazladır ve azalır. Ancak, uzamsal çözünürlük de azalır. Penetrasyon derinliği, zayıflama ve uzamsal çözünürlük arasındaki uzlaşma, mikrodalga görüntüleme için optimum frekansı tanımlar (Hinrikus and Riipulk 2006).

Mikrodalga Tomografinin Dezavantajları

Mikrodalga Tomografi prensibi, kötü huylu ve normal dokuların dielektrik özellikleri arasındaki farka dayanır. Vücuttaki dokuların homojen olmadığı ve özelliklerinin yaşam süresi boyunca değiştiği göz önünde bulundurulmalıdır. Meme çok gevşek bir dokudur ve bu nedenle mikrodalga frekanslarının geçirgenliği sınırlıdır. Bir diğer önemli zorluk, canlı organizma içindeki doku özelliklerinin ölçümlerinin belirlenmesidir, bu işlem canlı organizma içindeki dokulara erişimin kısıtlanması nedeniyle zordur, ancak yakınlaşmak ve en doğru ölçümleri vermek için gerçek dokuya simüle edilmiş nesneler olarak dielektrik parametrelerin dikkatli bir şekilde varsayılması gerekir (Noghanian 2012; Naseri 2015). Benzer şekilde, sistemin kalibrasyonu ve E-alanı ölçümleri mümkün olduğunca daha az hata sayısına yaklaşmak için tam olarak yapılmalıdır. Ayrıca, bilinmeyen nesneyi tespit etmek için çözülecek ters görüntüleme algoritmalarının ve ağır hesaplama denklemlerinin kullanılması nedeniyle yeniden oluşturma hızı düşüktür.

Mikrodalga tomografinin eksileri aşağıdaki gibidir:

- Ölçüm daha yüksek frekanslar gerektiriyorsa mikrodalga tomografinin alt sisteminin maliyeti çok pahalıdır, ancak radarlar ve diğer yüksek hacimli uygulamalar tarafından etkinleştirilen frekans bantlarının ihmal edilmesi söz konusudur (Nyfors 2000; Hernández-Gómez *et al.* 2014; Rahiman *et al.* 2015). Öte yandan, ürünün kendi ömrü ve piyasa değeri olduğundan zaman geçtikçe fiyat seviyesi kademeli olarak azalacaktır.
- Farklı malzemeler için mikrodalga tomografinin ayrı ayrı kalibre edilmesi gerekmektedir (Nyfors 2000; Hansson *et al.* 2005; Rahiman *et al.* 2015).
- Birden fazla değişken varsa mikrodalga tomografinin sonucu güvenilir değildir, sensörler hassastır. Bu nedenle, bazı durumlarda telafi için ilave karşı önlem alınması gerekmektedir (Kraszewski and Nelson 1995; Nyfors 2000; Nadakuduti *et al.* 2006; Almazroui and Wang 2012; Rahiman *et al.* 2015).
- Mikrodalga tomografisinde uygulanabilir uzamsal çözünürlük, nispeten uzun dalga boyları nedeniyle sınırlıdır (Nyfors 2000; Semenov and Corfield 2008; Almazroui and Wang 2012; Rahiman *et al.* 2015).

Yukarıda belirtildiği gibi, mikrodalga tomografisi birçok alanda kullanılabilir. Mikrodalga tomografi uygulamasının yıllara göre araştırılması Tablo 8’de sunulmuştur.

Tablo 8. Mikrodalga tomografisi için farklı uygulama araştırmaları (Rahiman *et al.* 2015)

Yıl	Yazar	Anten	Alan	Uygulama
1999	A.T. Nugroho and Z. Wu	32 verici ve alıcı anten	Medikal	Kemik, yağ, kas ve su görüntüsü oluşturma
2000	A. Vertiy, S. Gavrilov, I. Voynovskiy, S.Aksoy, A.O. Salman	Korna anteni	Coğrafi	Gömülü madenleri tespit etme Yüzey yansımaları azaltmak için Brewster açısını belirleme
2007	M. Pastorino, A. Salvade, R. Monleone, T. Bartsaghi, G. Bozza, A. Randazzo	Yok	Tarım	Odun kusurunun tespiti için mikrodalga tomografi ölçüm düzenini optimize etmede analitik ve matematiksel yaklaşımlar yapılmıştır
2008	Serguei Y. Semenov and Douglas R. Corfield	Seramik yüklü dalga	Medikal	Derin beyin dokularının görüntüsünü yakalamak ve inme tespiti
2008	A. Salvade, M. Pastorino, R. Monleone, A. Randazzo, T. Bartsaghi, G. Bozza, and S. Porreti	Logaritma periyodik anten	Tarım	Ağaç gövdelerinin iç kısımlarının belirlenmesi
2009	Z. Wu, H. McCann, L. E. Davis, J. Hu, A. Fontes and C. G Xie	Tekkutup	Yağ ve gaz	Deney sistemi ile aynı antenlere sahip bir simülasyon modelinde, 4.5 GHz’de, farklı yağ ve gaz faz fraksiyonlarına sahip gaz ve yağ dağılımlarının görüntüleri (% 0, % 25, % 50, % 75 ve % 100)
2010	Jeong-Ki Pack, Tae-Hong Kim, Soon-Ik Jeon, Jong-Moon Lee, Ki-Chai Kim	Tekkutup antenler	Medikal	Meme kanseri görüntüsünün yeniden yapılanmasının mikrodalga tomografi kullanılarak iki boyutlu olarak araştırılması. 1 verici ve 15 alıcı anten kullanıldı.
2011	Laeq Riaz	Baskılı eliptik tekkutup	Tasarım Analizi	Antenin ve hava ile farklı eşleşen sıvılardaki anten dizisinin performansının incelenmesi
2011	Amir H. Golnabi, Paul M. Meaney, Shireen Geimer, Tian Zhou, and Keith D. Paulsen	Tekkutup antenler	Medikal	Topuk görüntüleme için mikrodalga tomografi uygulanması ve bir simülasyon denemesinden konformal kafes görüntüleme ve yeniden yapılandırılmış görüntüleri açıklama
2012	Majid Ostadrahimi, Puyan Mojabi, Sima Noghanian, Lotfollah Shafai, Stephen Pistorius, and Joe LoVetri	Vivaldi anteni	Tasarım Analizi	Modüle edilmiş saçılma tekniği kullanılarak önerilen sistemin fizibilitesini test etmek. Kullanılan fantom bir naylon çubuktur.
2012	Sultan Almazroui, Dr. Weiji Wang	Yok	Güvenlik (Simülasyon)	Mikrodalga tomografinin güvenlik amaçlı olarak uyarılmasında kullanılacak insan vücudunun dielektrik özellik analizi kullanılarak incelenmesi ve güvenlik uygulaması için görüntülemeye kullanılacak minimum çözünürlük ve mikrodalga frekansının tanımlanması
2013	A. I.Smirnov, D. V.Yanin, A. G.Galka, A. V.Kostrov, A. V.Strikovskiy	rezonans sensörü	Medikal	Deri üzerinde gerçekleştirmek üzere biyolojik dokuyu araştırmak ve incelemek için bir mikrodalga tomografi tasarlama

Tablo 8. (devamı)

2014	Ilaria Catapano, Antonion Affinito, Luciana Bertolla, Jorge Luis Porsani, Francesco Soldovieri	yere nüfuz eden radar	Yağ ve gaz	GPR kullanılarak yağ algılama, izleme ve 3D mikrodalga tomografi oluşturma
2014	Matteo Pastorino, Andrea Randazzo, Alessandro Fedeli1, Andrea Salvadè, Samuel Poretti, Manuela Maffongelli, Ricardo Monleone, Matteo Lanini	Logaritma periyodik anten	Tarım	Gıda ürünleri endüstrisinde ahşap karakterizasyonu için bir teşhis aracı ile ortaya çıkması. İnceleme ahşap üzerine yeşil ve kuru koşullarda yapılmıştır

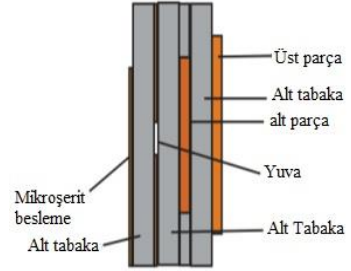
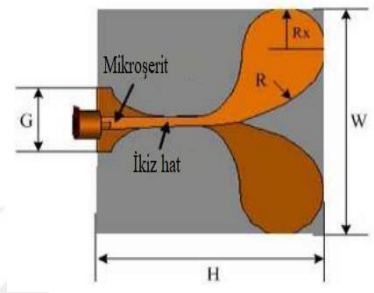
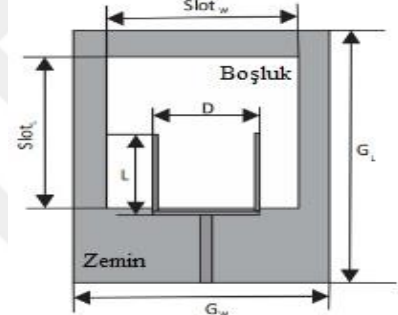
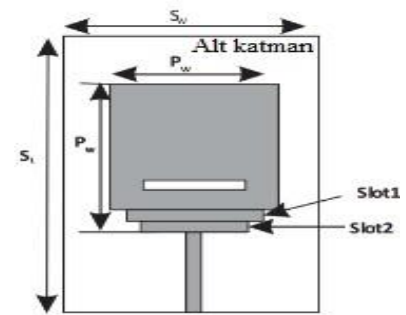
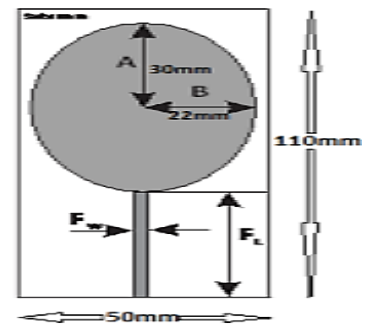
Tablo 8’deki araştırmalara göre, erken evre mikrodalga tomografisinde çoğunlukla invazif olmayan biyolojik görüntüleme uygulamaları için medikal bakımından baskınlık vardır. Mikrodalga tomografi ile deri ve kemik altındaki enfeksiyonlar insan sağlığını iyileştirmek için teşhis edilebilir. Birkaç yıl sonra, mikrodalga tomografisi tarım alanında popüler olmaya başlamıştır. Mikrodalga tomografisinin kullanılmasının nedeni, mahsul üretiminin verimliliğini ve mahsul kalitesini artırmaktır. Daha sonra tespit ve izleme amacıyla petrol ve gaz, coğrafi araştırma ve güvenlik alanında da yöntem uygulanmaktadır (Rahiman *et al.* 2015).

Mikrodalga Tomografisinde Anten Çeşitleri

Mikrodalga tomografisinde, ölçüm için UWB antenler kullanılmıştır. UWB için frekans bandı 0,3 GHz ila 300 GHz arasındadır. Sistem, verici ve alıcı antenlerden oluşur. Bu antenleri mikrodalga tomografisi için tasarlarken bazı gereksinimler vardır. Mikrodalga tomografisi için iyi bir ultra geniş bantlı anteni sınıflandıran faktörler yapılarına, büyüklüğüne, elektromanyetik alan dağılımına ve maliyetine dayanmaktadır (Riaz 2011; Rahiman *et al.* 2015). Antenin yapısı basit olmalıdır, böylece hesaplama programında modellenmesi kolaydır (Zeng 2010; Rahiman *et al.* 2015). Bu düşük hesaplama gücü ve yüksek modelleme doğruluğu ile sonuçlanacaktır (Riaz 2011; Rahiman *et al.* 2015). Ardından, antenin boyutu mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Ayrıca, antenin elektromanyetik alan dağılımı için, test edilen nesnede yoğunlaşan yayılan enerji vurgulanacaktır. Maliyet her zaman insanların üzerinde duracağı faktör olacaktır. Bu nedenle, antenleri üretme maliyetini en aza indirmeye çalışılmalıdır.

Literatürde korna anteni, iki logaritma periyodik anten, yığın parça anteni, geniş yuva anteni, Vivaldi anteni, baskılı tekkutup anteni ve piramitsi korna anteni gibi farklı türde UWB antenleri önerilmiştir. Tablo 8’de gösterildiği gibi mikrodalga tomografisi için uygun anten bulmak amacıyla çeşitli antenler çalışılmıştır. Riaz (2011)’in çalışmasında, mikrodalga tomografisinde kullanılacak birkaç antenin, uygulanabilirliğine göre artıları ve eksileri ile karşılaştırılması Tablo 9’da sunulmaktadır (Rahiman *et al.* 2015).

Tablo 9. Mikrodalga tomografisinde kullanılacak uygulanabilirlik temelinde birkaç antenin artıları ve eksileri ile karşılaştırılması (Riaz 2011; Rahiman *et al.* 2015)

Antenler	Avantajlar	Dezavantajlar	Çizimler
Yığın Parça Anteni	İyi ışıma özelliği İyi bir zaman alanı özellğine izin verme	Yönerge Karmaşık Yapı	
Vivaldi Anteni	Geniş bant genişliği sağlayabilir	Karmaşık Yapı	
Geniş Yuvalı Anten	Yayılan güçler ile zemin yerleşimi arasındaki mesafe doğru seçilirse geniş empedans bant genişliği elde edilebilir	İlgilenilen frekans bandında büyük boyut	
Konik yuva anteni		Mikrodalga tomografisi için boyut ve yapı gereksinimini karşılamaması	
Baskılı Eliptik Tekkutup Anten	Geniş bant genişliği elde edilebilir Basit yapı Boyuta uygun dizi tasarımı Yükseklik - birkaç mm Sıradan plastik kasaya kolayca monte edilir Çok yönlü ışıma şekline sahip geniş kenarlı verici anten 3D ışıma modeli		

Meme Kanseri Tespiti için Mikrodalga Görüntülemenin Önemi

Hem iletim hem de yansıma yöntemleri meme kanseri tespiti için diğer kanserlerin tespitinden daha caziptir. Bunun bir nedeni, sağlıklı ve hastalıklı meme dokuları arasındaki farkın diğer dokular için bu geçirgenlik değerlerindeki farktan çok daha büyük olmasıdır.

İç organlara kıyasla memenin küçük boyutu ve fiziksel erişilebilirliği de bir avantajdır. Örneğin, memeye mikrodalgalarla erişmek, nüfuz eden kas katmanlarını içermez, bu da yük alanının ilgilenilen nesneye (örneğin bir iç organ) ulaşmadan saçılmasına ve zayıflamasına neden olur.

Genel olarak mikrodalga görüntüleme ile çözünürlük, kontrast, nesne boyutu, çözüm hızı, sağlamlık, sayısal kararlılık, nesne geometrisi ile uyumluluk ve öncül bilgi miktarı gibi sorunların başarıyla ele alınması gerekir. Tıbbi uygulamalarda, bazı konular çeşitli faktörlerle daha da artmaktadır. Küçük tümörleri tespit etmek için yüksek çözünürlük gerekirken, çoğu dokuda yüksek frekanslar güçlü bir şekilde zayıflatılır. Benzer şekilde, hedefe (tümör) kıyasla nesne boyutu tipik olarak oldukça büyüktür. Veri toplama için gereken toplam süre hastanın hareketini en aza indirmek için aşırı olamaz. Ancak, görüntüleri elde etmek için gereken işlem sonrası süre konusunda herhangi bir sınırlama yoktur.

Sistemin aydınlatma ve dağınık alan edinimi için klinik olarak kabul edilebilir düzenlemelerle uyumluluğu da bazı zorluklar doğurmaktadır. Uygulamada, nesnenin (insan vücudu), verici ve alıcı antenlerin yakın alanında olması muhtemeldir. Mikrodalga meme görüntülemeyle ilgili güncel araştırmalar bu sorunların çözümüne yöneliktir (Fear *et al.* 2003).

Literatürde Fantom Çalışmaları

Meme dokusunun farklı frekans aralıklarındaki elektromanyetik özellikleri incelenmiştir. Gabriel C. *et al.* (1996), Gabriel S. *et al.* (1996a), (1996b), 10 Hz - 100 GHz arasındaki frekanslar için sağlıklı insan dokularında ölçülen dielektrik özelliklerin birlikte gözden geçirilmesinde büyük bir inceleme yapmışlardır (Latifah 2016). Çalışmada, denklem (2.22)'deki temel ve iyi bilinen Debye modeli tanıtılmıştır. Bu denklem, denklem (2.23)'te tanımlanan biyolojik dokuların yapısını ve bileşimini modellemek için Cole - Cole ifadesine kadar genişletilmiştir.

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_{\infty} + (\epsilon_s - \epsilon_{\infty}) (1 + j\omega\tau) \quad (2.22)$$

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_{\infty} + \Delta\epsilon / (1 + j\omega\tau) + \sigma_s / j\omega\epsilon_0 \quad (2.23)$$

Burada, ϵ_{∞} statik frekans geçirgenlik sabiti ve σ_s statik iletkenliktir. Dağılımın büyüklüğü $\Delta = \epsilon_s - \epsilon_{\infty}$ 'dur. Gevşeme zaman sabitinin τ uzamsal olarak değişmez olduğu ve genellikle 15 - 17 ps arasında alındığı varsayılmıştır. 2,5 GHz frekansı için denklem (2.23) ile belirlenen insan dokularının yaklaşık özellikleri Tablo 10'da listelenmiştir.

Tablo 10. 2,5 GHz'de farklı insan dokularının ortalama özellikleri (Gabriel C. *et al.* 1996; Gabriel S. *et al.* 1996a, 1996b; Latifah 2016)

Doku	Kan	Kemik	Yağ	Kas	Deri (Yağsız)	Sinir
ϵ_r	56 - 60	12	4 - 5	5 - 55	38	42
σ [S/m]	2,5	0,4	0,07 - 0,1	1,8 - 2,2	1,5	1,8

Ayrıca, meme tümörü tespiti üzerine odaklanarak, kadın meme dokuları incelenmiştir. Normal meme kullanılarak elektromanyetik alanın davranışı üzerine Meaney *et al.* (2007) tarafından yapılmış klinik bir çalışma, meme içindeki mikrodalga özelliği dağılımındaki heterojenliğin, özellikle meme yoğunluğu arttıkça önemli olduğunu ortaya koymaktadır (Latifah 2016). Bu arada, yeni alınmış insan kötü huylu ve normal meme dokularının canlı organizma dışında ölçümü birkaç grup tarafından gerçekleştirilmiştir. Lazebnik *et al.* (2007c); normal, iyi huylu ve kötü huylu meme dokularının dielektrik özelliklerinin en kapsamlı incelemesini rapor etmiştir. Numuneler, numunede bulunan yağ, glandüler ve fibro glandüler doku yüzdesi açısından histolojik olarak kategorize edilmiştir. 0,5 MHz - 20 GHz aralığında normal ve kötü huylu meme dokuları arasındaki dielektrik özelliklerin farkının 10:1 fark olduğu bulunmuştur. Ayrıca meme dokusunun dielektrik özelliklerinin öncelikle dokunun yağ içeriğinin bir fonksiyonu olduğu sonucuna varmışlardır (Latifah 2016).

Yağ, normal doku, iyi huylu tümör ve kötü huylu tümörlerin modellenmesine yönelik dielektrik özelliklerin değerlerinin 3,2 GHz'de veri aralıkları Campbell and Land (1992) tarafından önerilmiş ve Tablo 11'de gösterilmiştir. Normal meme dokusu, glandüler ve bağ dokusunun bir karışımı olarak adlandırılır (Latifah 2016). Mikrodalga görüntüsü için meme dokularının dielektrik özelliklerinde önemli farklılıkları kanıtlayan yukarıdaki çalışmalar yeterlidir.

Tablo 11. Canlı organizma dışında kadına ait memenin 3,2 GHz'de ölçülen dielektrik özellikleri (Campbell and Land 1992; Latifah 2016)

Doku tipi	Normal doku	Yağ	Tümör (İyi huylu)	Tümör (Kötü huylu)
ϵ_r	9,8 - 46	2,8 - 7,6	15 - 67	9 - 59
σ [S/m]	3,7 - 34	0,5 - 2,9	7 - 49	2 - 43

Triton X-100 ve saf su karışımı ile yapılan bir çalışmada, 18 - 30 °C'de 0,5 - 12 GHz frekans aralığında, meme dokularının dielektrik özelliklerine çok yakın, kullanımı kolay ve uygun maliyetli sıvı fantomlar üretilmiştir. % 20, 25, 30, 35 ve 40'lık konsantrasyonların karışımları oda sıcaklığında yapılmış ve ölçümden önce bir termostatik banyoda tutulmuştur (Romeo *et al.* 2011).

Triton X-100 ve tuzlu su kullanılarak yapılan çalışmada, 0,5 - 6 GHz frekans bandı aralığında normal ve tümörlü meme dokularının dielektrik sabitlerine yakın sıvı fantomlar elde edilmiştir. Sıvı fantomlarda sıcaklık ve tuz konsantrasyonu değiştirilerek jelleşme gözlenmiştir. Jelleşme düşük sıcaklıkta meydana gelmiştir ve yüksek tuz konsantrasyonlu karışımlar kullanılmamaktadır (Joachimowicz *et al.* 2016).

Bilgisayar simülasyonu ile yapılan farklı bir çalışmada sıvı fantom oluşturan maddeler belirlenmiştir. Simülasyonun temeli, bilinen bir malzemeye göre matematiksel bir ilişki modellenerek doğrusal zayıflama katsayısının ve kalınlığının modellenmesidir. Bu modele göre su, gliserol ve izopropil alkol seçilmiştir. Simülasyonda, farklı yağ oranlarında meme dokularının özelliklerini gösteren fantomlar elde edilmiştir. Yağlı dokularda su içeriği % 2'den az, gliserol ve izopropil alkol oranları sırasıyla % 14 ve % 85'tir. Diğer doku gruplarında su, izopropil alkol ve gliserol oranları sırasıyla % 43, % 34 ve % 23'tür. (Lam *et al.* 2014).

Guy (1971), yağ ve kas fantomları üzerine 433, 512, 750, 915 ve 2450 MHz frekanslarında çalışmıştır. Bu çalışmasında kasın dielektrik sabitesinin polietilen tozunun yüzdesinin değiştirilmesiyle değişebildiğini ve iletkenliğinin de malzemenin tuzluluğuyla kontrol edilebileceğini öne sürmüştür. Ayrıca, yağ için dielektrik sabitesini alüminyum toz oranıyla ayarlayabilmiş ve iletkenliğin de siyah asetilenle değişebildiğini göstermiştir.

Bini *et al.* (1984), 27 MHz gibi yüksek frekans uygulamaları için termal ve elektriksel biyolojik doku davranışı gösteren poliakrilamit jel (PAG) adını verdikleri monomer akrilamit (C_3H_5NO) malzemesini öne sürmüşlerdir. Bini *et al.* (1984) bu çalışmalarında fantomun gerçek ve sanal dielektrik sabitinin dokuya eşit olması gerektiğini ve benzer şekilde termal iletkenliğin ve kapasitenin de dokuya eşit olması gerektiğini simülasyon yaparak göstermişlerdir. Poliakrilamit jel, bu eşitliklerin tümünü başka kimyasallarla karıştırılarak düşük dalga frekanslarında sağlayabilmiştir. Bunlar Sodyum Klorür ($NaCl$), Metilen Bisakrilamid (MBA) ($C_7H_{10}N_2O_2$), Tetra Metilen Diamin (TMEDA) ($C_6H_{16}N_2$) ve Amonyum Persülfat (AP) ($(NH_4)_2 S_2 O_8$)'tır.

Hartsgrove *et al.* (1987), kas, beyin, ciğer ve kemiğin dielektrik sabitesini simüle etmek için HEC jelini hazırlamıştır. Daha sonra Hartsgrove *et al.* (1987)'nin geliştirdiği doku

fantomu modelinden ayrı olarak Stuchly *et al.* (1987) ve Pogue and Patterson (2006) kas, beyin, ciğer ve kemik sıvı fantom modelleri yapmışlardır.

Tamura *et al.* (1997), beyin ve kas dokuları gibi yüksek miktarda su içeren katı fantom malzemeler hazırlamak için bir üretim tekniği geliştirmişlerdir. Bu tekniğin amacı, kafa ve el fantomları yapmak için katı fantomları kullanarak jel fantomlar üretmektir. Çünkü jel fantomlar dehidrasyon ve bakteriler tarafından bozulmadan dolayı parçalanmaya karşı son derece hassastır.

Okano *et al.* (2000), beyin dokusu ve kafatası tabakasının dielektrik sabitesi ve iletkenliğine benzer biyolojik dokuya eşit gerçek kafa modeli katı fantom yapmışlardır. Küp, küre ve gerçek insan kafalarına benzer fantom modelleri üretilmiştir.

Okano *et al.* (2000) ayrıca temel içeriği gliserin olan beyin dokusuna benzer fantomu formülize etmişlerdir. Yapılan fantomların temel içeriklerinin oranları Tablo 12’de gösterilmiştir.

Tablo 12. Katı fantomların içeriği (Okano *et al.* 2000)

Malzemeler	Ağırlık Oranları (Yüzde olarak)
Deiyonize su	36,31
Gliserol	53,48
Sodyum Klorür	1,12
Polietilen toz	3,74
Agar	5,35

Chang *et al.* (2000), 300 - 900 MHz frekans aralığının üzerinde biyolojik dokuya benzer kompleks dielektrik özellikleri sergileyen iletken bir plastik geliştirmiştir. Bu malzeme adına PEMA denen (polietil metakrilat dökme sistemi) preslenmiş siyah karbondan oluşmuştur ve kararlı, homojen, katı, yüksek kayıplı ve etkin simule edilebilen biyolojik doku fantomları oluşturmak için kullanılabilir. Bu fantomu üretmek için PEMA kullanmışlardır. Bu malzeme iki bileşenden oluşmaktadır. Bunlar polietil metakrilat toz ve izobutil metakrilat sıvı monomerdir.

Ito *et al.* (2001), 300 MHz - 2,45 GHz frekans aralığında yüksek su içerikli dokuları simule etmek üzere Agar ve TX-151 tabanlı katı fantom malzemelerin üretimini tekrarlanabilir ve kolay bir şekilde formülize etmişlerdir. Bu fantom malzemesi, Agar ağırlığından dolayı şeklini korumuş ve Agar, fantomun mekanik esnekliğini değiştirmiş ve bundan dolayı ayırık fantomlar olarak kullanılmışlardır. Aşağıdaki tabloda beyin ve kas için içerikler gösterilmiştir.

Tablo 13. 300 MHz - 2,45 GHz aralığında yüksek su içeren dokular için katı fantomların içerikleri (Ito *et al.* 2001)

İçerik	Kas bileşimi (gr)	Beyin bileşimi (gr)
Deiyonize su	3375	3375
Agar	104,6	104,6
NaCl	37,6	21,5
NaN ₃	2	2
TX-151	84,4	57,1
Polietilen toz	337,5	548,1

Onishi *et al.* (2005), Agar tabanlı biyolojik dokuya benzer katı fantomun dielektrik sabitesini 3 - 6 GHz frekans aralığında incelemişlerdir. Geliştirdikleri bu fantomun dielektrik sabitesi bu 3 - 6 GHz frekans aralığında biyolojik dokuya benzer özellik göstermiş ve değişkenlik göstermemiştir. Bu fantomun dielektrik sabitesi polietilen toz ve sodyum klorür kullanılarak ayarlanmıştır. Fantom, 3 - 6 GHz frekans değişiminde anten karakteristiğine benzerlik gösterdiğinden SAR ölçülebilmektedir.

Othman *et al.* (2011), Hidroksil Etil Akrilat monomerini kullanarak insan dokusuna benzer bir jel fantom üretmişlerdir. Hidroksil Etil Akrilat konsantrasyonu % 5'e sabitlenerek hali hazırdaki jel için daha sonra sesin içerisinde yayılma hızını test etmek üzere bir ultrasonik değerlendirme yapmışlardır.

Karaciğer fantomu üretimine yardımcı olabilecek O'rourke *et al.* (2007) tarafından yapılan bir çalışmada canlı organizmada ve canlı organizma dışında normal, kötü huylu ve sirozlu insan karaciğer dokusunun dielektrik özellikleri 0,5 GHz'den 20 GHz frekanslara kadar karakterize edilmiştir. Verilerin 915 MHz ve 2,45 GHz'de analiz edilmesi, canlı organizma dışında kötü huylu karaciğer dokusunun dielektrik özelliklerinin normal dokudan % 19'dan % 30'a kadar daha yüksek olduğunu göstermiştir.

Tablo 14. 915 MHz ve 2,45 GHz frekanslarda canlı organizmada bağıl dielektrik sabiti ve iletkenlik ortalama ve standart sapma değerleri (O'rourke *et al.* 2007)

	Normal (n = 11)		Kötü huylu (n = 14)		Sirozlu (n = 3)	
	ϵ_r	σ (S m ⁻¹)	ϵ_r	σ (S m ⁻¹)	ϵ_r	σ (S m ⁻¹)
915 MHz	59,94*	1,16*, †	64,09	1,34*, †	61,77	1,38
	±3,05	±0,14	±3,78	±0,13	2,58	±0,15
2,45 GHz	57,55*	1,95*	62,44	2,18	61,26	2,21
	±3,92	±0,18	±3,18	±0,13	±2,70	±0,17

n: veri örneklerinin sayısı

* p < 0,05 aynı frekanstaki canlı organizmada ve canlı organizma dışında doku özelliklerinin karşılaştırılmasında

† p < 0,05 aynı frekanstaki normal ve kötü huylu doku özelliklerinin karşılaştırılmasında

Tablo 15. 915 MHz ve 2,45 GHz frekanslarda canlı organizma dışında bağıl dielektrik sabiti ve iletkenlik ortalama ve standart sapma değerleri (O’rourke *et al.* 2007)

	Normal (n = 20)		Kötü huylu (n = 24)		Sirozlu (n = 3)	
	ϵ_r	$\sigma(S\ m^{-1})$	ϵ_r	$\sigma(S\ m^{-1})$	ϵ_r	$\sigma(S\ m^{-1})$
915 MHz	48,11*, †	0,81*, †	57,09†	1,05*, †	51,60	0,94
	$\pm 7,67$	$\pm 0,15$	$\pm 3,00$	$\pm 0,07$	$\pm 2,69$	$\pm 0,07$
2,45 GHz	45,79*, †	1,68*, †	54,88†	1,99†	50,16	1,83
	$\pm 7,53$	$\pm 0,27$	$\pm 3,10$	$\pm 0,11$	$\pm 2,36$	$\pm 0,11$

n: veri örneklerinin sayısı

* $p < 0,05$ aynı frekanstaki canlı organizmada ve canlı organizma dışında doku özelliklerinin karşılaştırılmasında

† $p < 0,05$ aynı frekanstaki normal ve kötü huylu doku özelliklerinin karşılaştırılmasında

Xia *et al.* (2011), fotoakustik görüntülemede PVA (Polivinil Alkol) Hidrojel fantomu katı ve eriyik sulu PVA çözeltilerinde yapmışlardır. Akustik ve optik özellikleri dokuya yakın malzeme elde etmişlerdir.

Deiyonize su, ayçiçek tohumu yağı, bulaşık deterjanı ve jelatinin karıştırılmasıyla oluşturulan başka bir fantom çalışmasında, insan meme dokularının elektriksel özelliklerini 0,5 - 50 GHz frekans aralığında taklit eden fantomlar üretilmiştir. Deiyonize su ve ayçiçek tohumu yağı yüzdelерinin değiştirilmesi, farklı insan meme dokularının elektriksel özelliklerini taklit eden fantomların üretimini mümkün kılmıştır (Di Meo *et al.* 2018, 2019a, 2019b)

Kanser tedavisinde dielektrik sabitleri ve fantomların elektriksel iletkenlikleri kullanılır. Örneğin, bir makalede meme kanseri tedavisinde mikrodalga hipertermi için yeni bir katı meme tümör fantomu önerilmektedir. Çoğu fantom modelinde farklı tümör ve normal doku tanımları yoktur. Bildirilen doku dielektrik özelliklerine göre, bu çalışmada araştırmacılar tarafından fantom üretilmiştir. Network Analizörü ve Dielektrik Prob Kiti ile hem normal meme dokusu, hem de tümörlü meme dokusu fantomu için dielektrik sabiti ve elektrik iletkenliği ölçülmüştür. Mikrodalga işlem frekansı genellikle 2,45 GHz olduğundan, 2 ila 3 GHz frekans aralığında ölçümler yapılmıştır. 2,45 GHz 'de, normal meme dokusu fantomunun elektrik iletkenliği $0,1304 \pm 0,0680$ S/m ve dielektrik sabiti $4,4401 \pm 1,2514$ olarak ölçülmüştür. Aynı frekansta, tümörlü meme dokusu fantomu $2,7015 \pm 0,0783$ S/m elektrik iletkenliğine ve $55,2566 \pm 1,1899$ dielektrik sabitine sahiptir. Sunulan sonuçlar beklenen değerlerle oldukça uyumlu olmuştur. Bu nedenle, bu fantomun meme kanseri tedavisinde ve anten performans analizi ve optimizasyonunda mikrodalga hipertermi tedavisinde kullanılabileceği düşünülmektedir (Ortega-Palacios *et al.* 2010).

Diğer bir çalışmada, doku dielektrik sabiti (DDS) değerleri kullanılarak lokal doku suyunun değerlendirilmesi, ödem/lenfödem özellikleri ve değişikliklerinin

değerlendirilmesinde faydalı olmuştur. Anatomik bölgenin doku derinlik bağımlılığı ve DDS değerlerinin bilinmesi, bu yöntemin faydasını arttırdığı düşünülmektedir. Çalışmanın amacı, anatomik olarak eşleşen bölgelerden elde edilen DDS değerlerini karşılaştırmak ve derinlik bağımlılığını araştırmaktır. 22 kadında (12 meme kanseri ameliyatı ve 10 kansersiz kontrol dengesi), her iki vücut tarafındaki dört bölge (ön kol, orta pazı, aksilla ve lateral toraks) 2,5 mm örnekleme derinlik probu ile ölçülmüştür. Ayrıca, önkolda, örnekleme derinliği 0,5 , 1,5 , 2,5 ve 5 mm olan dört farklı prob kullanılmıştır. Kompozit bulgular, DDS ölçümlerinin, ödem/lenfödem ve uzuvlarda ve diğer tekniklerin rutin olarak uygun olmayan vücut bölgelerindeki faydalı değişimi değerlendirmek için gerekli özelliklere sahip olduğunu göstermiştir (Mayrovitz *et al.* 2008).

Literatürde Mikrodalga Görüntüleme Üzerine Çalışmalar

1970'lerde ilk kez Larsen and Jacobi (1979), iletim katsayılarını ölçmek ve köpek böbreğini görüntülemeye biri iletim ve diğeri alım için iki anten kullanarak bir sistem geliştirmişler. Kurulum sistemi, iki anteni içermiş; görüntülenen hedef, 2 boyutlu görüntüler oluşturmak için eşleşen sıvı olarak su ile dolu bir tanka batırılmıştır. Bu kurulumla, deneysel olarak bir köpek böbreğinin görüntülerini oluşturabilmişler (Naseri 2015).

Semenov *et al.* (1996) ölçüm sistemi, dairesel bir dizide 32 verici ve 32 alıcı olarak 64 dalga kılavuzu anteninden oluşuyordu. Bu çalışmada köpek kalplerini yeniden yapılandırmak ve görüntülemek için 2,45 GHz frekansı kullanılmıştır (Naseri 2015). Bu deneyin amacı, 2D görüntüler oluşturmak için 2D kırınım modellerini kullanmanın olası yollarını araştırmaktır. Bunu yapmak için, x-ışını tomografi sistemlerinde bir 3D hedef nesne görüntülenmiştir. Çalışmanın sonucu, x-ışını tomografi yönteminde 'dilim' ilkesini kullanarak 3D nicel görüntüler oluşturmanın mümkün olmadığını kanıtlamaktır. Bu yüzden bir 3D sistemi gereklidir.

Düzlemsel mikrodalga görüntüleme sistemi, mikrodalga görüntülemeye araştırılan bir diğer konudur (Fhager *et al.* 2009; Naseri 2015). Bu durumda biri verici, diğeri alıcı olarak olmak üzere ölçüm sistemi için iki boynuz anteni kullanılmıştır.

Meaney *et al.* (1995) insan dokularındaki dielektrik özelliklerin 2D görüntülerini yeniden yapılandırmak için bir araştırma çalışması yapmıştır. Araştırmasında ölçüm sistemi olarak, verici 4 dalga kılavuzu antenini ve alıcı 4 monopol antenini dairesel bir düzende kullanmıştır. Ölçüm sisteminin fonksiyonel frekansı 300 - 1100 MHz arasındadır (Naseri 2015).

Meaney *et al.* (2000), 2D mikrodalga görüntüleme sistemi için bir klinik model geliştirmişlerdir (Naseri 2015). Bu sistemin konfigürasyonu, hepsi dairesel bir düzende verici ve alıcı olarak çalışan 16 monopol antenden oluşuyordu. Bu çalışmada monopol antenlerin uygulanmasının nedeni, monopol antenlerin bir hat kaynağı olarak modellenenebilmesi ve çalıştırılabilmesi ve meme gibi kayıplı ortamlarda kabul edilebilir radyasyona sahip olmasıdır. Bu çalışmanın temel konsepti daha önceki araştırmalarına dayanmaktadır (Meaney *et al.* 1998, 1999; Naseri 2015). Ölçüm sistemi, dairesel ölçüm sistemini yerleştirmek için içi boş bir parça içeren taşınabilir bir yatağa monte edilmiştir. Hastanın göğsü, görüntülenecek dairesel şekilli anten sistemine asılır. Deney beş hasta üzerinde yapılmış ve gerçek meme dokularından tatmin edici doğrulukta 2D görüntüler elde edilmiştir.

Son yıllarda, 3D görüntü yeniden yapılandırmasında çeşitli çalışmalar yapılmıştır. 3D görüntüleme sistemine uzanmanın amacı, dielektrik özellikler dağılımının doğru ve yüksek çözünürlüklü görüntülerini elde etmektir. 2D 'den 3D modelleme sistemine geçerken ödenmesi gereken fiyat, hesaplamaları çözmek için yüksek performanslı bilgisayarlar gerektiren ağır hesaplama yüküdür. 3D ile ilgili birkaç yeni çalışma literatürde daha ayrıntılı olarak tanımlanmıştır (Semenov *et al.* 2000a; Abubakar and van den Berg 2004; Fhager *et al.* 2009; Naseri 2015). Hedef nesnenin dielektrik parametrelerini yeniden yapılandırmak için çeşitli yinelemeli doğrusal olmayan yöntemler uygulanır.

Kantitatif görüntüleme yöntemleri (ters saçılma yöntemleri olarak da bilinir) olarak bilinen mikrodalga tomografi, meme kanseri görüntüleme, akciğer kanseri görüntüleme ve beyin görüntüleme için teşhis aracı olarak kullanılabilir. Mikrodalga Tomografi yönteminde, bir veya birkaç verici anten bilinmeyen bir nesneyi aydınlatır ve nesne, nesneden dağılmış sinyaller ölçülerek tespit edilir. MT sistemi, yazılım ve donanım olarak bilinen iki ana parçadan oluşur. Kısaca, donanım parçalarında, sistem hem verici hem de kullanılan 24 monopol antenden oluşur. Alıcılar elektromanyetik dalgaları hedefe yaymak ve ölçülen verileri nesneden toplamak için kullanılır. Ayrıca, yazılım bölümünde, ölçülen veriler, tespit edilen hedef nesnenin net bir görüntüsünü vermek üzere Fhager (2006) tarafından geliştirilen farklı bir yeniden oluşturma algoritmaları tarafından işlenmiştir .

Birçok araştırma grubu meme kanseri tespiti için mikrodalga tomografisini araştırmaktadır. Halen, gerçek bir klinik sistemle tek yaklaşım Dartmouth Koleji'nde bir grup tarafından geliştirilmektedir (Şekil 41). 32 kanal sistemi, 500 MHz ila 3 GHz aralığında standart bir heterodin yaklaşımı kullanarak uyumlu sinyal verileri elde edebilmiştir. Toplanan verileri en üst düzeye çıkarmak için tüm kanallar hem gönderme hem de alma modunda

alışabilmiş ve kanaldan kanala izolasyon 120 dB'den fazla olmuştur. Ayrıca, sinyaller rutin olarak genel muayene süresi üzerinde minimum etki ile -130 dBm'e kadar ölçülmüştür.



Şekil 41. Dartmouth Kolej'deki mikrodalga meme görüntüleme sistemi (Fear *et al.* 2003)

Mevcut hasta arayüzü, memeye yeterli elektriksel özellik sağlamak için gliserin ve su karışımı ile doldurulmuş bir tanktır. Kadın, meme askısı ile muayene masasına bir açıklıktan tanka yatar. 16 monopol anten dizisi, alt plakadan tanka doğru çıkıntı yapar. Meme, birden fazla düzlemde veri elde etmek için bilgisayar kontrollü bir doğrusal aktüatör tarafından önceden belirlenmiş yüksekliklere yerleştirilebilir. Sinyaller her bir anten tarafından sırayla iletilir ve 15 alıcının hepsinde bant üzerinde 12 frekans ve yedi dikey dizi konumu için ölçülür. Her iki meme için toplam edinme süresi 14 dakikadır.

Görüntü kurtarma süreci, yinelemeli model tabanlı bir yaklaşımdır. Ölçülen alanlar ile elektrik alanların ileri sayısal çözümü arasındaki hatayı en aza indirmeye çalışır. İleri çözüm, her yinelemede güncellenen tahmini elektriksel özelliklere sahip bir sistem modeli kullanarak alanları hesaplar.

Bu yaklaşımın merkezinde, sayısal algoritmanın aydınlatma tankının fiziğini doğru bir şekilde yansıtması vardır. Bu gerekli doğruluğu elde etmek için birkaç önemli yenilik uygulanmıştır. Sonlu eleman (FE) yönteminin çevre kayıplı ortam için sınır elemanı (BE) yöntemiyle kullanılması, kayıplı bir ortamda sonsuzluğa yayılan alanlar için kesin sınır koşullarının uygulanmasına izin verir. Bu karma yaklaşım, hesaplama maliyetlerini de düşük tutar (Fear *et al.* 2003).

MATERYAL ve METOT

Sol Yöntemi

“Sol” için başlangıç malzemeleri inorganik metal tuzları ya da metal inorganik bileşenlerdir. Tipik bir sol sürecinde ana malzeme, çözücü içinde çözünüp bir seri hidroliz ve polimerizasyon tepkimeleri ile kolloidal bir yapı olan “sol”e dönüşür. Kolloidal yapılar heterojen ile homojen yapılar arasındadır. Çözülen tanecikler çok küçük tanecikler olmasa da çökme meydana gelmez, çözücünden ayrılmazlar.

Sol - Jel Yöntemi

Sol - jel işlemi “bir sıvı içindeki moleküler bir öncünün polikondansasyon reaksiyonları yoluyla bir oksit ağının oluşumu” şeklinde tarif edilebilir. Sol - jel işlemi, yeni malzemelerin hazırlanmasına yeni bir yaklaşım sağlar. Bu işlem katıların sentezi sırasındaki tüm reaksiyonların daha iyi kontrol edilmesini sağlar. Homojen çok bileşenli sistemler kolaylıkla elde edilebilir, özellikle moleküler öncü çözeltiler karıştırılarak homojen karışık oksitler hazırlanabilir (Gurkovich and Blum 1985; Baraket and Ghorbel 1998). Sol - jel işleminin kimyası hidroliz ve polikondansasyon reaksiyonlarına dayanır. Metal alkoller $M(OR)_3$, çok çeşitli çözücülerde ve diğer alkoller veya metalik türevlerin varlığında homojen çözelti oluşturma yetenekleri ve ayrıca bu tür nükleofilik reaktiflere karşı reaktiviteleri nedeniyle oksit elde etmek için kullanılan su gibi çok yönlü moleküllerdir (Livage *et al.* 1988; Baraket and Ghorbel 1998). Bildirilen en fazla araştırmanın temel amacı, jel elde etmek için kullanılan sentez koşulları ve reaksiyonel mekanizma ile ilgilenmeden nihai ürün ve uygulamalarıydı, ancak bir jelin özellikleri ve ısıl işlem üzerindeki davranışı halihazırda oluşturulan yapıya sol aşamada çok duyarlı olabilir. Bu nedenle, kolloidal topakların oluşumu, ortaya çıkan tozun ana özelliklerini belirler. Malzemelerin polimerize edildiği kimyasal koşullar değiştirilerek, oluşturulan örneklerin yapısı ve morfolojisi büyük ölçüde etkilenir. Bununla birlikte, daha önceki birçok araştırma, jelleşme fenomenini iyi bir şekilde anlamaya çalışmaktadır (Baraket and Ghorbel 1998).

Sol - jel yöntemi, yeni metal oksit nanopartiküllerin yanı sıra karışık oksit kompozitlerin hazırlanması için iyi kurulmuş sentetik yaklaşımlardan biridir. Bu yöntem, malzemelerin dokusal ve yüzey özellikleri üzerinde potansiyel kontrole sahiptir. Sol - jel yöntemi esas olarak son metal oksit protokollerini vermek için birkaç adımda gerçekleştirilir ve bunlar hidroliz, yoğunlaşma ve kurutma işlemidir. Metal oksit oluşumu, birbirini takip eden

farklı aşamaları içerir, başlangıçta karşılık gelen metal öncüsü, metal hidroksit çözeltisini üretmek için hızlı hidrolize uğrar, ardından üç boyutlu jellerin oluşumuna yol açan hızlı yoğunlaşma olur. Daha sonra, elde edilen jel kurutma işlemine tabi tutulur ve nihai ürün, kurutma moduna bağlı olarak kolayca Xerojel veya Airjel'e dönüştürülür. Sol - jel yöntemi, kullanılan çözücünün yapısına bağlı olarak sulu sol - jel ve susuz sol - jel yöntemi gibi iki yol halinde sınıflandırılabilir.

Reaksiyon ortamı olarak su kullanılırsa bu yöntem sulu sol - jel yöntemi olarak bilinir ve sol - jel işlemi için reaksiyon ortamı olarak organik çözücünün kullanılması, susuz sol - jel yolu olarak adlandırılır. Sol - jel yönteminde metal oksit nanoyapıların üretimi için reaksiyon yolu Şekil 42'de gösterilmektedir. Sol - jel yaklaşımında, metal öncüsü ve çözücünün doğası, metal oksit nanopartiküllerin sentezinde dikkate değer bir rol oynar (Rao *et al.* 2017).

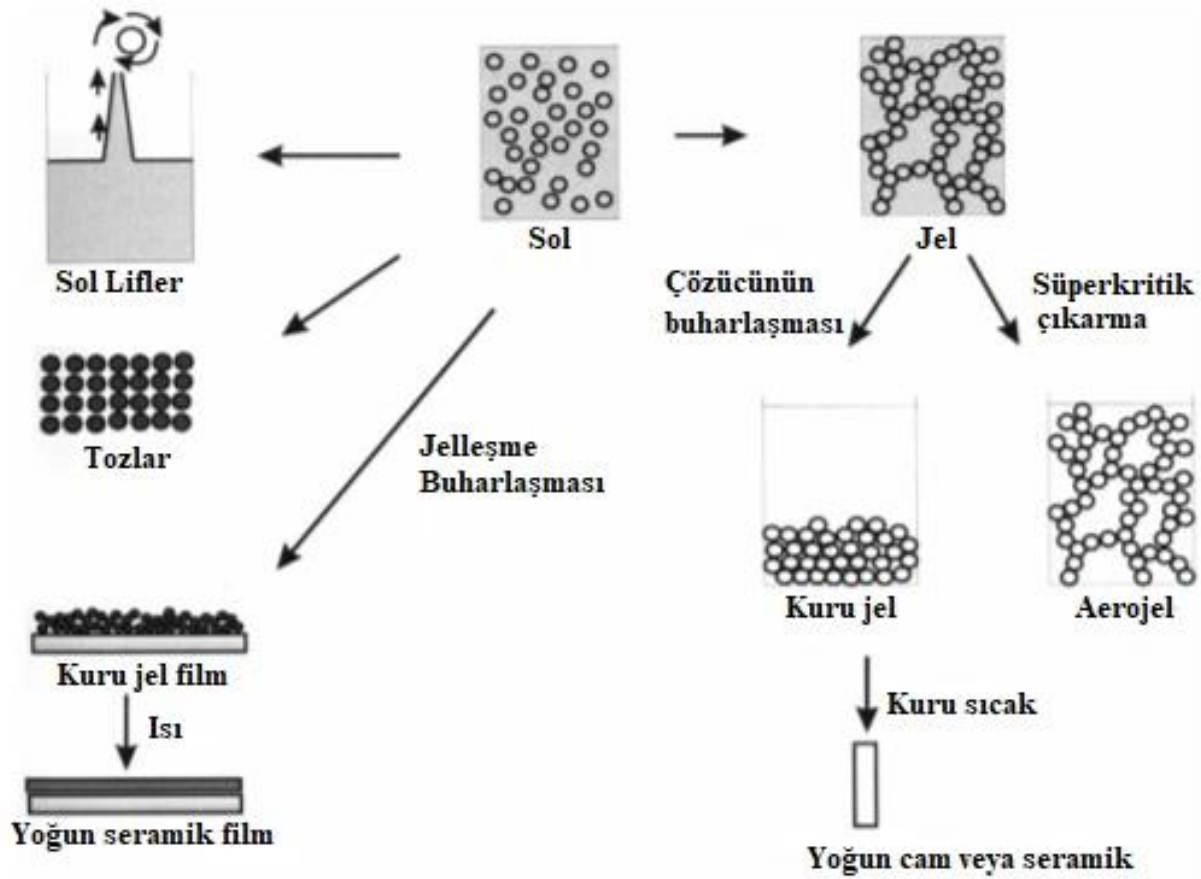
Sol, bir çözücü içinde kolloidal parçacıkların veya polimerlerin dengeli bir dispersiyonudur. Parçacıklar amorf veya kristalli olabilir. Bir aerosol bir gaz fazındaki parçacıklardır. Bir sol bir sıvıdaki parçacıklar iken, bir jel bir sıvı fazı çevreleyen üç boyutlu sürekli bir ağdan oluşur; bir kolloidal jel de ağ kolloidal parçacıkların toplanmasıyla oluşturulur. Bir polimer jelde parçacıklar, alt kolloidal parçacıkların agregatları tarafından yapılan polimerik bir alt yapıya sahiptir. Genellikle, sol parçacıklar Van der Waals kuvvetleri veya hidrojen bağları ile etkileşime girebilir. Polimer zincirlerinin birleştirilmesinden bir jel de oluşturulabilir. Malzeme sentezi için kullanılan çoğu jel sisteminde, etkileşimler kovalent yapıdadır ve jel işlemi geri döndürülemez. Başka etkileşimler söz konusu olduğunda jelasyon işlemi tersine çevrilebilir.

- Sol - jel sentezinin arkasındaki fikir, kontrollü bir şekilde bir katı olarak geri getirmek için bileşiği bir sıvı içinde çözündürmektir.
- Çok bileşenli bileşikler, farklı bileşiklerin solları karıştırılarak kontrollü bir stokiometri ile hazırlanabilir.
- Sol - jel yöntemi homojen olmayan, birlikte çökme ile ilgili sorunları bir jelleşme reaksiyonu olarak önler.
- Atomik seviyede karıştırmayı sağlar.
- Kolayca çıkarılabilen küçük parçacıklar oluşturur.

Sol - jel yöntemi, 1960'larda nükleer endüstride yeni sentez yöntemlerine ihtiyaç duyulması nedeniyle geliştirilmiştir. Tozun düşürüldüğü (seramik yöntemine kıyasla) ve daha düşük bir sinterleme sıcaklığına ihtiyaç duyan bir yöntem ihtiyacı duyulmuştur. Ek olarak, sentezi uzaktan kumanda ile yapmak mümkün olmalıdır.

Sıklıkla bahsedilen bir sol - jel sisteminin iyi bilinen örneklerinden biri hızlı kilidir. Karşı iyonları çıkarmak için yeterince yıkanırse kil bir sol (hızlı kil) oluşturabilir. Kolloidal partiküllerin birikmesi için yeterli karşı iyonlar eklenirse hızlı kil jellenebilir (pul pul dökülme /yeniden istifleme söz konusu olabilir)

Sol - jel sentezi, gözenekli yapılar, ince lifler, yoğun tozlar ve ince filmler gibi çeşitli şekillere sahip malzemeler hazırlamak için kullanılabilir.



Şekil 42. Sol - Jel işlem seçenekleri (Anonymous 2016b)

Jel buharlaştırma ile kurutulursa, kılcal kuvvetler büzülmeye neden olacak, jel ağı çökecek ve bir kserojel (kuru jel) oluşacaktır. Kurutma süperkritik koşullar altında gerçekleştirilirse, ağ yapısı korunabilir ve büyük gözeneklere sahip bir jel oluşturulabilir. Buna aerojel denir ve yoğunluk çok düşük olacaktır. Tespit edilenlerden biri $< 0,005 \text{ g/cm}^3$ tür.

Sol

Sıvı içerisinde kolloidal katı taneciklerinin kararlı bir süspansiyonudur. Bu katı tanecikler, yerçekiminden daha büyük dispersiyon kuvvetlerinden sorumlu olduğundan yeterince küçük olmalıdır. Sol, sürekli fazı sıvıdan, çözülmüş fazı ise katıdan oluşan yapıdır. Sıvı faz içerisinde disperse olmuş nano boyutlu katı parçacıklar eğer anında çökelmiyorsa,

yapı sol olarak tanımlanır. Solün içerisinde disperse olmuş katı fazı santrifüj gibi dış kuvvetlerle homojen bir şekilde dağıtmak mümkündür.

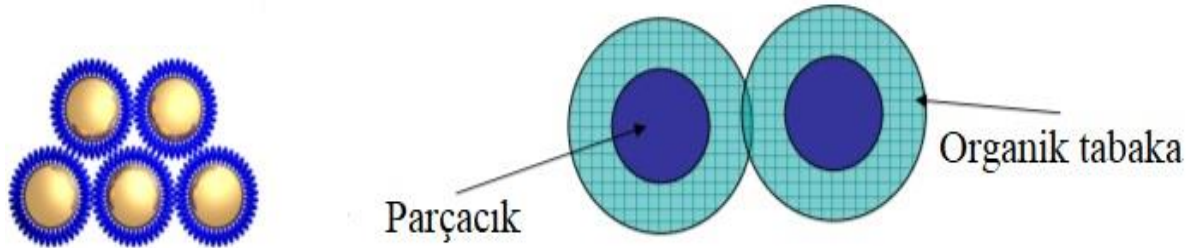
Bir sol, çözünmemiş, fakat topak ya da tortu içermeyen kolloidal parçacıklara sahip bir sıvıdan oluşur. Küçük parçacıklar Van der Waals kuvvetleri ve toplam yüzey enerjisini azaltma eğilimi nedeniyle doğal olarak topaklaşma eğilimindedir. Van der Waals kuvvetleri zayıftır ve sadece birkaç nanometre için uzanır. Van der Waals etkileşimlerine karşı koymak için itici kuvvetler kurulmalıdır.

Bir sol - jel işlemi birkaç adımda gerçekleşir:

- Hidroliz ve moleküllerin yoğunlaşması. Sol oluşumu.
- Jelleşme (sol - jel dönüşümü)
- Yaşlanma
- Kurutma

Elektrostatik itme: Yüklü türlerin partiküllerin yüzeyine adsorpsiyonu ile partiküller arasındaki itme artacak ve yığılma önlenecektir. Kolloidal sistemler için en önemlisidir.

Sterik engel: Kalın bir organik molekül tabakasını adsorbe ederek, parçacıkların birbirine yaklaşması engellenir ve Van der Waals kuvvetlerinin rolü azaltılır. En iyi konsantre dispersiyonlarda çalışır. Dallı adsorbatlar en iyi sonucu verir. Nanomalzemeler için olağandır.



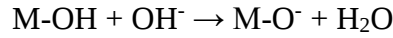
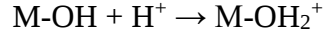
Şekil 43. Sol - Jel oluşumu (Anonymous 2016b)

PZC, Sıfır şarj noktası

Elektrostatik itmeye bağlı stabilizasyon, partikülde çift tabakanın oluşmasından kaynaklanmaktadır.

Bir parçacığın yüzeyi, yüzey potansiyelini belirleyen iyonik gruplarla kaplıdır. Çözeltideki karşı iyonlar bu tabakayı kaplayacak ve çözeltinin geri kalanını yüzey yüklerinden koruyacaktır.

Fro hidroksitler, yüzey potansiyeli H^+ ve OH^- iyonları ile reaksiyonlarla belirlenecektir. Dolayısıyla, yüzey potansiyeli pH'a bağlıdır.



Parçacığın nötr olduğu pH'a sıfır yük noktası olan PZC denir.

$pH > PZC$ için yüzey negatif yüklüdür.

$pH < PZC$ için yüzey pozitif yüklüdür.

Tipik değerler: MgO 12, Al_2O_3 9,0 , TiO_2 6,0 , SnO_2 4,5 , SiO_2 2,5

Parçacığın büyüklüğüne ve yoğunlaşma derecesine bağlıdır.

Yüzey potansiyelinin ϕ_0 büyüklüğü, pH ve PZC arasındaki farka bağlıdır (Anonymous 2016b).

Kolloid

Kolloid olarak tanımlanan tanecikler gözle görülemeyecek kadar küçük 500 nm ($1 \text{ nm} = 10^{-9} \text{ m}$) ve daha altındaki boyutlara sahip taneciklerdir. Bu tanecikler normal optik mikroskopla görülemezler. Çünkü maksimum boyutları ışığın dalga boyuna eşittir. Kolloidal karışımlar en az iki farklı fazın (katı, sıvı veya gaz) nano boyutlarda karıştırılmış halidir. Bu karışımın sürekli bir fazdan ve bu sürekli fazın içerisinde dağılmış olan başka bir fazdan oluşur.

Jel

Kolloidal parçacıkların çöktürülmesiyle elde edilen ve bol miktarda su içeren çökeleklere denir. Jel, içerisinde katı ağ yapısını oluşturan nanoparçacıkların 3 boyutlu olarak yerleştiği katıya benzer ve ıslak yapıdır. Jel içerisindeki sürekli faz, nano parçacıkların oluşturduğu katı ağ yapısı; disperse olmuş faz ise sıvı fazdır. Jeller hem katı hem de sıvı özellikler gösterirler. Yoğunlukları sıvılara yakinken atomlar arasında katılarda olduğu gibi belirli ilişkiler mevcuttur (Hasançebi 2006; Mauritz 2011).

Bağımlı Örneklem T Testi

İki ölçümün veya gözlem çiftinin ortalamaları birbiriyle karşılaştırılırken ve farklılıklar anlamlılık için test edilirken iki eşleştirilmiş numune için bir t testi kullanılır. Bu t testi, iki eşleştirilmiş örnek arasındaki bir fark hipotezini incelemek için uygundur. Bu nedenle test edilecek değişken aralıklı ölçeklendirilmiş ve normal dağılmış olmalıdır. Ayrıca, eşleştirilmiş numuneler için t testi yapılırken, iki numune aynı boyutta olmalıdır.

Araştırma sorusunu istatistiksel olarak test etmek için hipotezler oluşturmak gerekir. Bu nedenle, numune ortalamalarındaki farkın, numunelerin altında yatan popülasyona genelleştirilip genellenemeyeceğini belirlemek mümkün olmalıdır.

Boş hipotez ve alternatif hipotez aşağıdaki gibidir:

$H_0: \mu_1 = \mu_2$ Her iki kaynak popülasyonlarının ortalamaları aynıdır.

$H_A: \mu_1 \neq \mu_2$ Her iki kaynak popülasyonlarının ortalamaları farklıdır.

Hipotezi test etmek için öncelikle veri elde etmek gerekir. Her iki ölçümün ortalamaları ve standart sapmaları hesaplanır. Verilere dayanarak, her iki ölçümün farklı olacağı varsayılabilir. T testi yardımıyla bu farkın istatistiksel olarak da anlamlı olup olmadığını belirlemek artık mümkündür.

Testin adı, sıfır hipotezinin geçerli olduğu kanıtlanırsa dağıtılan test istatistiğinden türetilir. Test istatistiği t aşağıdaki gibi gösterilebilir:

$t = \text{ortalamaların farkı} / \text{toplam örnek değişkenliği}$

Paylar ve paydalar şu şekilde hesaplanır:

$t = X_d / S_{Xd}$

S_d = örnek çiftlerindeki farkın standart sapması

X_d = örnek çiftlerindeki farkın ortalaması

Denklemdaki örnek çiftlerindeki farka bağlı olarak, örneklerin bağlantılı olduğu anlaşılır. Bir numuneden alınan her test istatistiği, diğer numuneden bir test istatistiğine tam olarak bölüştürülebilir.

Sosyal Bilimler İçin İstatistik Programı'nda bir gözlem çiftinin değerlerinin aynı satıra girilmesi de çok önemlidir, böylece test değerlerini doğru bir şekilde bölüştürebilir.

Hipotez testi, serbestlik dereceleri ile belirlenen test dağılımının kritik değeri karşılaştırılarak gerçekleştirilir. Eşleştirilmiş numunelerle bir t testi durumunda, hesaplanan t değeri teorik t dağılımının kritik değeri ile karşılaştırılır (Anonymous 1997).

Korelasyon ve Regresyon Katsayıları

Korelasyon (ilişki), iki değişkenin birlikte değişiminin bir ölçüsüdür. Boy uzunluğu ile kilo arasındaki ilişki, yaş ile boy arasındaki ilişki, çalışma saati ve sınav puanı arasındaki ilişki, hava sıcaklığı ve doğalgaz tüketimi arasındaki ilişki eğer sayısal veriler varsa korelasyon katsayısı cinsinden gösterilebilir. Korelasyon katsayısı matematiksel olarak -1 ile +1 arasında değerler alır. Korelasyonun büyüklüğü (0 - 1) iki değişken arasındaki ilişkinin

gücünü gösterirken işareti (+,-) değişkenlerin aynı yönde (+) artıp azaldığını ya da zıt yönlerde (-) artış ve azalış gösterdiğini belirtir. Hava sıcaklığı ve doğalgaz tüketimi arasındaki ilişki negatif, çalışma saati ve sınav puanı arasındaki ilişki pozitif olabilir. Eğer iki değişken arasında hiç ilişki yoksa korelasyon katsayısı sıfır ya da sıfıra yakın bulunur. Eğer iki değişken birbiriyle yüzde yüz oranında ilişkili ise korelasyon maksimum (1) değeri (mükemmel ilişki) alır. İki değişken arasında hesaplanan korelasyon (r) değeri:

- $r < 0,20$ ve sıfıra yakın değerler ilişkinin olmadığı ya da çok zayıf ilişkiyi işaret eder.
- $0,20 - 0,39$ arasında ise zayıf ilişki
- $0,40 - 0,59$ arasında ise orta düzeyde ilişki
- $0,60 - 0,79$ arasında ise yüksek düzeyde ilişki
- $0,80 - 1,0$ ise çok yüksek ilişki olduğu yorumu yapılır.

T testi ve Tek Yönlü Varyans Analizlerinde gördüğümüz gibi araştırmacılar bu analizleri kullanarak bir hipotezi test edebilmektedir. Korelasyonu kullanarak bir sıfır hipotez test edilebilmektedir. Korelasyonda test edilen sıfır hipotezi iki değişken arasında bir ilişki olmadığını ($r = 0$) belirtmektedir (ilişki yok). Alternatif hipotez ise iki değişken arasında bir ilişki olduğunu belirtir (ilişki var). Burada da elde edilen p değerine bakarak sıfır hipotezini reddedip edemeyeceğimizi söyleyebiliriz. Örneğin p değeri 0,05'ten küçük bulunduğunda sıfır hipotezini reddedip alternatif hipotezi kabul edebiliriz. Yani iki değişken arasında anlamlı bir ilişki bulunmaktadır diyebiliriz.

Korelasyon katsayısını yorumlarken neden - sonuç ilişkisinden bahsetmek doğru değildir. Çünkü korelasyon bize iki değişken arasındaki ilişkinin büyüklüğünü gösterirken neden - sonuç ilişkisine dair bir şey söylememektedir. A değişkeni B değişkenini etkiliyor olabilir ya da B değişkeni A değişkenini etkiliyor olabilir. Başka bir alternatif de iki A ile B değişkenleri arasında neden - sonuç ilişkisi olmayabilir. Korelasyon değeri neden - sonuç ilişkisinin yönünü vermemektedir. Korelasyon değerine bakarak neden - sonuç ilişkisinden bahsedemememizin başka sebebi de üçüncü bir değişkenin etkisidir. İki değişkenin arasındaki neden - sonuç ilişkisini diğer değişkenlerin etkisinden bağımsız düşünemeyiz (Şen 2016).

Korelasyon katsayısı r açıklanabilen varyasyonun, açıklanamayan varyasyona oranı olarak tanımlanır.

$$r = \frac{N \sum xy - \sum x \sum y}{\sqrt{[N \sum x^2 - (\sum x)^2] [N \sum y^2 - (\sum y)^2]^{1/2}}}$$

Eğer doğrusal eğri, grafik üzerindeki tüm noktalardan geçiyorsa, $r = 1$ olur. Bu

durumda, açıklanabilen varyasyon, açıklanamayan varyasyona eşittir. Grafik üzerindeki noktalar doğrusal eğri üzerinden sapıyorsa, bu defa açıklanamayan varyasyon daha büyük olacak ve $r < 1$ olacaktır. Regresyon analizinde hesaplanan korelasyon katsayısı ile, iki değişken arasındaki ilişkinin var olup olmadığı test edilir. Bu ilişkinin yönü (artan veya azalan) ve gücü ölçülmüş olur. “r” değeri, eğim değeri ile aynı işarete sahiptir ve 0 ile 1 arasında değişmektedir. “r” değeri verilirken, virgülden sonra en az 3 hane verilmesine dikkat edilmelidir. $r = +1$ ise, x ile y arasında artan doğrusal bir ilişki vardır ve doğrusal eğri tüm noktalardan geçmektedir. $r = -1$ ise, x ile y arasında azalan doğrusal bir ilişki vardır ve doğrusal eğri tüm noktalardan geçmektedir (Anonim 2020c).

İki değişken arasında doğrusal bir ilişki olması durumunda, korelasyon katsayısının karesi açıklayıcılık katsayısına eşittir ($R^2 = r^2$) (Anonim 2020b). İki değişken arasında bulunan korelasyon değerinin karesine (R^2), regresyon katsayısı veya belirleme ya da belirtme katsayısı denir. Belirleme katsayısı bir değişkenin içindeki varyasyonun ne kadarının diğer değişken tarafından açıklandığını belirlememize yarar. Örneğin A değişkeni ile B değişkeni arasındaki korelasyon 0,40 olsun. R^2 değerimiz 0,16 çıkacaktır. Bu katsayıyı şöyle yorumlayabiliriz: A değişkeni içerisindeki değişimin % 16’sı B değişkeni ile açıklanabilir. Burada bahsedilen A değişkenindeki varyansın yüzde kaçının B değişkeni tarafından açıklandığıdır. Aynı cümleyi tersten de kurabiliriz. Aynı zamanda B değişkeni içerisindeki değişimin % 16’sı A değişkeni ile açıklanabilir. Hala neden - sonuç ilişkisinden bahsetmiyoruz (Şen 2016). Deneysel verilerin doğrusal bir eğriye ne kadar iyi uyduğunun en iyi ölçütü, regresyon analiz işleminde hesaplanmış Regresyon Katsayısı (Determinasyon Katsayısı) (R^2)’dir. $R^2 = 1$ olması, deneysel verilerin kusursuz bir doğrusal eğri sağlandığının kanıtıdır. Ne kadar çok veri noktası varsa, R^2 ’nin güvenilirliği o kadar yüksektir. $R^2 = 0,85$ ise, y değişkenindeki toplam varyasyonun % 85’i açıklanabilirken, % 15’i açıklanamaz. R^2 değeri, açıklanabilen varyasyonun toplam varyasyona oranı olarak tanımlanır (Anonim 2020c).

Ölçü Aletleri ve Teknikleri

Meme dokusunu taklit eden jellerin karakterizasyonu, Agilent Technologies 85070E Network Analizörü ve Agilent Technologies 85070E Dielektrik Prob Kiti kullanılarak malzemenin elektriksel özelliklerinin test edilmesini içerir. VNA, elektrik sinyal yansıması, sinyal iletimi, genlik ve faz ile ilişkili elektrik şebekelerinin çeşitli özelliklerini analiz etmek için kullanılan bir ölçüm ortamıdır. Dielektrik prob ile birlikte VNA Şekil 44’te gösterilmektedir.

Network analizörü 10 MHz ila 20 GHz arasında çalışır ve bir sinyal üretici, alıcı ve bir ekrandan oluşur. Şekil 44’te gösterildiği gibi, bir malzemenin dielektrik özellikleri, bir

mikrodalga sinyali tek bir frekansta malzemeye ileten dielektrik prob (sinyal üretici) tarafından gerçek zamanlı olarak ölçülürken, network analizörü (alıcı) malzemedan yansıyan ve iletilen sinyalleri tespit ederek mikrodalga enerjisine malzemenin tepkisini ölçer. Ölçüm daha sonra ayrılmış son frekansa ulaşınca kadar bir sonraki kademeli frekansta tekrarlanır. Ölçülen veriler, grafik ve analiz için kolayca MATLAB'a aktarılan bir grafik şeklinde görüntülenir. Network analizörü, bir malzemenin nispi geçirgenliğini, dielektrik kayıp faktörünü, kayıp teğetini veya Cole - Cole parametrelerini hesaplayabilir.

Network analizörü, çeşitli dokuyu taklit eden malzemeler yoluyla elektriksel sinyal yansımaları ve sinyal iletimini ölçmek için de kullanılır. Bu, elektrik sinyalleri ile yayılan biyolojik dokular tarafından gücün emilimini ölçmek için önemlidir (Dancsisin 2011).



Şekil 44. Network Analiz Cihazı (Anonymous 2020b)

Dielektrik Prob Kiti

Dielektrik prob kiti üç prob tasarımı içerir: performans, yüksek sıcaklık ve ince form. Şekil 45 (a) 'da gösterilen performans prob kiti, 500 MHz ila 50 GHz frekans aralığında çalışır ve - 40 °C ila 200 °C sıcaklık aralığına dayanır (Dancsisin 2011).

Geniş çalışma sıcaklığı aralığı, frekans ve sıcaklığa karşı dielektrik ölçümlere izin verir. Prob otoklavlanabilir, bu nedenle gıda, tıbbi ve kimya endüstrisi uygulamalarında yararlıdır. Şekil 45 (b) 'de gösterilen yüksek sıcaklık prob kiti, 200 MHz ila 50 GHz frekans aralığında çalışır ve hem frekansa hem de sıcaklığa karşı dielektrik ölçümlere izin veren -40 °C ila 200 °C sıcaklık aralığına dayanır. Prob aşındırıcı veya yıpratıcı malzemelere karşı dayanıklıdır ve büyük kenarı düz yüzey katıların ve sıvıların ölçülmesini uygun hale getirir. Şekil 45 (c)'de gösterilen ince prob kiti, çalışmaların çoğunda kullanılmaktadır. 500 MHz ila 50 GHz frekans aralığında çalışır ve 0 °C ila 125 °C sıcaklık aralığına dayanır. Ölçümleri yapmak için, prob ya bir sıvıya daldırılır ya da bir yarı katı maddenin yüzeyine yerleştirilir.

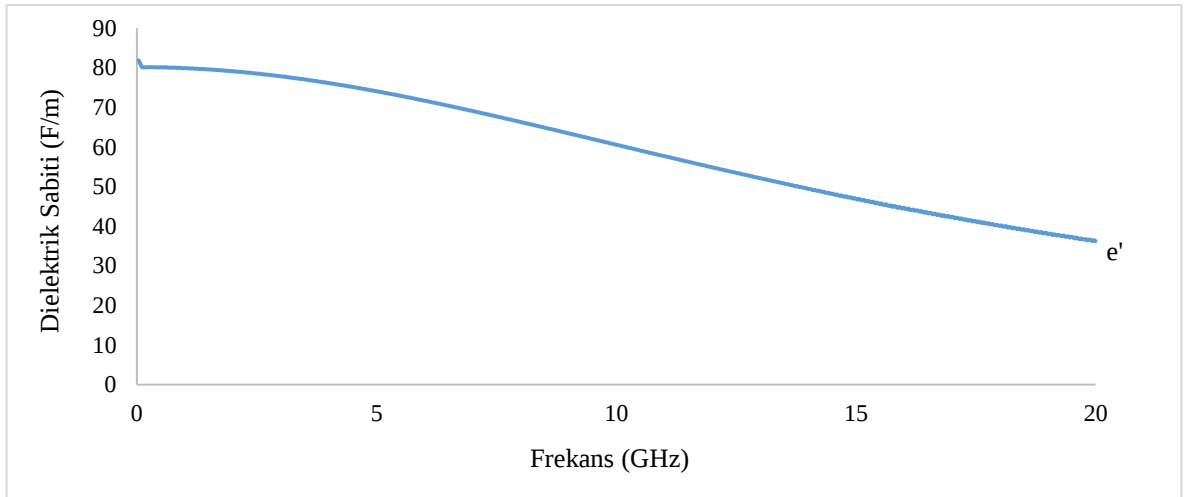
İnce prob en iyi sıvı veya yarı katı olan küçük numune boyutları için kullanılır. Doğru ölçümler için, ölçülecek malzemenin 5 mm'si probun ucunun altında ve etrafında olmalıdır (Dancsisin 2011).



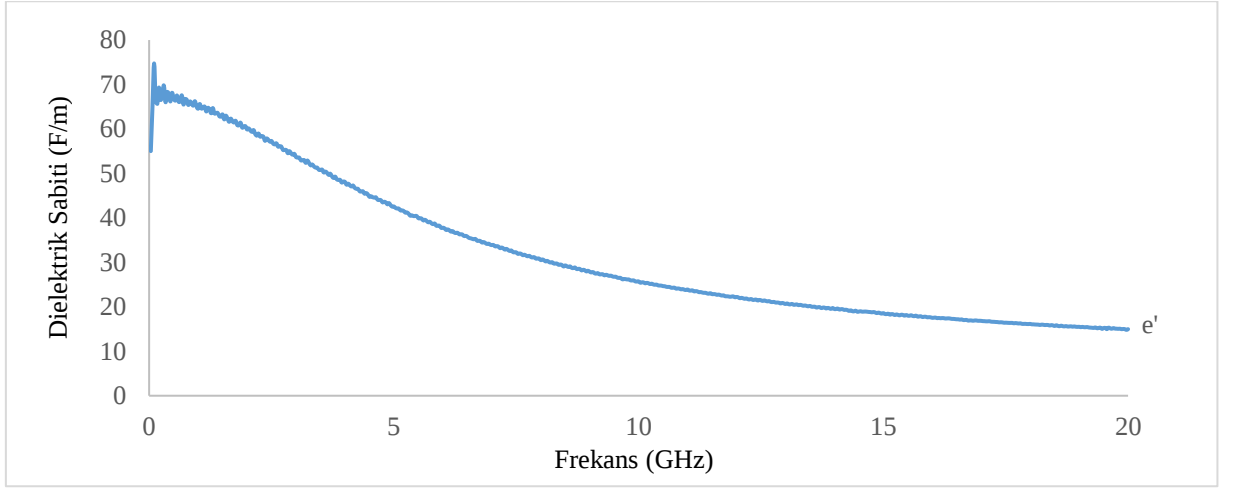
Şekil 45. (a) Performans Probu, (b) Yüksek Sıcaklık Probu ve (c) İnce Prob (Dancsisin 2011)

Malzeme üzerinde ölçümler yapılmadan önce, sistematik hataları gidererek ölçümlerin doğruluğunu artırmak için prob kalibre edilmelidir. Kalibrasyon sırasında, sistematik hataları telafi etmek için bilinen üç standart ölçülür: hava, kısa devre ve deiyonize su. Ölçüm doğruluğunu etkileyebilecek ana hata kaynakları kablonun kararlılığı, örnekteki veya probun ucundaki hava kabarcıkları, prob ve malzeme arasındaki hava boşluğu ve numunenin boyutlarıdır. Kalibrasyon, her materyali ölçmeden önce her çalışmada yapılır.

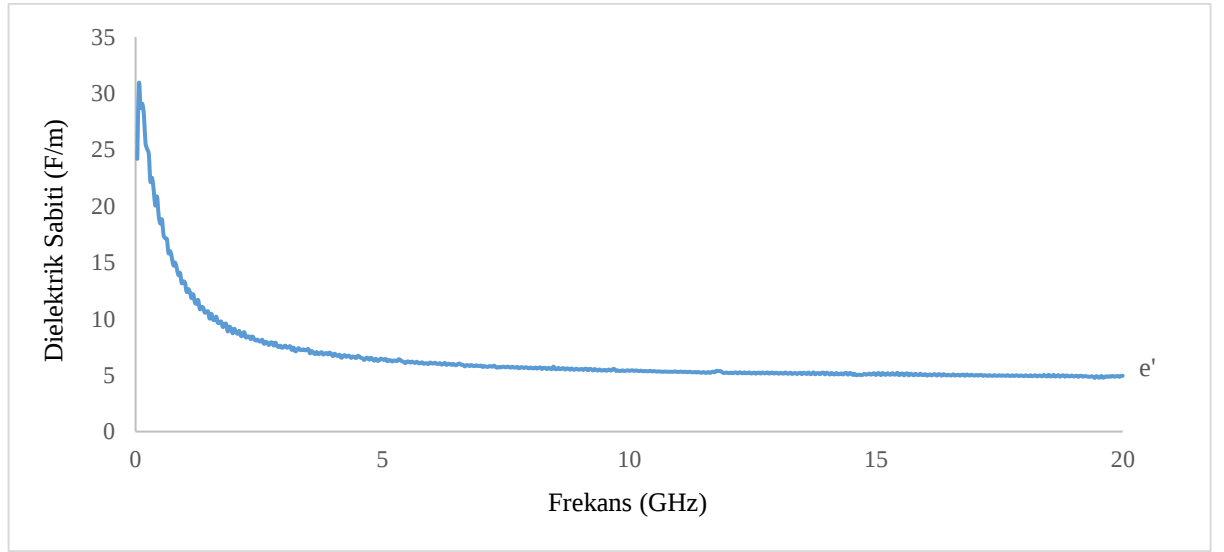
Meme Dokusuna Eşdeğer Fantomun Elementel İçeriğine Karar Verilmesi



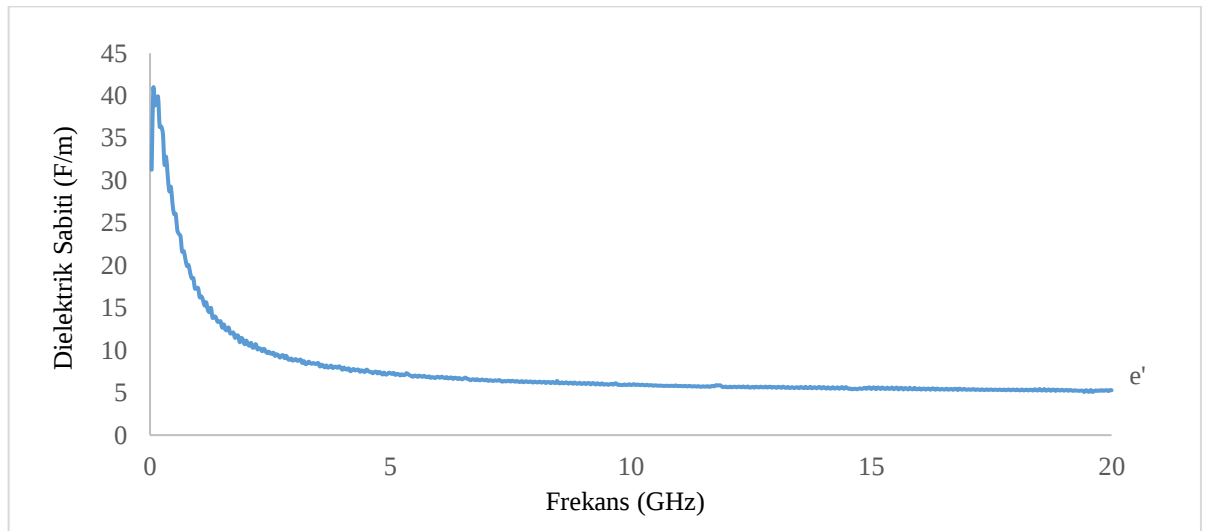
Şekil 46. Saf suyun 0 - 20 GHz aralığındaki dielektrik sabiti değişimi



Şekil 47. Etanolün 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimi



Şekil 48. Gliserolün 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimi

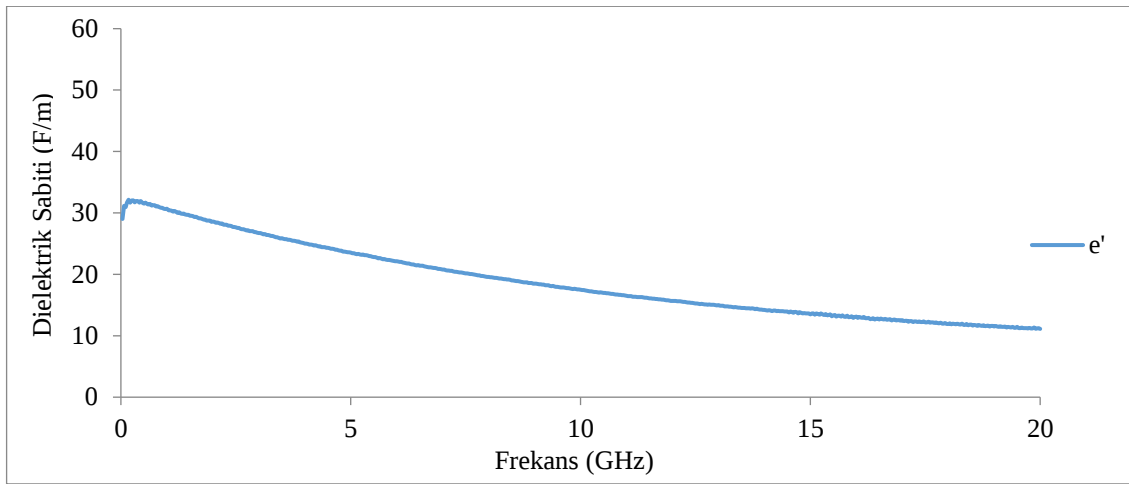


Şekil 49. Kütleli olarak eşit miktarda Gliserol - Etanol karışımının 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimi

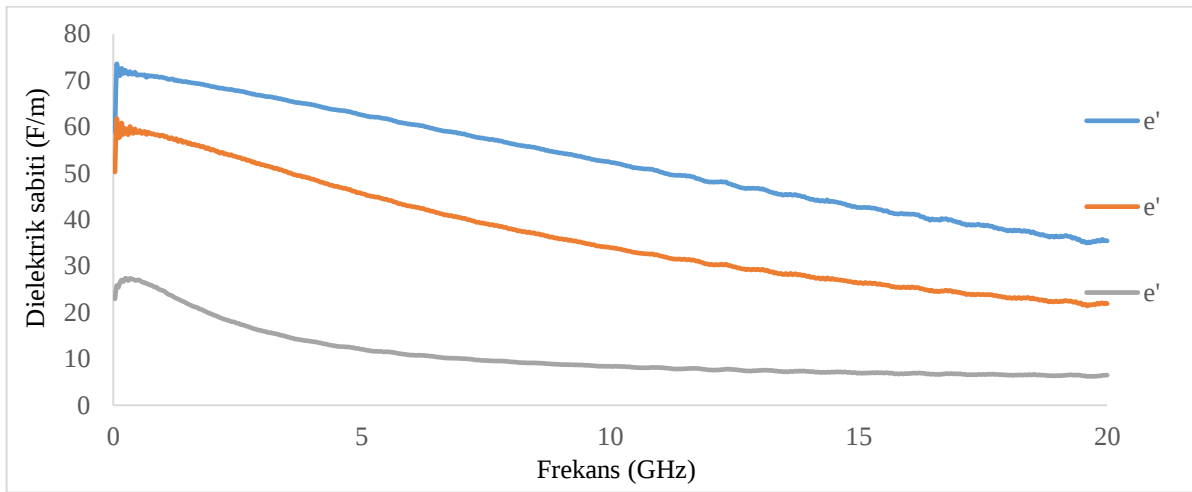
Meme fantomunun dielektrik sabitini elde edebilmek için ilk önce çözücülerin dielektrik sabitlerinin belirlenmesi gerekir. Bu yüzden saf su, etanol, gliserol gibi yüksek dielektrik sabiti olan uygun çözücüler seçilerek bu çözücülerin dielektrik sabitlerine bakıldı. Bu değerler Şekil 46, 47, 48 ve 49'daki grafiklerle gösterilmiştir. Saf suyun dielektrik sabiti frekansa bağlı olarak yavaş bir değişim gösterirken etanol ve gliserolün dielektrik sabitlerinde frekansa bağlı olarak ani değişim görülmektedir. Gliserol - Etanol karışımı ise kendi bileşenlerinin özelliklerini gösteren benzer bir grafik göstermektedir.

Buna göre etanol - gliserol yerine saf su - gliserol veya saf su - etanol gibi karışımların dielektrik sabitlerine bakılması daha uygun görülmektedir. Bu karışımlarda su yüzdesinin fazla olması dielektrik sabitinin artmasına sebep olacaktır. Bu da istenilen bir dielektrik sabitinin ayarlanmasında ana etken olarak kullanılabilir.

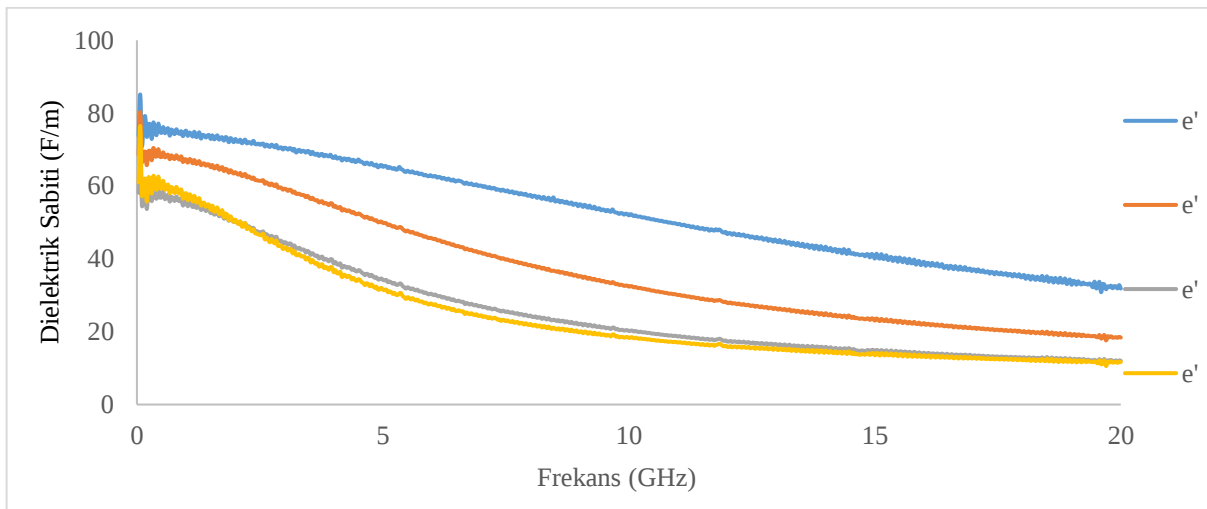
İnsan vücudunun % 65'inden fazlasının sudan müteşekkil olması nedeniyle su, sıvı fantom malzemeleri içinde en çok kullanımı olan malzeme olmuştur. Katı fantom malzemesi olarak da insan dokularının organik olması nedeni ile polimer gibi organik yapılar fantomlarda kullanılması tercih edilen malzeme olmuştur (Anonim 2012a, 2012b). Suya yakın özellikte dielektrik sabiti yüksek olan PVA maddesi (polivinil alkol) kullanılarak hazırlanan fantomlarda dielektrik sabiti ölçümleri aşağıda gösterilmiştir (Şekil 51, 52, 53). PVA suda çözünür sentetik bir polimerdir. Bir polivinil esterinin (polivinil asetat) hidroliziyle hazırlanır. Normal ve kanserli meme dokusunun dielektrik sabitine yakın bir fantom üretebilmek için Triton X-100 maddesi kullanılarak dielektrik sabiti istenen değerlere ayarlandı ve Triton X-100 maddesinin çözeltiye karıştırılmasıyla jelleşme oluştu. Triton X-100 ($C_{14}H_{22}O(C_2H_4O)_n$), hidrofilik bir polietilen oksit zincirine (ortalama olarak 9,5 etilen oksit birimine sahiptir) ve aromatik bir hidrokarbon lipofilik veya hidrofobik gruba sahip iyonik olmayan bir yüzey aktif maddedir. Triton X-100, 25 °C'de su, tolüen, ksilen, trikloroetilen, etilen glikol, etil eter, etil alkol, izopropil alkol ve etilen diklorit içerisinde çözünür. Triton X-100, cep telefonu frekanslarında ve dar bant frekans uygulamalarında fantom malzemesi olarak kullanılabilir (Romeo *et al.* 2011).



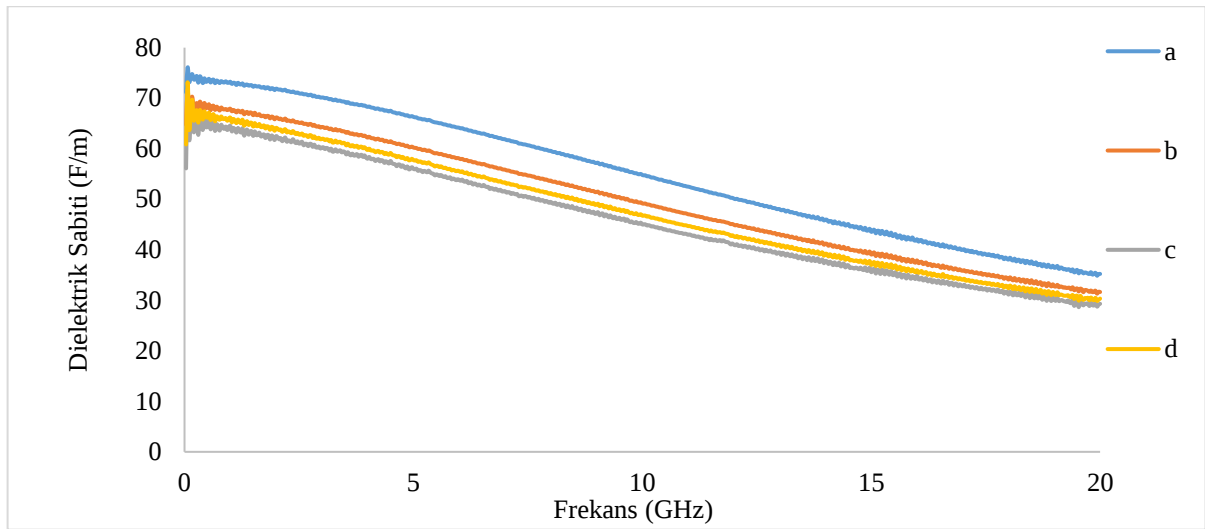
Şekil 50. Triton X-100 maddesinin 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabitinin değişimi



Şekil 51. % 20 PVA çözeltisi (grafikte mavi çizgi), 10 ml % 20 PVA çözeltisi +10 ml Gliserol (grafikte turuncu çizgi) ve 10 ml % 20 PVA çözeltisi + 20 ml Gliserol (grafikte gri çizgi) fantomlarının 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimleri



Şekil 52. % 10 PVA çözeltisi (grafikte en üst mavi çizgi), 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 5 ml Etilen glikol (grafikte turuncu çizgi), 10 ml %10 PVA çözeltisi + 10 ml Etilen glikol (grafikte gri çizgi) ve 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 15 ml Etilen glikol (grafikte sarı çizgi) fantomlarının 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimleri.



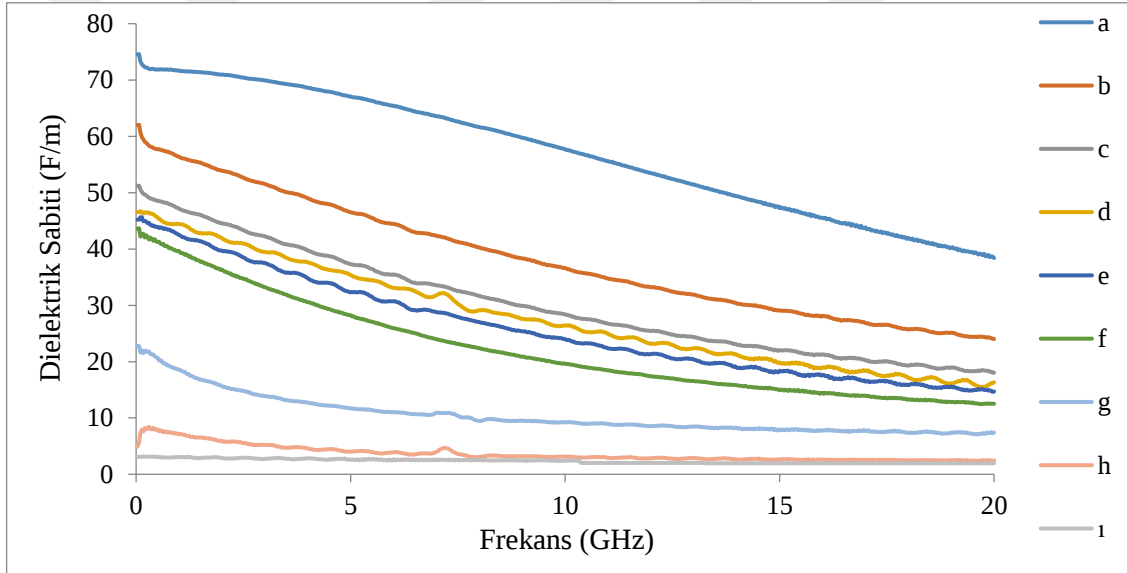
Şekil 53. a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml, b. 1 ml, c. 1,5 ml, d. 2 ml Triton X-100 fantomlarının 0 - 20 GHz frekans aralığındaki dielektrik sabiti değişimleri

Fantomların Üretilmesi

PVA maddesi kullanılarak yapılan deneylerde 5 g PVA, içerisinde 45 ml saf su bulunan bir beherde karıştırma işlemi ile beraber 80 °C sıcaklıkta 5 dakika ısıtıldı ve % 10'luk tampon PVA çözeltisi hazırlandı. Daha sonra 10 ml % 10'luk PVA çözeltilerine farklı miktarlarda Triton X-100 maddesi ilave edilerek dielektrik sabiti 1, 2 ve 3. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri ile uyumlu jel fantomlar elde edildi. Yapılan deneylerde eklenen Triton X-100 maddesinin karışımın dielektrik sabitini düşürdüğü görülmüştür. Hazırlanan karışımın homojen olabilmesi için karıştırma işlemi 15 dakika yapıldı. Dielektrik sabitinin ölçümü için Agilent 85070E Network Analiz Cihazı ve Performance Probe Kiti kullanıldı. Her numunenin dielektrik sabiti ölçümlerinde yukarıda dielektrik prob kiti kısmında anlatmış olduğum gibi sistematik hataları gidererek ölçümlerin doğruluğunu artırmak için prob kalibre edildi. Kalibrasyon sırasında üç standart ölçüm yapıldı: hava, kısa devre ve deiyonize su. Kısa devre ölçümünde Short Block kullanıldı. Bu üç ölçüm yapıldıktan sonra jel numunelerin dielektrik sabitlerinin ölçümlerine geçildi. Ölçüm esnasında prob ucu jel fantomlara temas edecek şekilde ölçüm yapıldı. Numunelerde ve probun ucunda hava kabarcıkları olmamasına yani proba malzeme arasında hava boşluğu olmamasına dikkat edildi. Kullanılan malzemelerin kütlece bileşenleri Tablo 16'da gösterilmiştir. Buna göre jel fantomların ölçülen dielektrik sabiti eğrileri Şekil 54'te gösterilen grafikteki gibidir.

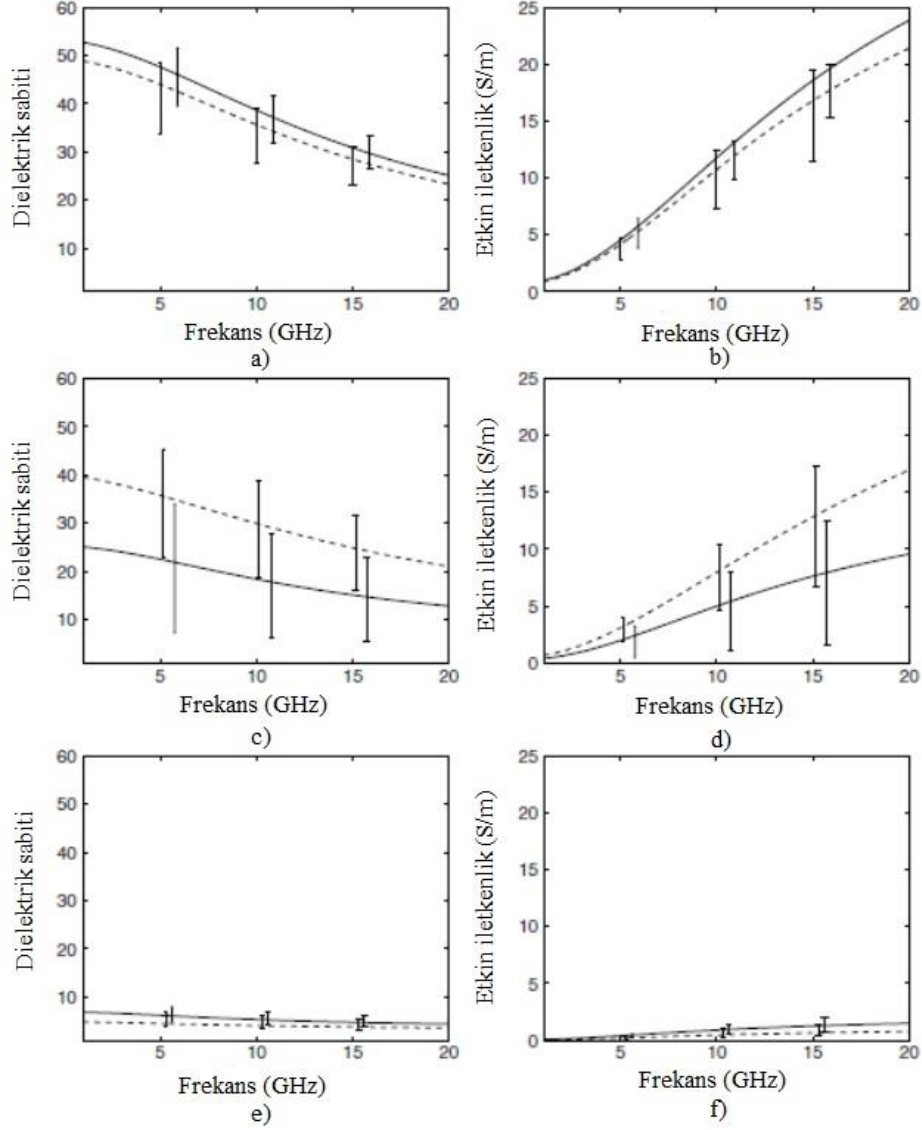
Tablo 16. PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan jel fantomların kütlece bileşenleri

Numune	PVA (g)	Saf su (ml)	Triton X-100 (ml)
a	5	45	-
b	5	45	1
c	5	45	2
d	5	45	3
e	5	45	4
f	5	45	5
g	5	45	6
h	5	45	7
ı	5	45	8



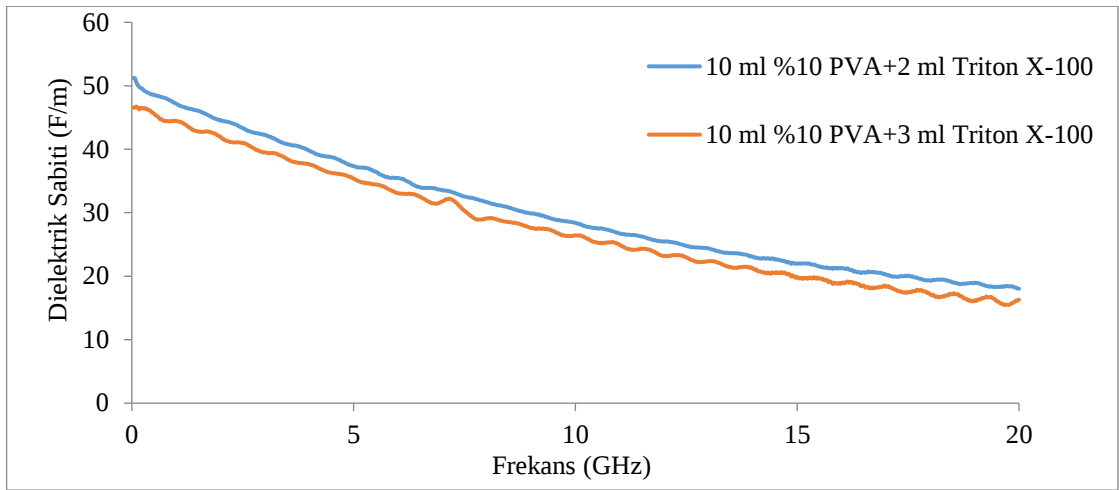
Şekil 54. Tablo 16’da kütlece bileşenleri verilen PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan jel fantom numunelerinin frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi

ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

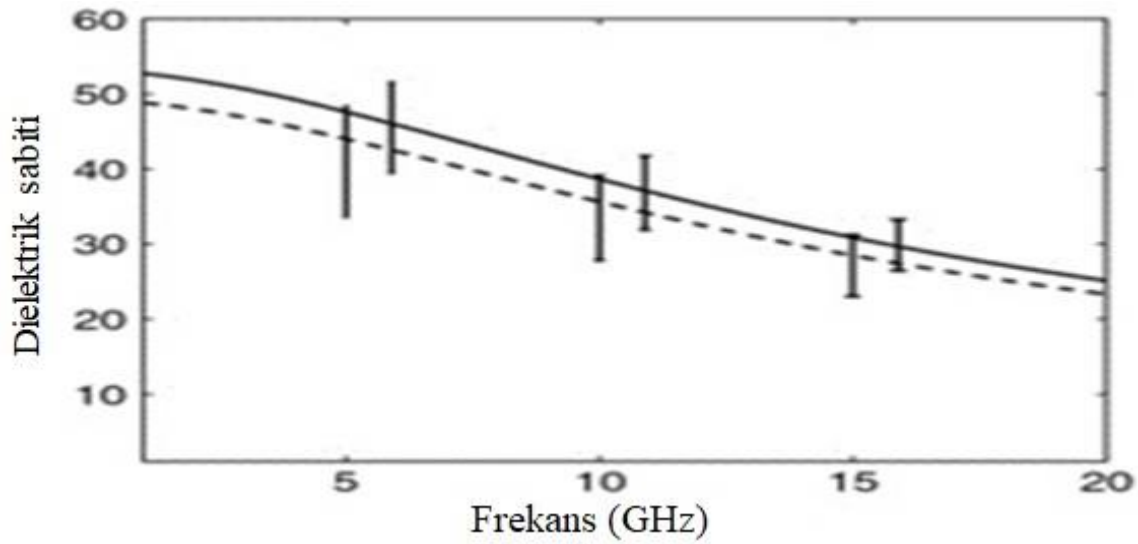


Şekil 55. Meme küçültme ameliyatlarıyla alınan normal meme dokularından (kesik çizgiler) ve kanser ameliyatlarıyla alınan meme dokularından (düz çizgiler) elde edilen doku örneklerinin yağ tanımlı üç doku grubunun dielektrik özellikleri için ortalama Cole-Cole eğrileri. Gerçek meme dokuları az yağlı (1. Grup % 0-30 yağlı), orta yağlı (2. Grup % 31-84 yağlı) ve çok yağlı (3. Grup % 85-100 yağlı) olmak üzere üç gruptan oluşmaktadır. (a-b 1. grup, c-d 2. grup, e-f 3. grup meme dokularının frekansa bağlı dielektrik sabiti ve iletkenlik ölçüm grafikleri) Ortalamaların etrafındaki değişkenlik çubukları 25, 50 ve 75. yüzdeleri ifade etmektedir (Lazebnik *et al.* 2007c).

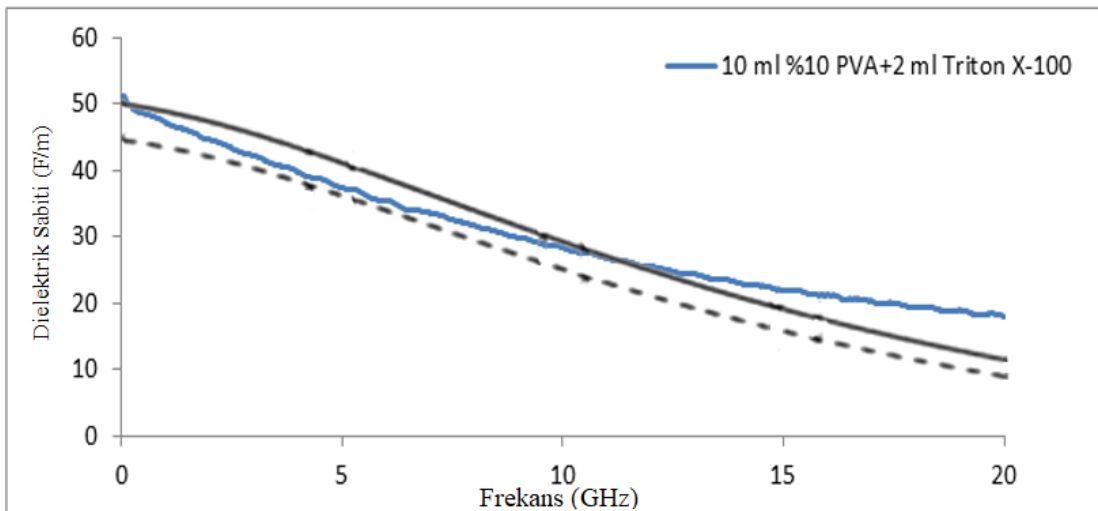
Kanser ameliyatlarından elde edilen normal numuneler yağ tanımlı üç doku grubuna şu şekilde dağıtılmıştır: Grup 1 39 örnek, grup 2 16 örnek ve grup 3 30 örnek içermiştir. Karşılaştırma olarak, meme küçültme ameliyatlarından elde edilen normal örneklerin dağılımı ise şöyledir: Grup 1'de 99 örnek, grup 2'de 84 örnek ve grup 3'te 171 örnek vardır (Lazebnik *et al.* 2007a, 2007c)



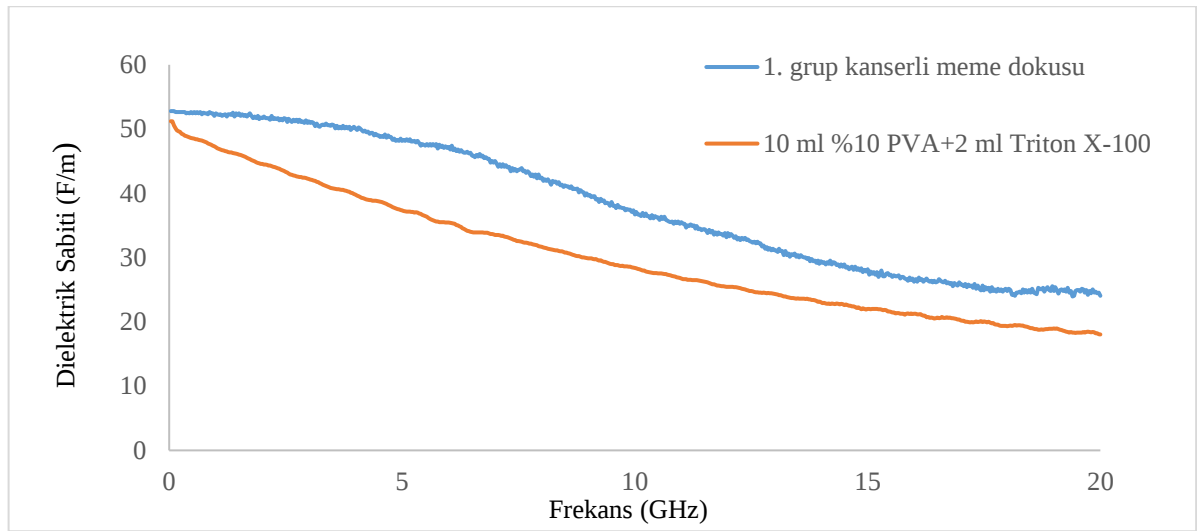
Şekil 56. 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 3 ml Triton X-100 jel fantom numunelerinin dielektrik sabitleri



Şekil 57. 1. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri (düz çizgi kanserli doku, kesik çizgi normal doku) (Lazebnik *et al.* 2007c)



Şekil 58. 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 1. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması. (siyah düz çizgi 1. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti)



Şekil 59. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 1. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması

0 - 20 GHz frekans aralığındaki 1. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun grafik değerlerine bağımlı örneklem t testi yapılarak Tablo 17, 18 ve 19’da verilen değerler elde edildi. Tüm grafiklerde dağılımın normalliği koşulu sağlanmamasına rağmen veri sayısı $N > 30$ koşulu sağlandığından bağımlı örneklem t testi yapıldı (Anonim 2020a). Bağımlı örneklem t testi, ilişkili iki örneklem ortalaması arasındaki farkın birbirinden anlamlı bir şekilde farklı olup olmadığını test etmek için kullanılır.

Tablo 17. 1. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri

Eşleşme	Ortalama	N	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası
1. grup kanserli doku	38,101055	600	10,1059765	0,4125748
10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomu	30,238389	600	9,2270793	0,3766939

İki değer arasında çok yüksek anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 18’de verilen $r = 0,976$ korelasyon katsayısından anlaşılmıştır. Korelasyon katsayısı pozitif olduğu için iki örneklem arasında pozitif doğrusal bir ilişki vardır. Bu yüzden R^2 regresyon katsayısı korelasyon katsayısının karesine eşit olur ve 0,95 olarak hesaplanır. Regresyon katsayısı bize 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti değerlerinin değişiminin % 95’inin 1. grup kanserli dokunun dielektrik sabiti değerlerinin değişimi ile açıklanabilir olduğunu gösterir. Tablo 18 ve 19’a göre $p < 0,05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ve Tablo 19’da t değeri 83,349’tür. Eta kare etki büyüklüğü $t^2/(t^2+N_1+N_2-2)$ formülüne göre 0,85 olarak hesaplandı ve bu değer büyük etkiye işaret etmektedir. Bağımlı örneklem t testi sonucunda gruplar arasında büyük düzeyde etki değeri (eta kare = 0,85) olan anlamlı bir

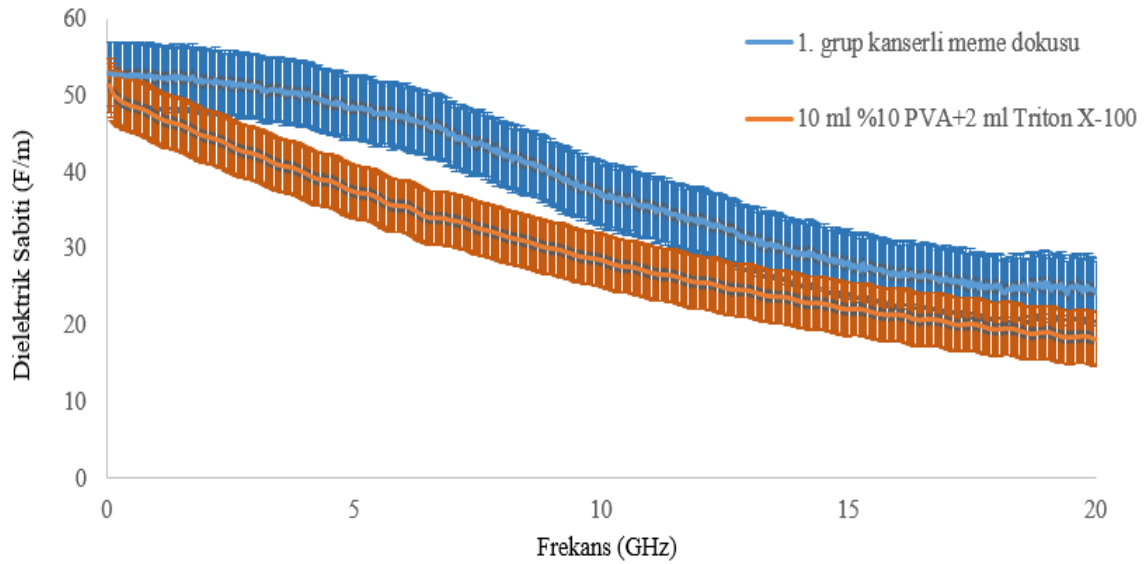
farklılık bulundu (Anonim 2020d). Klinik çalışmalarda etki büyüklüğü değerinin $\geq 0,5$ olması önerilmektedir (Kılıç 2014).

Tablo 18. 1. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları

Eşleşme	N	Korelasyon	Anlamlılık
1. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomu eşleştirme	600	0,976	0,001

Tablo 19. 1. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi

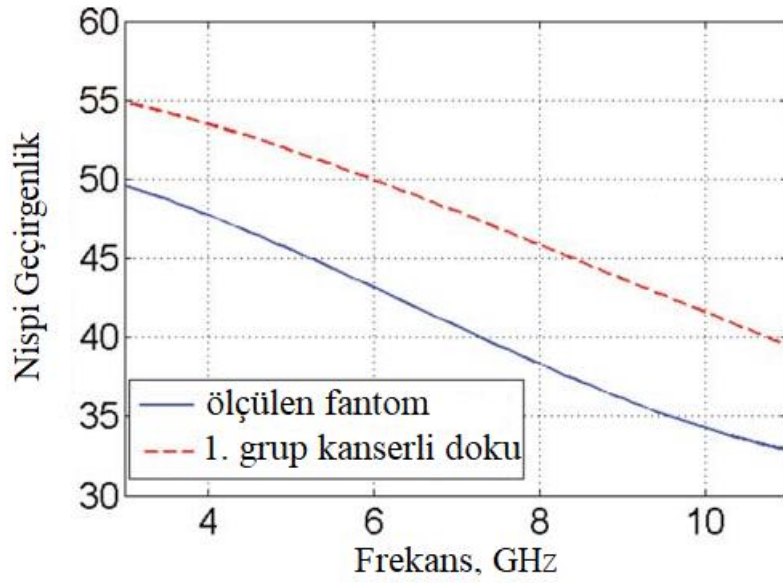
		Karşılaştırma farkları					Serbestlik derecesi	Anlamlılık	
		Ortalamlar arasındaki fark	Standart Sapma	Ortalamanın standart hatası	%95'lik güven aralığında ortalamalar arasındaki fark				t
					En düşük	En yüksek			
1.grup kanserli doku	10 ml % 10 PVA+2 ml Triton X-100	7,8626658	2,3107187	0,0943347	7,6773989	8,0479328	83,349	599	0,001



Şekil 60. 1. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri

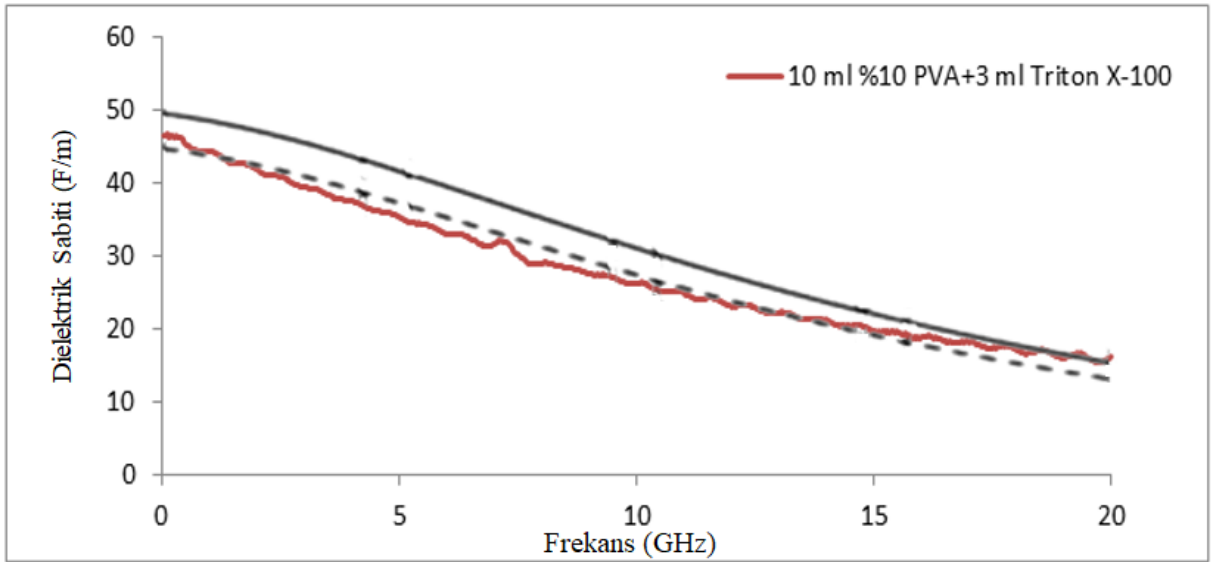
Bakar *et al.* (2011), 1. grup kanserli meme fantomunu üzüm çekirdeği yağı, bulaşık deterjanı, formaldehit çözeltisi, p-metamerik asit, propanol, deiyonize su, alizarin boyası, jelatin ve agar tabanlı malzeme ile yapmışlardır. Yaptıkları jel fantomu 1. grup kanserli meme

dokusu ile 3,1 - 10,6 GHz frekans aralığında aşağıdaki şekilde verilen grafikte karşılaştırmıştılar.

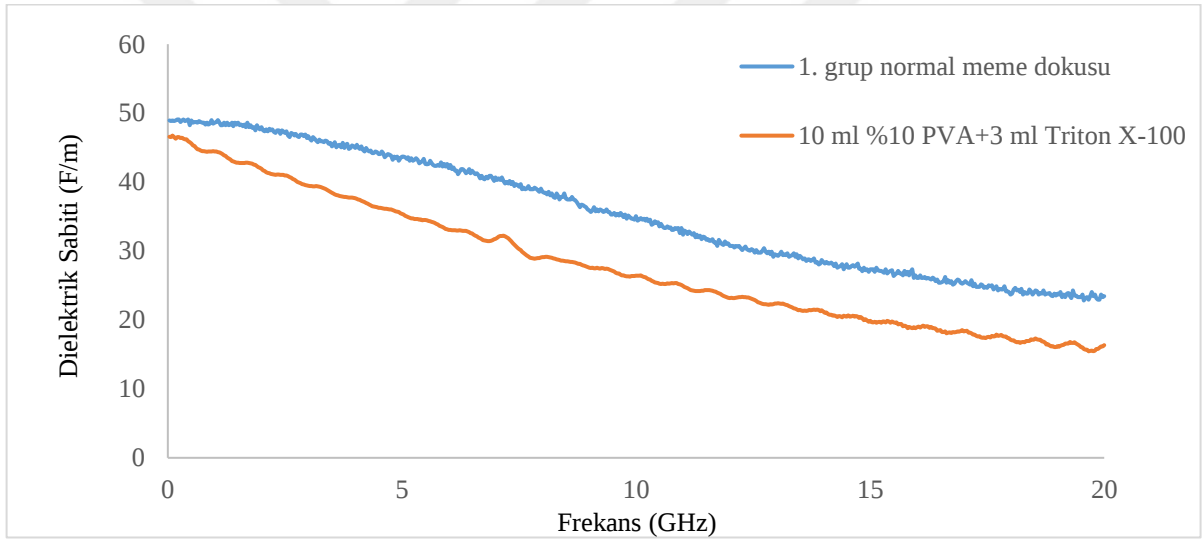


Şekil 61. Ölçülen fantom ile 1. grup kanserli dokunun nispi geçirgenlik grafiği (Bakar *et al.* 2011)

Tümör için Şekil 61’de örnek olarak 50 olan yüksek dielektrik sabiti, gerçek tümördeki değerden % 9 daha düşük olduğu bildirilmiştir (Bakar *et al.* 2011). Yapmış olduğum çalışma, Bakar *et al.* (2011)’in çalışması ile kıyaslandığında Şekil 59’da 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun en yüksek dielektrik sabiti değeri 51,22 iken gerçek 1. grup kanserli dokununki ise 52,79’dur. Yapmış olduğum jel fantomun en yüksek dielektrik sabiti değeri gerçek 1. grup kanserli dokudan % 2,97 daha düşüktür ve gerçek 1. grup kanserli dokuya daha yakındır.



Şekil 62. 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 1. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması. (siyah kesik çizgi 1. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti)



Şekil 63. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 1. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması

0 - 20 GHz frekans aralığındaki 1. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun grafik değerlerine bağımlı örneklem t testi yapılarak Tablo 20, 21 ve 22’de verilen değerler elde edildi.

Tablo 20. 1. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri

Eşleşme	Ortalama	N	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası
1. grup normal doku	35,382754	600	8,5854371	0,3504990
10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomu	27,985207	600	9,0264301	0,3685025

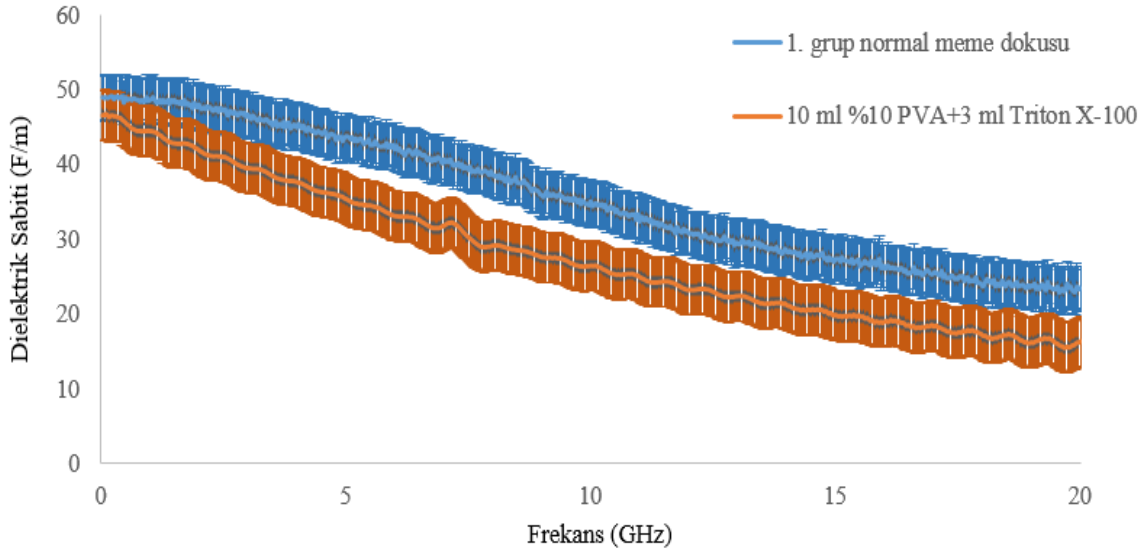
İki değer arasında çok yüksek anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 21’de verilen $r = 0,989$ korelasyon katsayısından anlaşılmıştır. Korelasyon katsayısı pozitif olduğu için iki örneklem arasında pozitif doğrusal bir ilişki vardır. Bu yüzden R^2 regresyon katsayısı korelasyon katsayısının karesine eşit olur ve 0,98 olarak hesaplanır. Regresyon katsayısı bize 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti değerlerinin değişiminin % 98’inin 1. grup normal dokunun dielektrik sabiti değerlerinin değişimi ile açıklanabilir olduğunu gösterir. Tablo 21 ve 22’ye göre $p < 0,05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ve Tablo 22’de t değeri 131,897’dir. Eta kare etki büyüklüğü $t^2/(t^2+N_1+N_2-2)$ formülüne göre 0,94 olarak hesaplandı ve bu değer büyük etkiye işaret etmektedir. Bağımlı örneklem t testi sonucunda gruplar arasında büyük düzeyde etki değeri (eta kare = 0,94) olan anlamlı bir farklılık bulundu.

Tablo 21. 1. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları

Eşleşme	N	Korelasyon	Anlamlılık
1. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomu eşleştirme	600	0,989	0,001

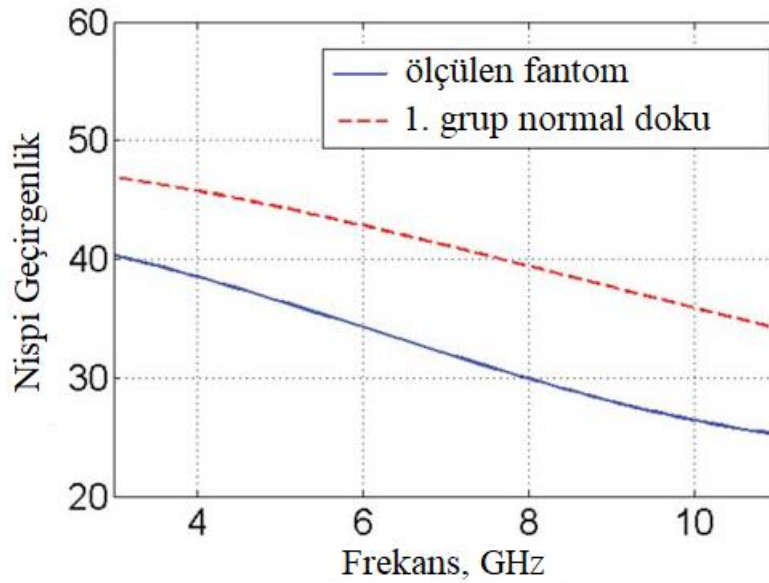
Tablo 22. 1. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi

		Karşılaştırma farkları						Serbestlik derecesi	Anlamlılık
		Ortalamlar arasındaki fark	Standart Sapma	Ortalamanın standart hatası	%95'lik güven aralığında ortalamalar arasındaki fark		t		
					En düşük	En yüksek			
1.grup normal doku	10 ml % 10 PVA+3 ml Triton X-100	7,3975467	1,3738152	0,0560858	7,2873980	7,5076953	131,897	599	0,001



Şekil 64. 1. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri

Bakar *et al.* (2011), 1. grup normal meme fantomunu üzüm çekirdeği yağı, aspir yağı, bulaşık deterjanı ve jelatin ile yapmışlardır. Yaptıkları jel fantomu 1. grup normal meme dokusu ile 3,1 - 10,6 GHz frekans aralığında aşağıdaki Şekil 65'te verilen grafikte karşılaştırmışlardır.



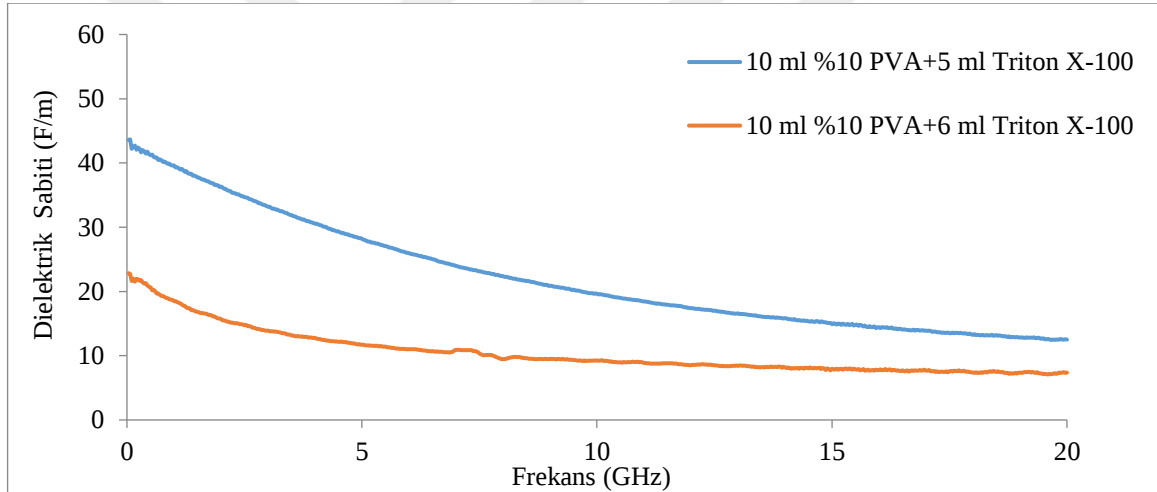
Şekil 65. Ölçülen fantom ile 1. grup normal dokunun nispi geçirgenlik grafiği (Bakar *et al.* 2011)

Şekil 65'te dielektrik sabitinin ortalama frekans 6,85 GHz UWB'ta yaklaşık 36 olduğu, bu da ortanca gerçek değerle karşılaştırıldığında ortanca değerden % 14 daha düşük olduğu bildirilmiştir (Bakar *et al.* 2011). Yaptığım çalışma Bakar *et al.* (2011)'in çalışması ile kıyaslandığında 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti ortanca değeri 26,35'tir ve gerçek 1. grup normal doku dielektrik sabiti ortanca değeri

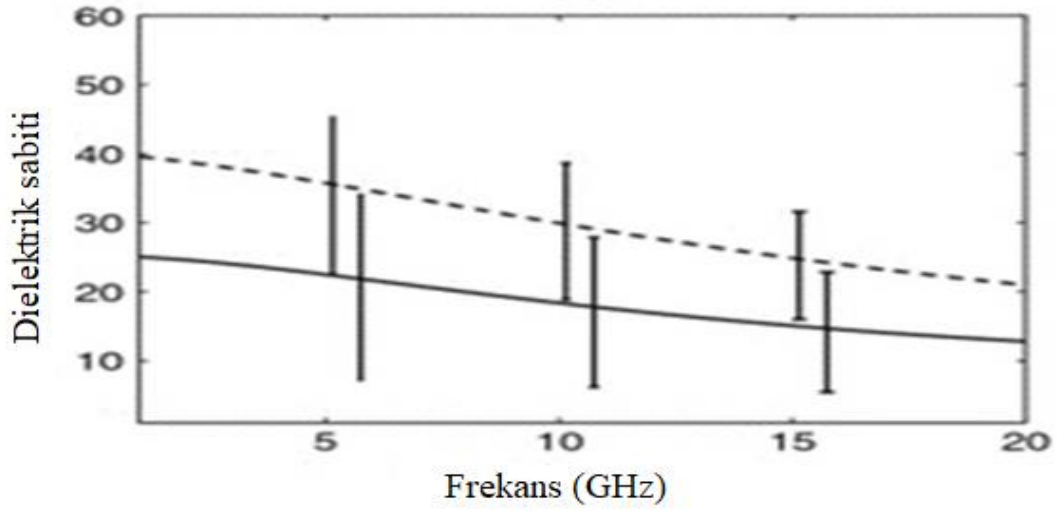
olan 34,66 ile karşılaştırıldığında bu değerden % 23,97 daha düşüktür ancak yapılan jel fantomun daha geniş bir frekans bandı aralığında (0 - 20 GHz), yüksek frekanslara çıkıldıkça dielektrik sabitinin de düştüğü göz önünde bulundurulduğunda farkın biraz daha fazla olması beklenen bir sonuç olmuştur. Tümör ve normal dokular arasındaki farkın önemli ölçüde düşük olduğu, yani yaklaşık % 10'dan fazla olmadığına dikkat çekilmiştir (Bakar *et al.* 2011).

1. grup normal meme dokusunun dielektriksel özelliğini taklit eden 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun ortalama değeri 26,35'tir ve bu değerin 1. grup kanserli meme dokusunu taklit eden 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun 28,36 olan ortalama değerinden % 7,08 daha düşük olması literatürü desteklemektedir.

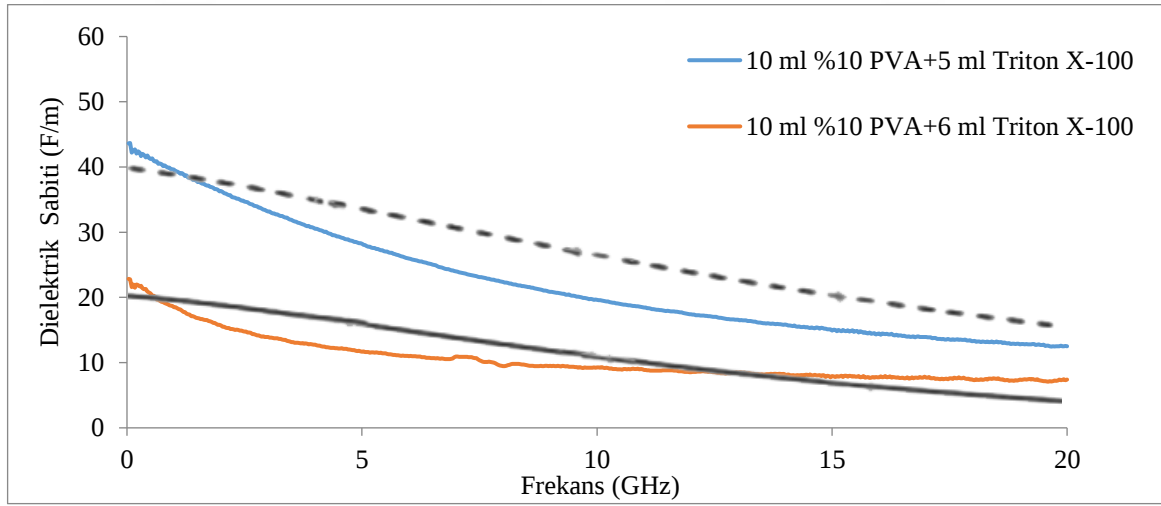
0 - 20 GHz frekans aralığında 10 ml % 10 PVA + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti 1. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabitine, 10 ml % 10 PVA + 3 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti de 1. grup normal meme dokusunun dielektrik sabitine yakın bir karakteristik özellik göstermiştir.



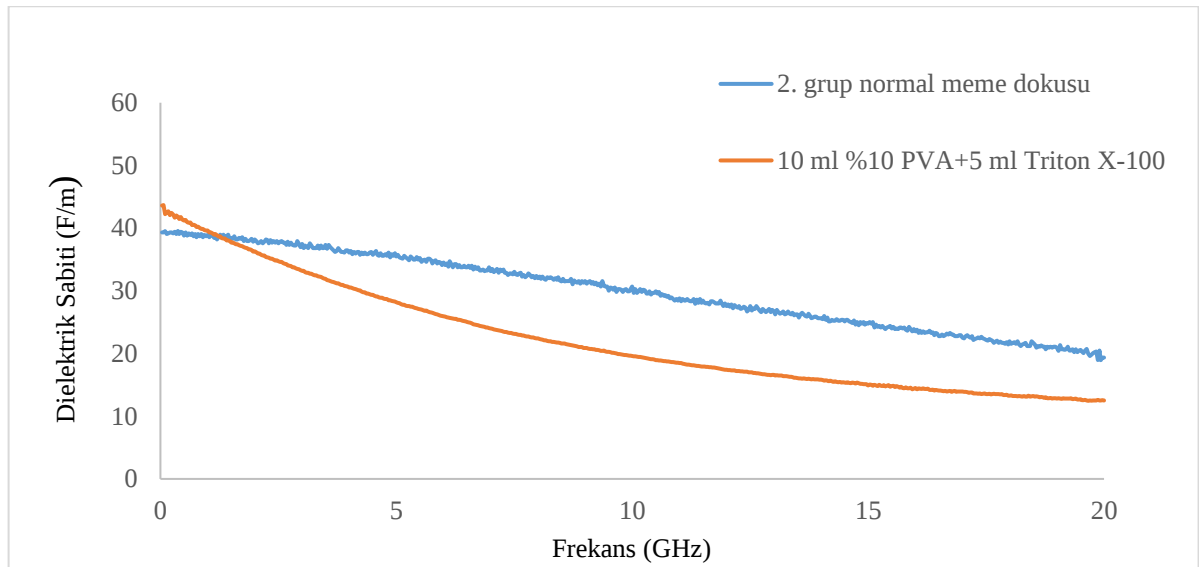
Şekil 66. 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 5 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 6 ml Triton X-100 jel fantom numunelerinin dielektrik sabitleri



Şekil 67. 2. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri (düz çizgi kanserli doku, kesik çizgi normal doku) (Lazebnik *et al.* 2007c)



Şekil 68. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomlarının dielektrik sabitlerinin 2. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri ile kıyaslanması (siyah kesik çizgi 2. grup normal meme dokusunun, siyah düz çizgi 2. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti)



Şekil 69. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 2. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması

0 - 20 GHz frekans aralığındaki 2. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun grafik değerlerine bağımlı örneklem t testi yapılarak Tablo 23, 24 ve 25'te verilen değerler elde edildi.

Tablo 23. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri

Eşleşme	Ortalama	N	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası
2. grup normal doku	29,939937	600	5,9540500	0,2430731
10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu	22,265291	600	8,5319910	0,3483171

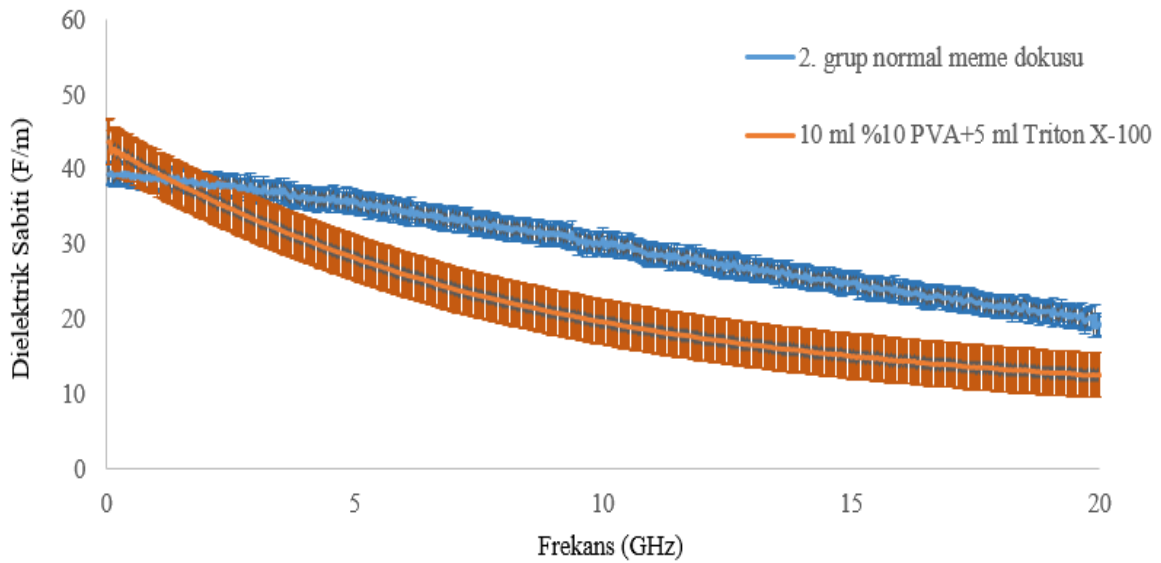
İki değer arasında çok yüksek anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 24'te verilen $r = 0,949$ korelasyon katsayısından anlaşılmıştır. Korelasyon katsayısı pozitif olduğu için iki örneklem arasında pozitif doğrusal bir ilişki vardır. Bu yüzden R^2 regresyon katsayısı korelasyon katsayısının karesine eşit olur ve 0,90 olarak hesaplanır. Regresyon katsayısı bize 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti değerlerinin değişiminin % 90'ının 2. grup normal dokunun dielektrik sabiti değerlerinin değişimi ile açıklanabilir olduğunu gösterir. Tablo 24 ve 25'e göre $p < 0,05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ve Tablo 25'te t değeri 54,670'tir. Eta kare etki büyüklüğü $t^2/(t^2+N_1+N_2-2)$ formülüne göre 0,71 olarak hesaplandı ve bu değer büyük etkiye işaret etmektedir. Bağımlı örneklem t testi sonucunda gruplar arasında büyük düzeyde etki değeri (eta kare = 0,71) olan anlamlı bir farklılık bulundu.

Tablo 24. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları

Eşleşme	N	Korelasyon	Anlamlılık
2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu eşleştirme	600	0,949	0,001

Tablo 25. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi

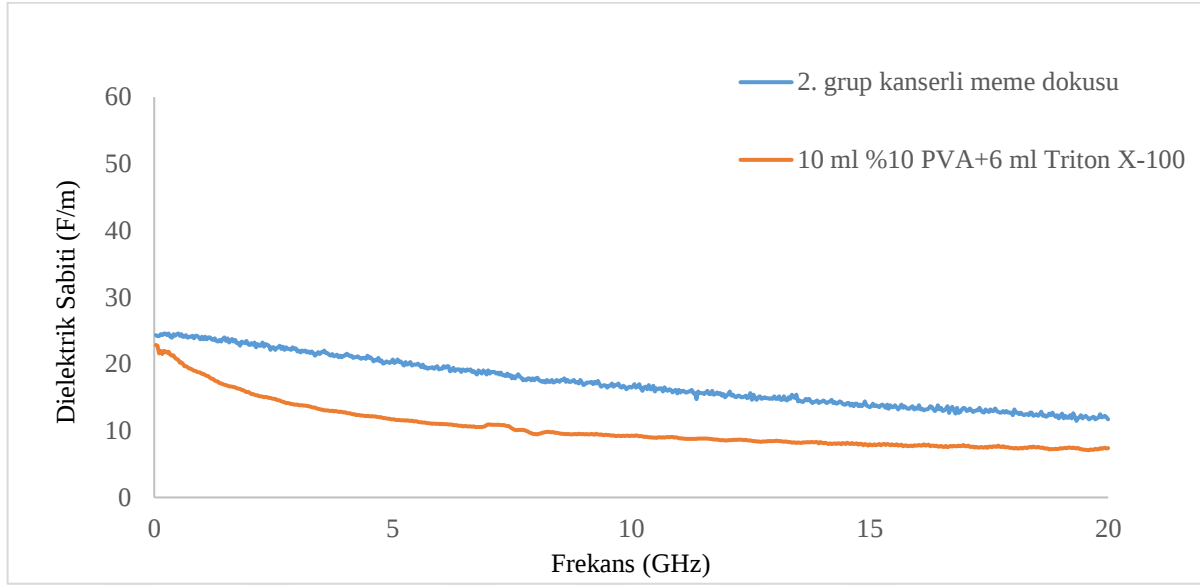
		Karşılaştırma farkları						Serbestlik derecesi	Anlamlılık
		Ortalamlar arasındaki fark	Standart Sapma	Ortalamanın standart hatası	%95'lik güven aralığında ortalamalar arasındaki fark		t		
					En düşük	En yüksek			
2.grup normal doku	10 ml % 10 PVA+5 ml Triton X-100	7,6746463	3,4386226	0,1403812	7,3989472	7,9503455	54,670	599	0,001



Şekil 70. 2. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri

10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 43,61 ve 2. grup normal dokunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 39,29'dur. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 2. grup normal dokununkinden % 11 daha yüksektir. Dielektrik sabitlerinin ortalanca değerlerini karşılaştırdığımızda 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti ortalanca değeri 19,59 iken 2. grup normal dokununki 29,98'dir. 10 ml % 10 PVA + 5 ml

Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti ortanca değeri 2. grup normal dokunun dielektrik sabiti ortanca değerinden % 34,65 daha düşüktür.



Şekil 71. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 2. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması

0 - 20 GHz frekans aralığındaki 2. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun grafik değerlerine bağımlı örneklem t testi yapılarak Tablo 26, 27 ve 28’de verilen değerler elde edildi.

Tablo 26. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri

Eşleşme	Ortalama	N	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası
2. grup kanserli doku	17,191344	600	3,7667711	0,1537778
10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu	10,468241	600	3,4530417	0,1409698

İki değer arasında çok yüksek anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 27’de verilen $r = 0,927$ korelasyon katsayısından anlaşılmıştır. Korelasyon katsayısı pozitif olduğu için iki örneklem arasında pozitif doğrusal bir ilişki vardır. Bu yüzden R^2 regresyon katsayısı korelasyon katsayısının karesine eşit olur ve 0,86 olarak hesaplanır. Regresyon katsayısı bize 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti değerlerinin değişiminin % 86’sının 2. grup kanserli dokunun dielektrik sabiti değerlerinin değişimi ile açıklanabilir olduğunu gösterir. Tablo 27 ve 28’e göre $p < 0,05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ve Tablo 28’de t değeri 116,614’tür. Eta kare etki büyüklüğü $t^2/(t^2+N_1+N_2-2)$ formülüne göre 0,92 olarak hesaplandı ve bu değer büyük etkiye işaret etmektedir. Bağımlı

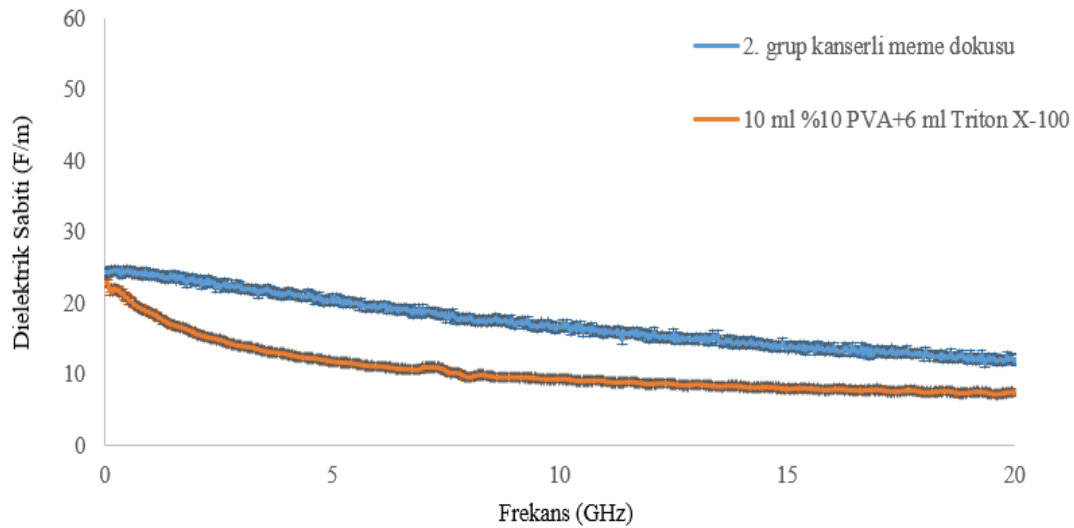
örneklem t testi sonucunda gruplar arasında büyük düzeyde etki değeri ($\eta^2 = 0,92$) olan anlamlı bir farklılık bulundu.

Tablo 27. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları

Eşleşme	N	Korelasyon	Anlamlılık
2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu eşleştirme	600	0,927	0,001

Tablo 28. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi

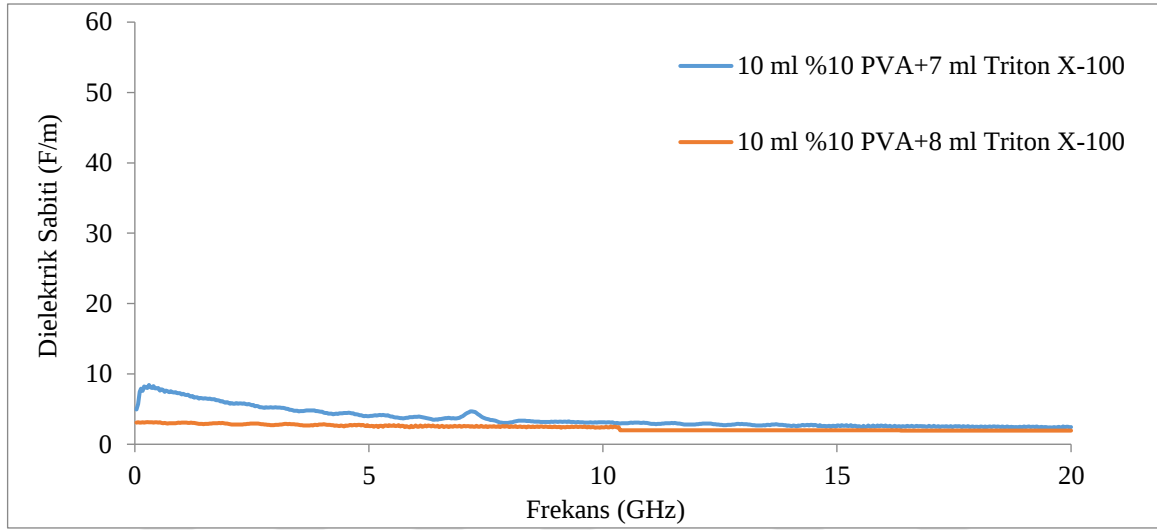
		Karşılaştırma farkları						Serbestlik derecesi	Anlamlılık
		Ortalamlar arasındaki fark	Standart Sapma	Ortalamanın standart hatası	%95'lik güven aralığında ortalamalar arasındaki fark		t		
					En düşük	En yüksek			
2.grup kanserli doku	10 ml % 10 PVA+6 ml Triton X-100	6,7231028	1,4121911	0,0576525	6,6098773	6,8363284	116,614	599	0,001



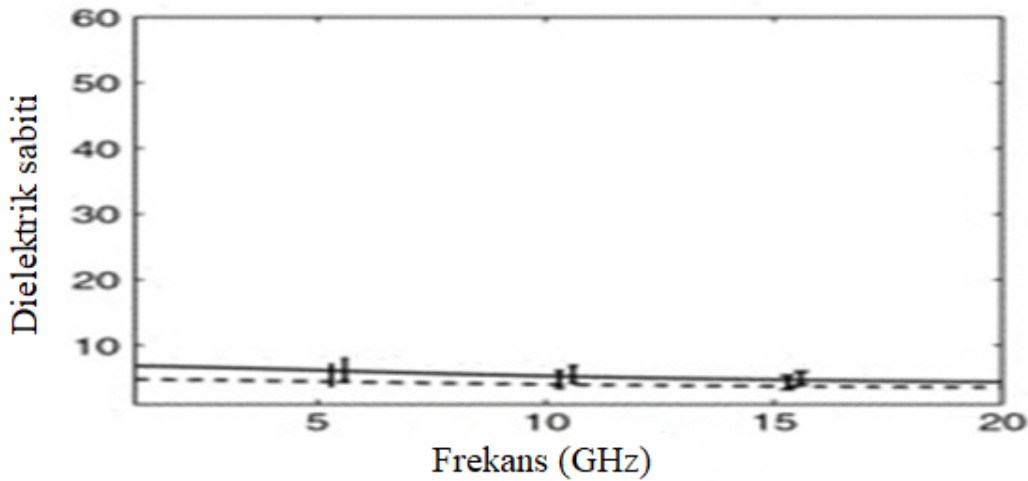
Şekil 72. 2. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri

10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti 2. grup normal meme dokusunun dielektrik sabitiyle, 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun da 2. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabitiyle kesiştikleri noktaların olduğu görülmektedir. Bu fantomların 0 - 20 GHz frekans aralığında dielektrik sabitleri normal ve kanserli gerçek meme dokularının dielektrik sabitleri ile paralel bir şekilde değişmektedir.

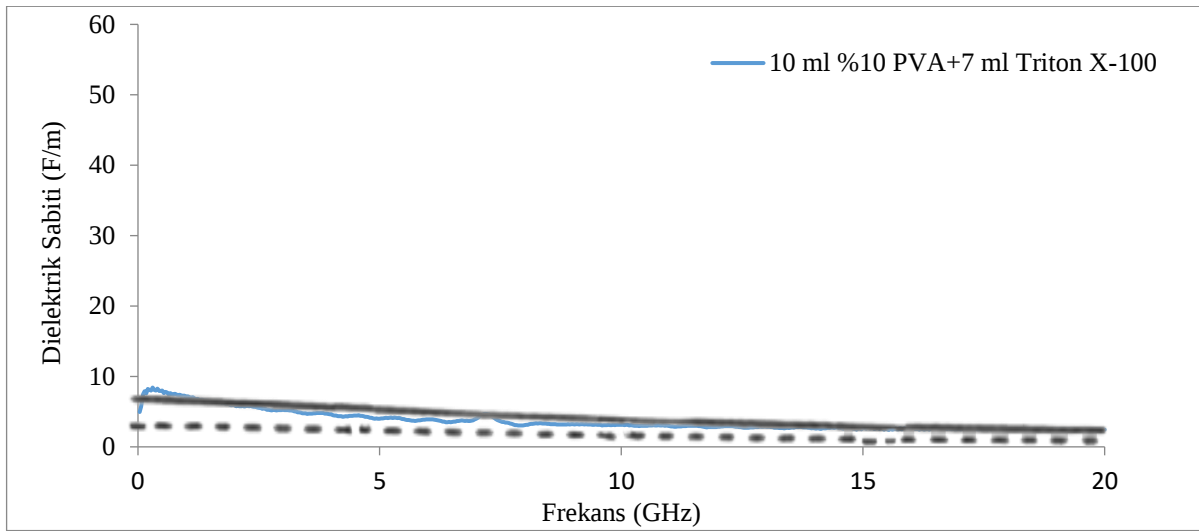
10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 22,85 ve 2. grup kanserli dokunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 24,32'dir. 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 2. grup kanserli dokununkinden % 6,04 daha düşüktür. Dielektrik sabitlerinin ortanca değerlerini karşılaştırdığımızda 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti ortanca değeri 9,22 iken 2. grup kanserli dokununki 16,59'dur. 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti ortanca değeri 2. grup kanserli dokunun dielektrik sabiti ortanca değerinden % 44,42 daha düşüktür.



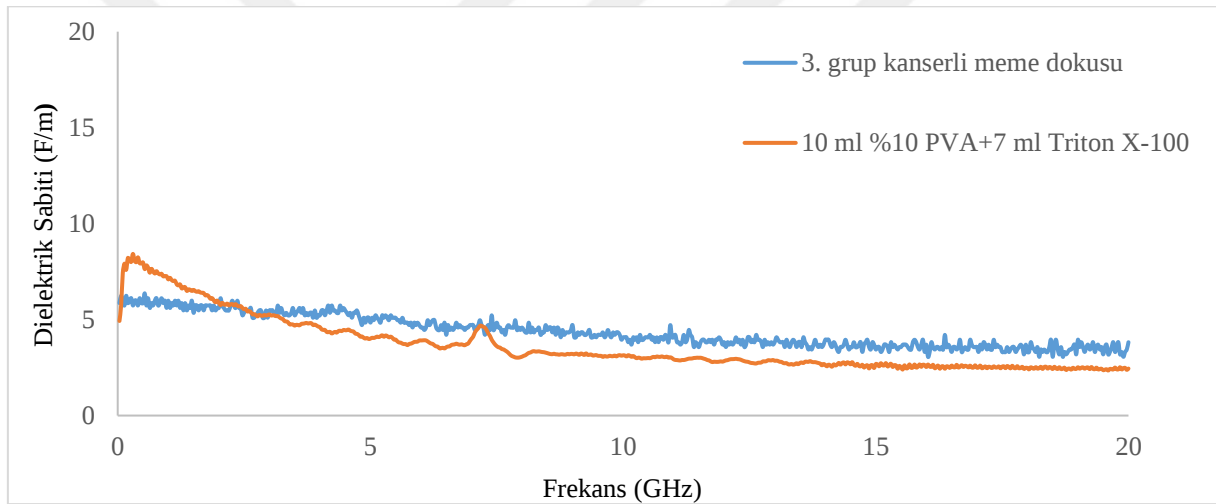
Şekil 73. 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantom numunelerinin dielektrik sabitleri



Şekil 74. 3. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabitleri (düz çizgi kanserli doku, kesik çizgi normal doku) (Lazebnik et al. 2007c)



Şekil 75. 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 3. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması (siyah düz çizgi 3. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti)



Şekil 76. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 3. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması

0 - 20 GHz frekans aralığındaki 3. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun grafik değerlerine bağımlı örneklem t testi yapılarak Tablo 29, 30 ve 31’de verilen değerler elde edildi.

Tablo 29. 3. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri

Eşleşme	Ortalama	N	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası
3. grup kanserli doku	4,370276	600	0,8260572	0,0337236
10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomu	3,659957	600	1,4189699	0,0579292

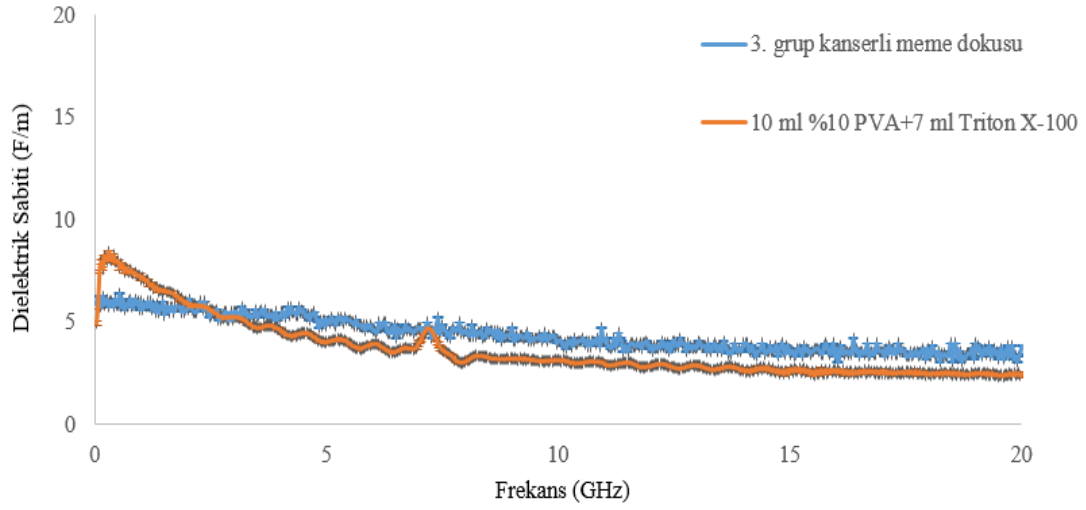
İki değer arasında çok yüksek anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 30’da verilen $r = 0,906$ korelasyon katsayısından anlaşılmıştır. Korelasyon katsayısı pozitif olduğu için iki örneklem arasında pozitif doğrusal bir ilişki vardır. Bu yüzden R^2 regresyon katsayısı korelasyon katsayısının karesine eşit olur ve 0,82 olarak hesaplanır. Regresyon katsayısı bize 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti değerlerinin değişiminin % 82’sinin 3. grup kanserli dokunun dielektrik sabiti değerlerinin değişimi ile açıklanabilir olduğunu gösterir. Tablo 30 ve 31’e göre $p < 0,05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ve Tablo 31’de t değeri 22,996’dır. Eta kare etki büyüklüğü $t^2/(t^2+N_1+N_2-2)$ formülüne göre 0,31 olarak hesaplandı ve bu değer büyük etkiye işaret etmektedir. Bağımlı örneklem t testi sonucunda gruplar arasında büyük düzeyde etki değeri (eta kare = 0,31) olan anlamlı bir farklılık bulundu.

Tablo 30. 3. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA+7 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları

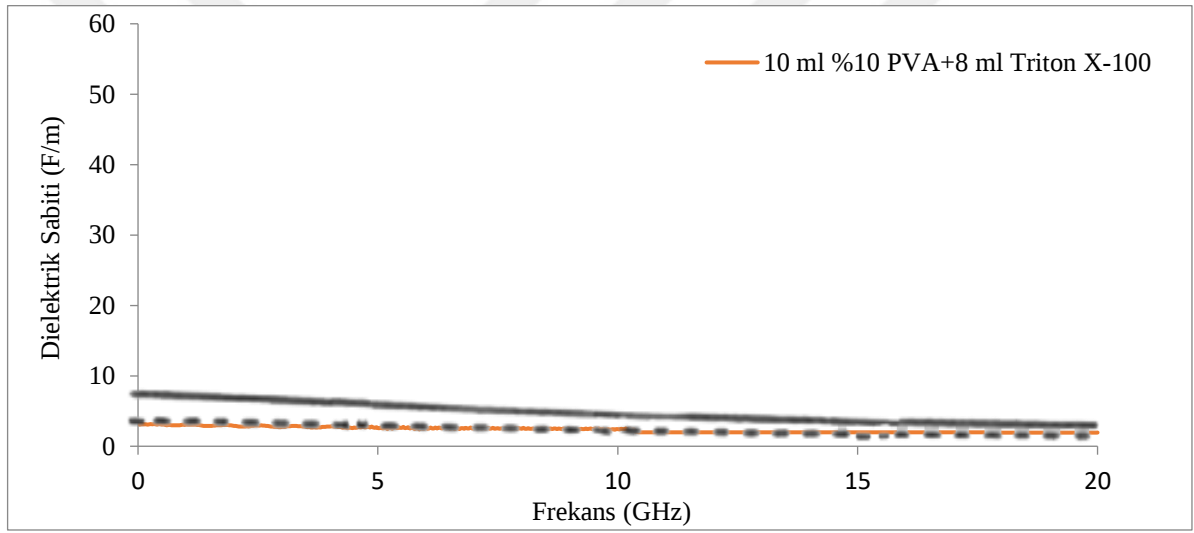
Eşleşme	N	Korelasyon	Anlamlılık
3. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomu eşleştirme	600	0,906	0,001

Tablo 31. 3. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA+7 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi

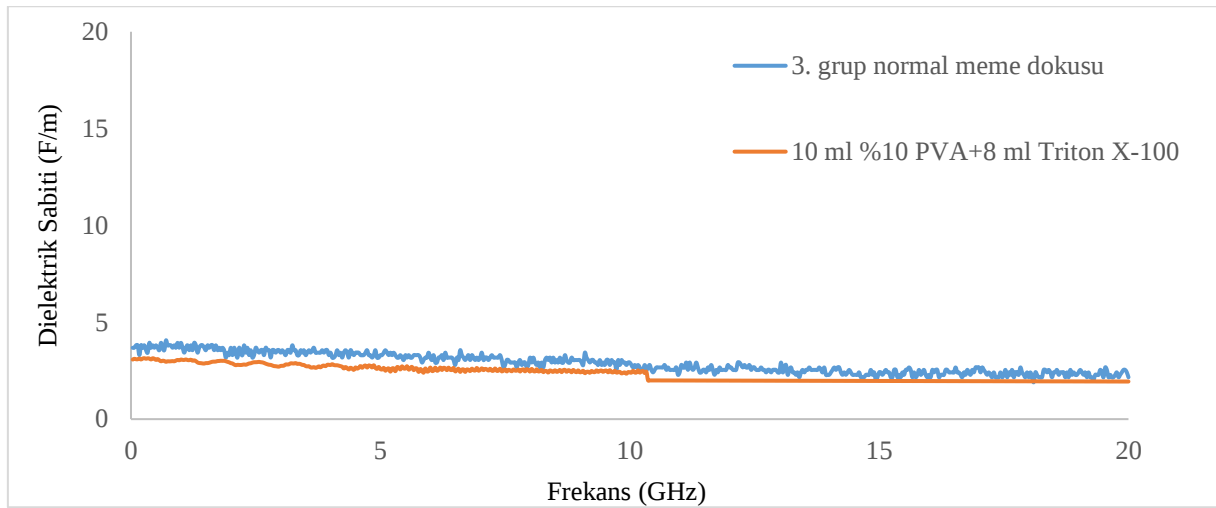
		Karşılaştırma farkları					t	Serbestlik derecesi	Anlamlılık
		Ortalamlar arasındaki fark	Standart Sapma	Ortalamanın standart hatası	%95'lik güven aralığında ortalamalar arasındaki fark				
					En düşük	En yüksek			
3.grup kanserli doku	10 ml % 10 PVA+7 ml Triton X-100	0,7103190	0,7566163	0,0308887	0,6496556	0,7709823	22,996	599	0,001



Şekil 77. 3. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri



Şekil 78. 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 3. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması. (siyah kesik çizgi 3. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti)



Şekil 79. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin 3. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması

0 - 20 GHz frekans aralığındaki 3. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun grafik değerlerine bağımlı örneklem t testi yapılarak Tablo 32, 33 ve 34'te verilen değerler elde edildi.

Tablo 32. 3. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri

Eşleşme	Ortalama	N	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası
3. grup normal doku	2,880720	600	0,4992741	0,0203828
10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomu	2,340080	600	0,3890712	0,0158838

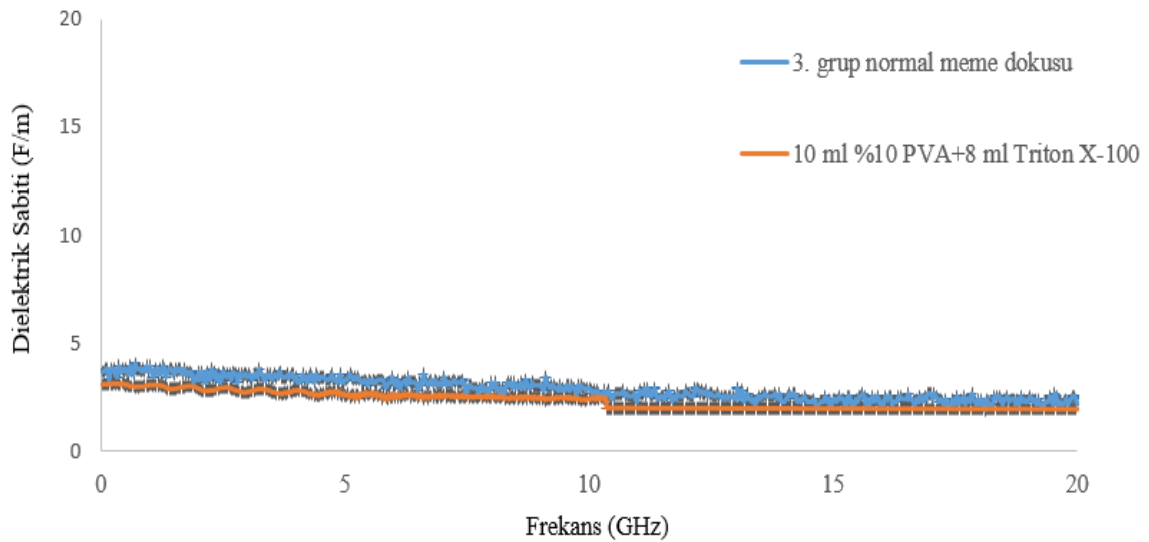
İki değer arasında çok yüksek anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 33'te verilen $r = 0,928$ korelasyon katsayısından anlaşılmıştır. Korelasyon katsayısı pozitif olduğu için iki örneklem arasında pozitif doğrusal bir ilişki vardır. Bu yüzden R^2 regresyon katsayısı korelasyon katsayısının karesine eşit olur ve 0,86 olarak hesaplanır. Regresyon katsayısı bize 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabiti değerlerinin değişiminin % 86'sının 3. grup normal dokunun dielektrik sabiti değerlerinin değişimi ile açıklanabilir olduğunu gösterir. Tablo 33 ve 34'e göre $p < 0,05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ve Tablo 34'te t değeri 66,266'dır. Eta kare etki büyüklüğü $t^2/(t^2+N_1+N_2-2)$ formülüne göre 0,79 olarak hesaplandı ve bu değer büyük etkiye işaret etmektedir. Bağımlı örneklem t testi sonucunda gruplar arasında büyük düzeyde etki değeri (eta kare = 0,79) olan anlamlı bir farklılık bulundu.

Tablo 33. 3. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları

Eşleşme	N	Korelasyon	Anlamlılık
3. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomu eşleştirme	600	0,928	0,001

Tablo 34. 3. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi

		Karşılaştırma farkları						Serbestlik derecesi	Anlamlılık
		Ortalamlar arasındaki fark	Standart Sapma	Ortalamanın standart hatası	%95'lik güven aralığında ortalamalar arasındaki fark		t		
					En düşük	En yüksek			
3.grup normal doku	10 ml % 10 PVA+8 ml Triton X-100	0,5406399	0,1998436	0,0081586	0,5246171	0,5566628	66,266	599	0,001

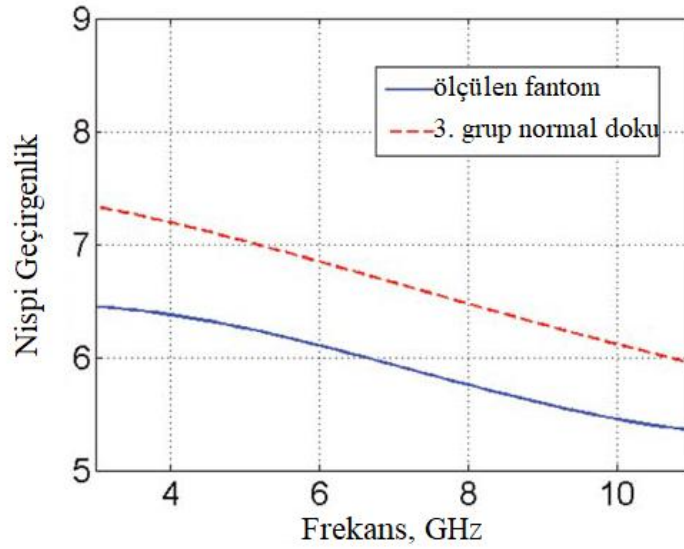


Şekil 80. 3. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun standart sapma grafikleri

0 - 20 GHz frekans aralığında 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 7 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin değişimi 3. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabitinin değişimiyle, 10 ml % 10 PVA çözeltisi + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun dielektrik sabitinin değişimi de 3. grup normal meme dokusunun dielektrik sabitindeki değişimle örtüştüğü grafiklerden görülmektedir.

Bakar *et al.* (2011), 3. grup normal meme fantomunu üzüm çekirdeği yağı, propilen glikol, deiyonize su, jelatin, bulaşık deterjanı ve formalin çözeltisi ile yapmışlardır. Yaptıkları

jel fantomu 3. grup normal meme dokusu ile 3,1 - 10,6 GHz frekans aralığında Şekil 81’de verilen grafikte karşılaştırmışlardır.



Şekil 81. Ölçülen fantom ile 3. grup normal dokunun nispi geçirgenlik grafiği (Bakar *et al.* 2011)

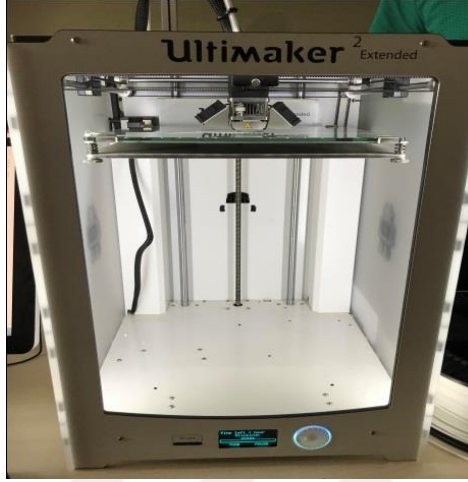
Tablo 35. Tek kutuplu debye parametreleri (Zastrow *et al.* 2008; Bakar *et al.* 2011)

	ϵ_{∞}	$\Delta\epsilon$	τ (ps)	σ
Çok yağlı doku – en yüksek	3,9870	3,54448	13,0000	0,0803
Çok yağlı doku - orta	3,1161	1,5916	13,0000	0,0496
Çok yağlı doku – en düşük	2,8480	1,1041	13,0000	0,2514
Az yağlı doku – en yüksek	14,2770	40,5152	13,0000	0,6381
Az yağlı doku - orta	13,8053	35,5457	13,0000	0,7384
Az yağlı doku – en düşük	12,8485	24,6430	13,0000	0,2514

Biyolojik dokudaki dağılım karakteristiği Debye Modeli ile temsil edilmektedir (Tablo 35). Şekil 81’de gösterildiği gibi, geliştirilen fantomun yağ dokuları, UWB frekans aralığında yaklaşık 6,5 - 5,5’lik bir dielektrik sabitine sahip olduğu bildirilmiştir. Bu sonuç, en yüksek su içerikli yağ doku grubundaki gerçek meme yağının özellikleriyle yakından eşleşmiştir (Zastrow *et al.* 2008), bu da gerçek doku ile karşılaştırıldığında nispi geçirgenlikte sadece % 9’luk bir fark vermiştir (Bakar *et al.* 2011). Yapmış olduğum çalışma Bakar *et al.* (2011)’in çalışması ile kıyaslandığında 10 ml % 10 PVA + 8 ml Triton X-100 jel fantomunun 3,12 olan en yüksek dielektrik sabiti değeri, gerçek 3. grup normal dokunun 3,30 olan en yüksek dielektrik sabiti değerinden % 5,45 daha düşüktür ve yapılan jel fantom daha geniş bir frekans bandı aralığında (0-20 GHz), gerçek 3. grup normal dokuya daha yakındır. Bakar *et al.* (2011)’in çalışmasında 3. grup normal dokunun dielektrik sabiti değişimi Tek Kutuplu Debye Parametrelerine göre çizilmiş olup benim çalışmamda ise Lazebnik *et al.* (2007c)’nin çalışmasında verilen meme küçültme ameliyatlarından elde edilen normal örneklerin

Cole-Cole eğrisine göre çizilmiş 3. grup normal dokunun grafikteki değerlerinden alınmıştır. Bu yüzden grafik çizimlerinde farklılık vardır.

Hazırlanan jel fantomlar için Ultimaker 3D yazıcı kullanılarak meme modeli yapıldı. Bu model ile yapılan fantomlar şekillendirildi.



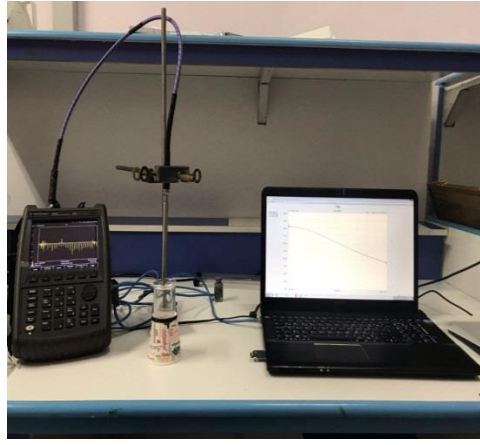
Şekil 82. Ultimaker 3D yazıcı



Şekil 83. 3D yazıcı ile yapılan meme modeli

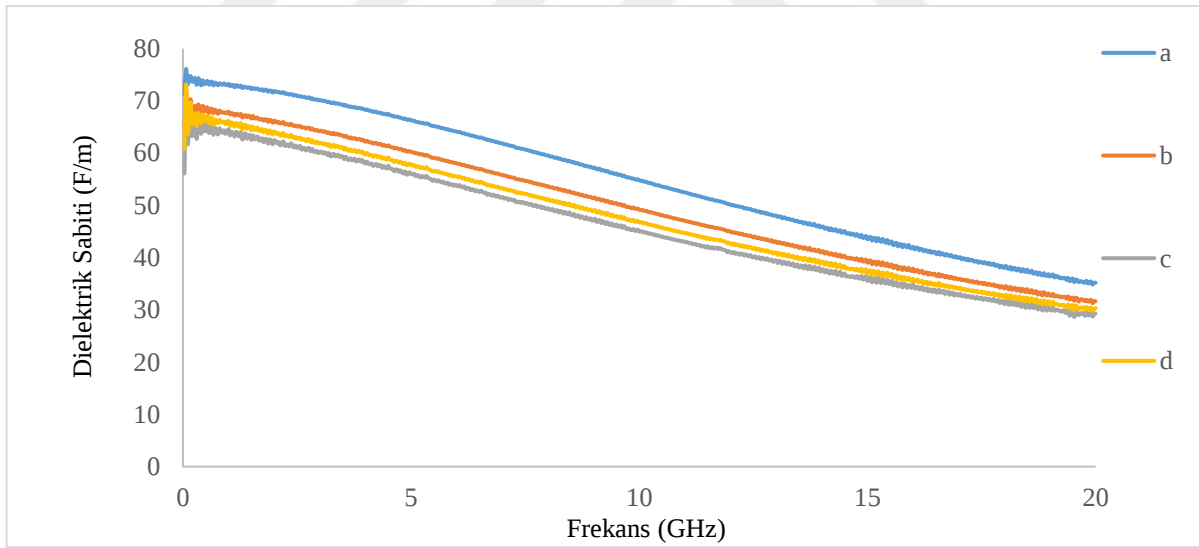


Şekil 84. Hazırlanan jel fantom numunelerden bir tanesi

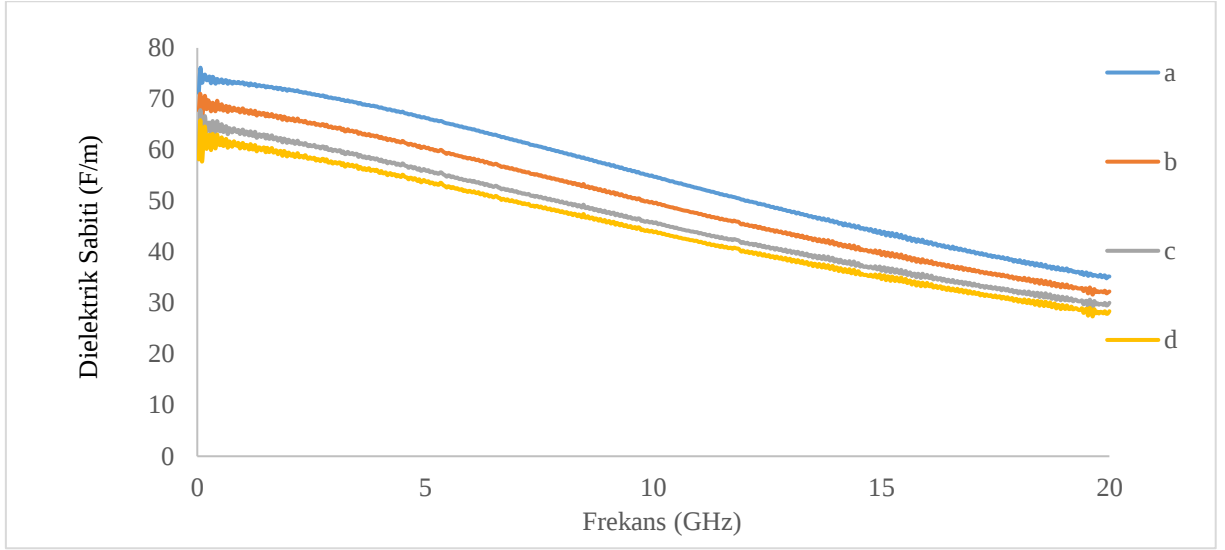


Şekil 85. Dielektrik sabiti ölçümleri için kullanılan network analiz cihazı

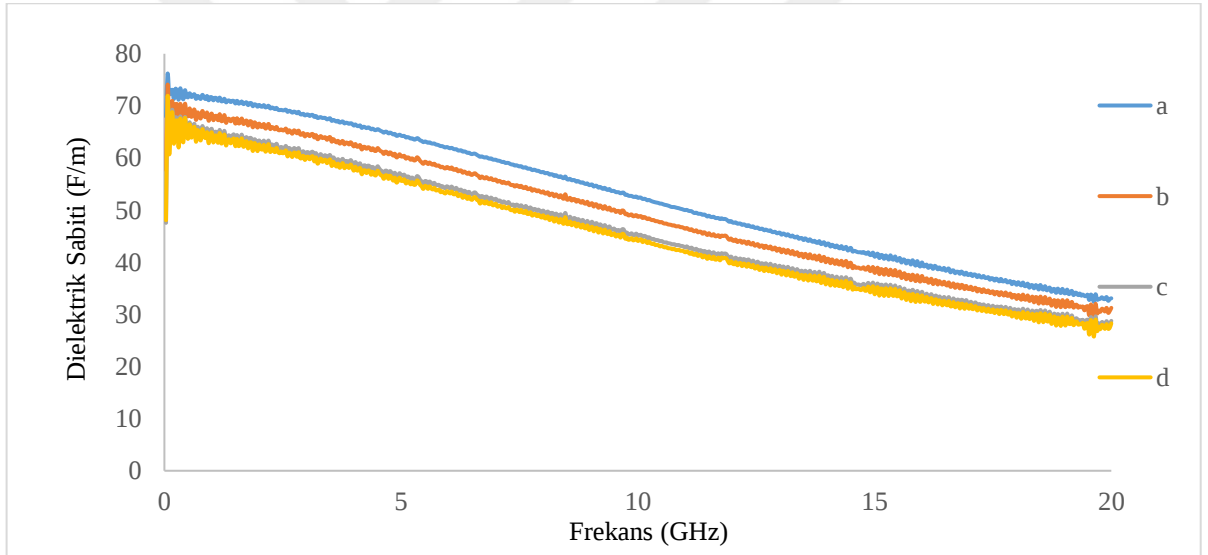
Yapılan fantomların bozulma sürelerini incelemek üzere hazırlanan 10 ml % 5 PVA çözeltilerine sırasıyla 0,5, 1, 1,5 ve 2 ml Triton X-100 maddesi eklenerek 4 adet fantom elde edildi (Şekil 86). Bu fantomlar üzerinde 3, 4 ve 8 hafta geçtikten sonra yapılan ölçümlerde fantomların dielektrik sabitlerinde büyük bir değişimin olmadığı görüldü (Şekil 87, 88 ve 89). 8 hafta sonunda dielektrik sabitinde değişimin olmaması fantomların kararlı yapıda olduğunu ve dış etkenlerden ötürü bozulmaya uğramadığını göstermiştir. Dielektrik sabitlerindeki değişim miktarları Şekil 90, 91, 92 ve 93'te görülmektedir.



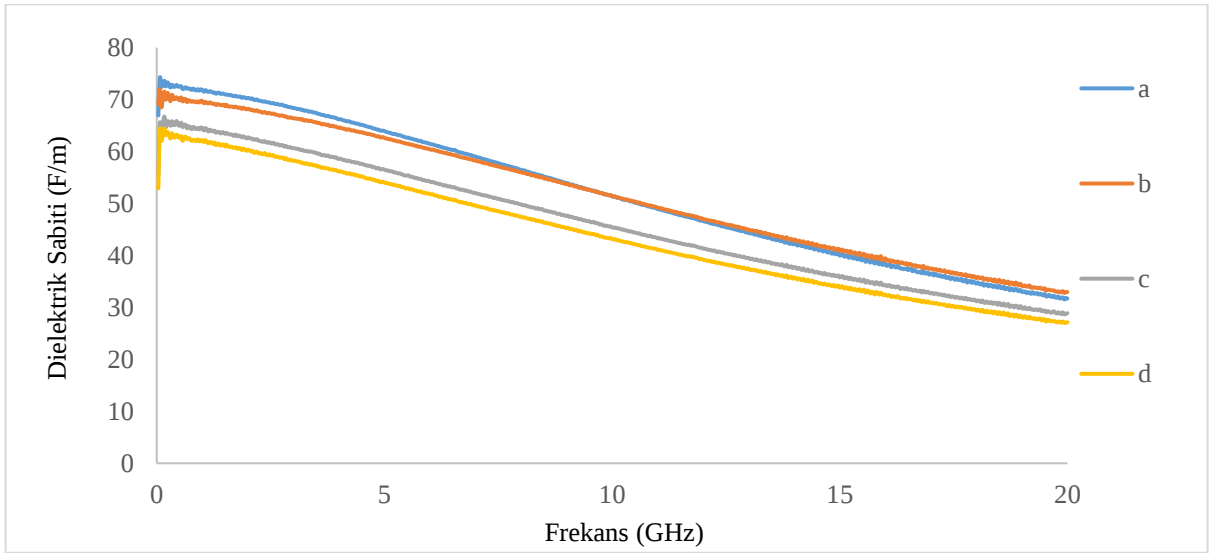
Şekil 86. PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan fantomların frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi. (a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100, b. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100, c. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100, d. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 fantomları)



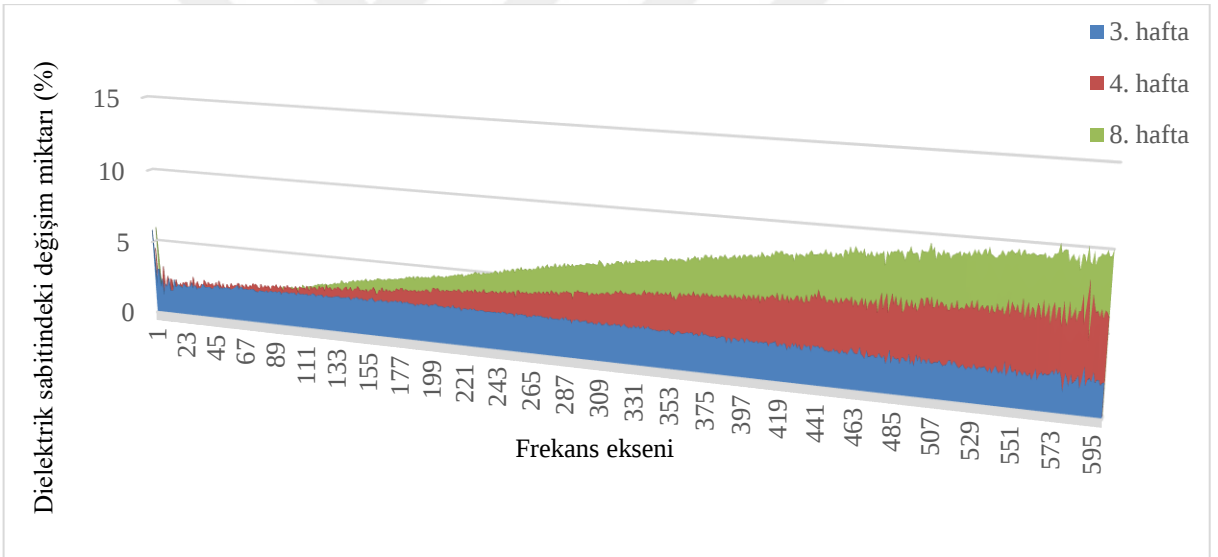
Şekil 87. PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan fantomların 3. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi. (a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100, b. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100, c. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100, d. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 fantomları)



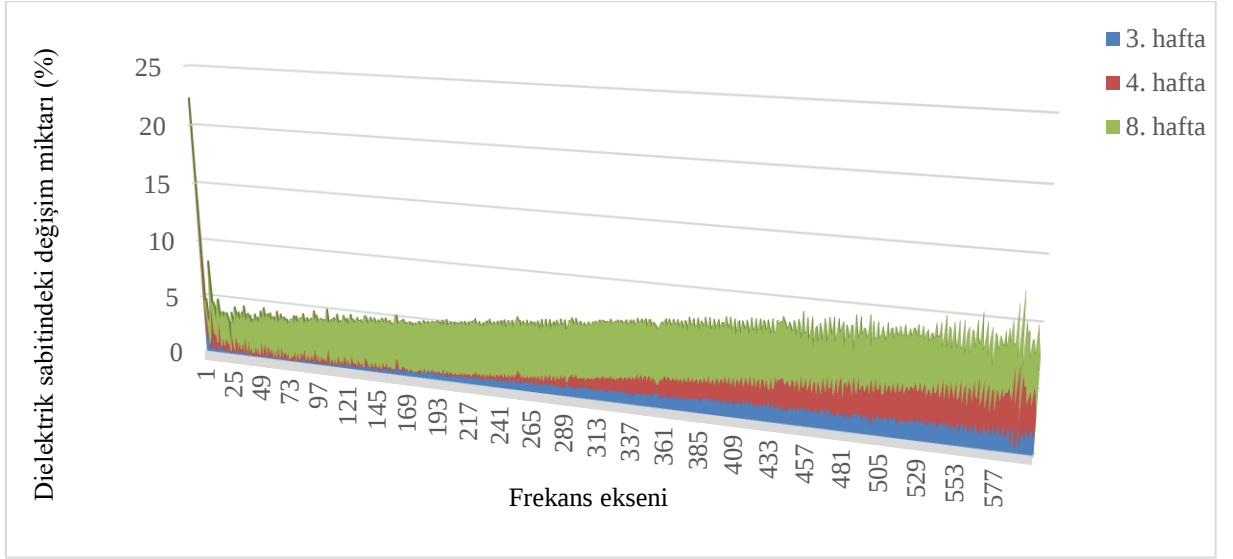
Şekil 88. PVA, Saf su ve Triton X-100 ile yapılan fantomların 4. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi. (a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100, b. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100, c. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100, d. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 fantomları)



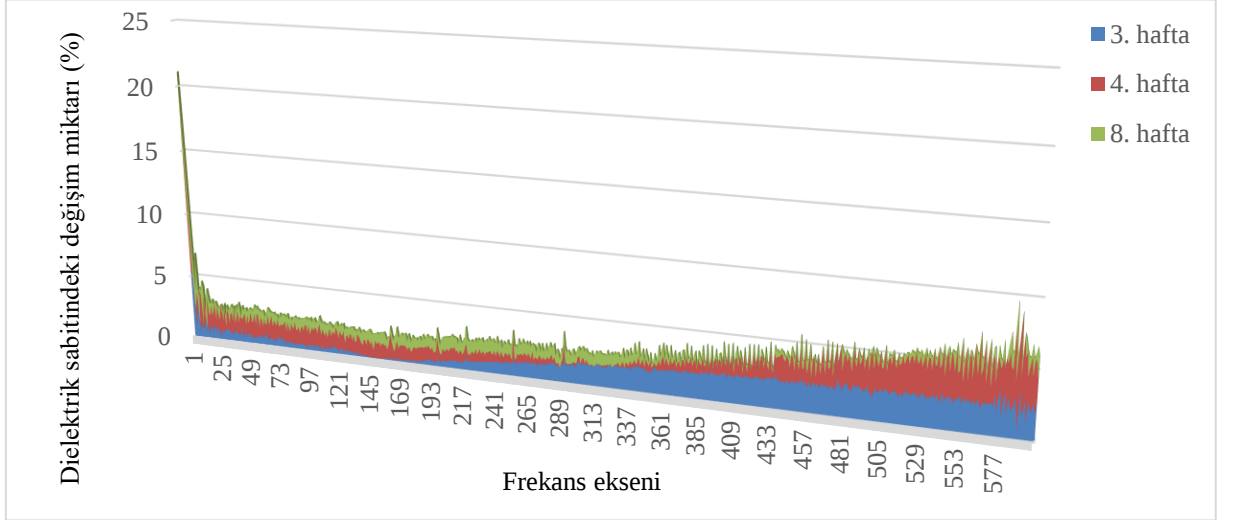
Şekil 89. PVA, saf su ve Triton X-100 ile yapılan fantomların 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişimi. (a. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100, b. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100, c. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100, d. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 fantomları)



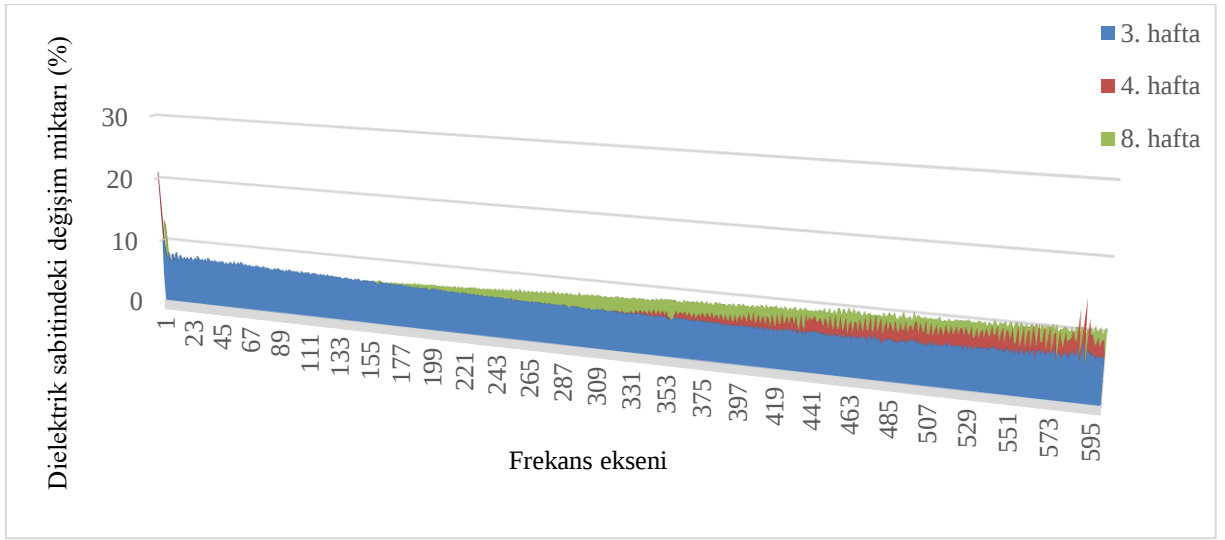
Şekil 90. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 0,5 ml Triton X-100 jel fantomunun 3, 4 ve 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişim miktarı grafiği



Şekil 91. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1 ml Triton X-100 jel fantomunun 3, 4 ve 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişim miktarı grafiğı

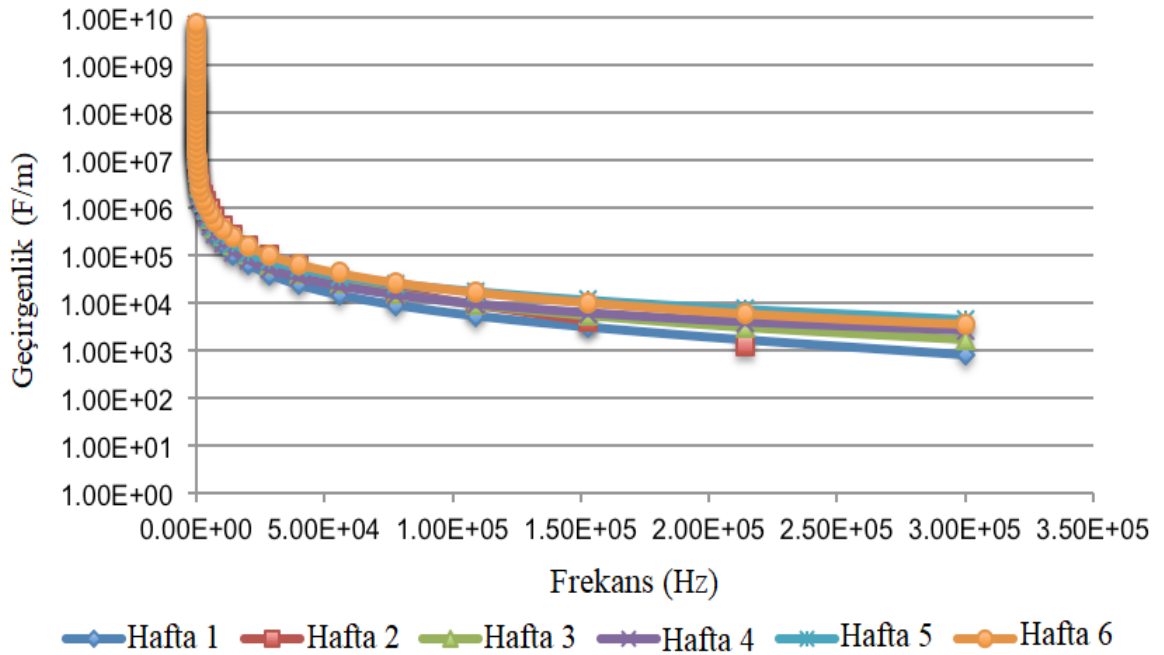


Şekil 92. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 1,5 ml Triton X-100 jel fantomunun 3, 4 ve 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişim miktarı grafiğı



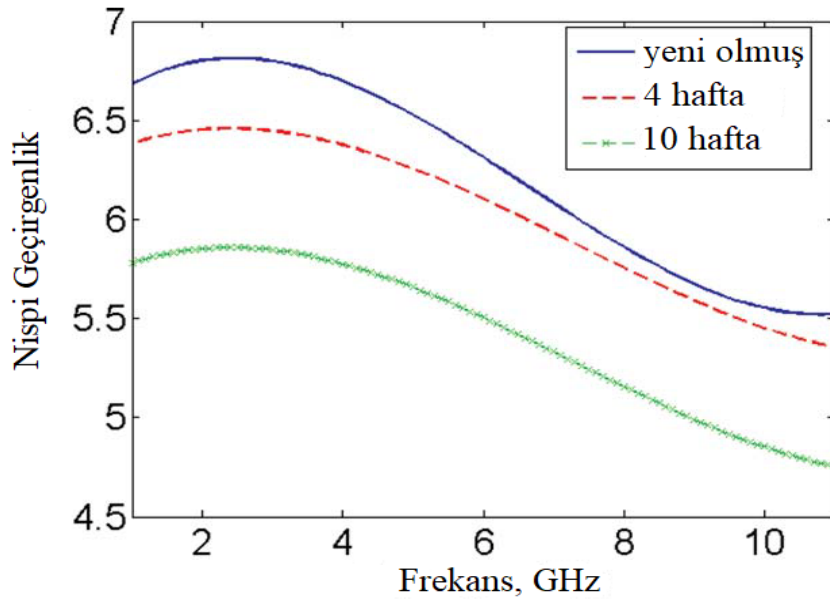
Şekil 93. 10 ml % 5 PVA çözeltisi + 2 ml Triton X-100 jel fantomunun 3, 4 ve 8. hafta sonunda frekansa bağlı olarak dielektrik sabitlerinin değişim miktarı grafiği

In (2016) tarafından yapılan çalışmada karajenan bazlı polimer jel karaciğer fantomunun 6 hafta sonunda dielektrik sabitindeki değişimi Şekil 94'teki grafikte verilmiştir. 915 MHz ve 2,45 GHz frekans aralığında dielektrik sabitinde önemli bir değişimin olmadığı bildirilmiştir (In 2016).



Şekil 94. Karajenan bazlı polimer jel karaciğer fantomunun 6 hafta sonunda dielektrik sabitindeki değişimi (In 2016)

In (2016)'nın çalışmasında en fazla 2,45 GHz frekanslara çıkılmıştır. Dolayısıyla yapmış olduğum jel fantomların dielektrik sabiti ölçümleri 0 - 20 GHz frekans aralığında 3, 4 ve 8 hafta aralıklarla alınmış ve en fazla % 10'luk değişimin oluşması dielektrik sabitinde zamanla önemli bir değişimin olmadığını göstermektedir.



Şekil 95. Yeni hazırlanmış 3. grup normal meme dokusu jel fantomu için 4 ve 10 hafta sonra nispi geçirgenlik grafiği (Bakar *et al.* 2011)

Fantomun stabilitesini kontrol etmek için, Bakar *et al.* (2011)'in yapmış olduğu 3. grup normal meme dokusu jel fantomu ölçümleri 4 ve 10 hafta sonra tekrarlanmış ve Şekil 95, dielektrik sabitinin değişiminin çok küçük olduğunu ve değerinin zamanla biraz azaldığını göstermiştir (% 15). Bu durumun, 3. grup jel fantomunun dehidrasyon yoluyla zamanla nem kaybettiğinin bir göstergesi olabileceği belirtilmiştir (Bakar *et al.* 2011). Yapmış olduğum tez çalışmamda ise üretilen jel fantomların 3, 4 ve 8 hafta sonunda dielektrik sabiti ölçümlerinde en fazla % 10'luk bir değişimin olduğu grafiklerden anlaşılmaktadır.

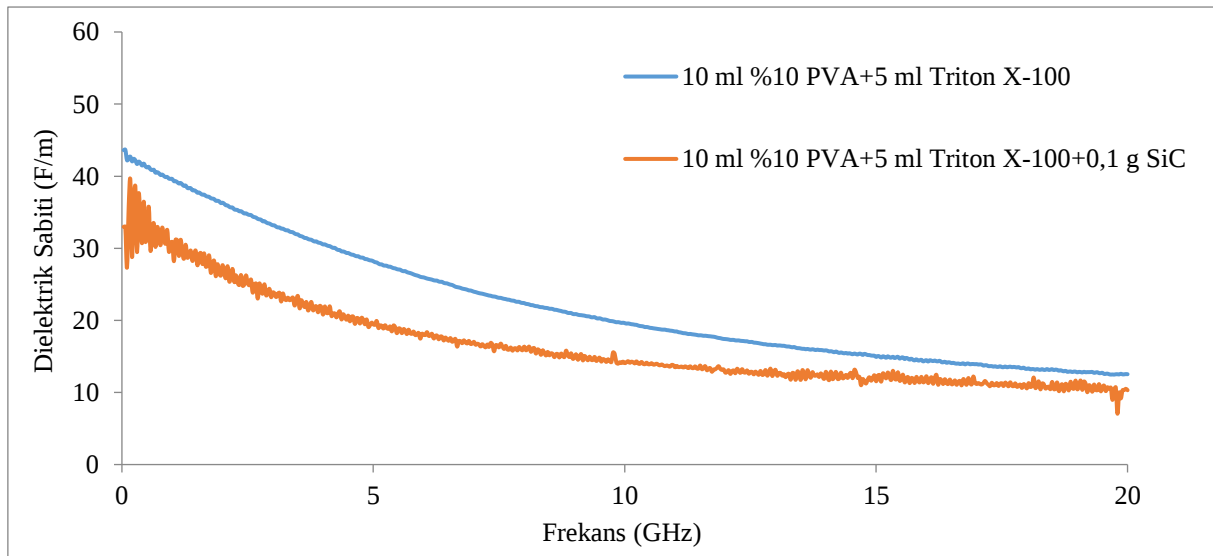
2. grup normal meme dokusunun dielektrik sabitine yakın özellik gösteren % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 fantomuna 0,1 g SiC (Silisyum Karbür) nanotozu katılarak dielektrik sabitindeki değişim incelendi. Dielektrik sabitinde düşüş gözlemlendi ve 2. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik sabiti eğrilerine yakın eğriler elde edildi. SiC, Silisyum Dioksitin kok kömürü (grafit) ile elektrikli fırında indirgenmesi sonucunda gerçekleşen, saf olarak silisyum eldesi sırasında gerekenden daha fazla karbon kullanılması durumunda oluşan bileşiktir.

Silisyum karbür, çinko oksit, manganez oksit, karbon malzemeler ve multiferroik malzemeler gibi yüksek sıcaklık elektromanyetik dalga emici malzemeler, mükemmel dielektrik özellikleri, elektrik özellikleri ve yüksek sıcaklıkta termal stabiliteleri nedeniyle termal ortamlarda hizmet verilen sivil, ticari, askeri ve havacılık araçlarında yaygın olarak uygulanabilir. SiC, mükemmel termal ve kimyasal kararlılığa sahip tipik bir mikrodalga emici malzemedir. Ayrıca, SiC, mikroelektronik cihazlarda, entegre devre, hava ve nükleer endüstride vb. yaygın olarak kullanılabilen iyi elektriksel özelliklere sahip bir yarı iletkenidir.

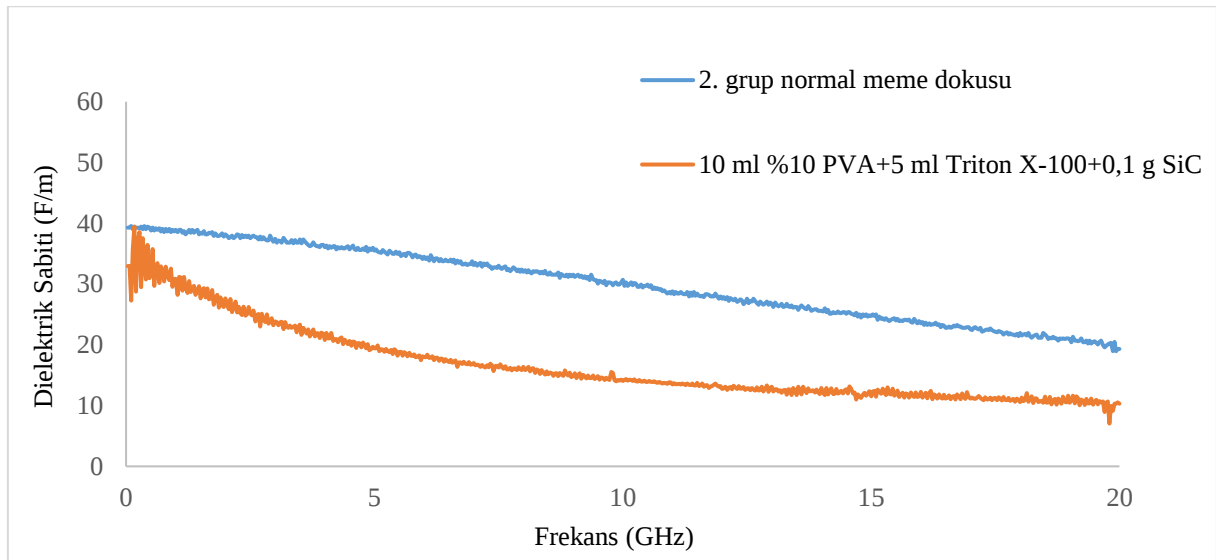
Mikrodalga soğurma malzemelerinin bir adayı olarak SiC, daha fazla dikkat çekmiştir. Oda sıcaklığında ve kriyojenik sıcaklıklarda iyi dielektrik ve mikrodalga soğurma özelliklerine sahiptir. Yine de, SiC'ün yüksek sıcaklık dielektrik özellikleri nadiren bildirilmiştir, bu da SiC'ün dielektrik özelliklerinin yüksek sıcaklıkta hala mükemmel ve kararlı olup olmadığı ile ilgili önemli bir konudur. Daha etkili mikrodalga absorpsiyon materyalleri tasarlamak için SiC'ün dielektrik mekanizması ve yüksek sıcaklık davranışları araştırılmalıdır (Yang *et al.* 2013). Silisyum karbürler, stentler, membranlar, ortopedik implant, görüntüleme ajanları, biyomateryallerin yüzey modifikasyonu, biyosensörler, ilaç dağıtımı ve doku mühendisliği gibi çeşitli biyomedikal uygulamalar için önemli bir malzeme sınıfı olarak ortaya çıkmaktadır (Mahmoodi and Ghazanfari 2011).

SiC tozlarının dielektrik özellikleri, Gigahertz aralığında (8,2 - 12,4 GHz) 373-773 K sıcaklık aralığında incelenmiştir. Karmaşık geçirgenlik ϵ ve kayıp tg δ , frekansla frekansa bağlı ve ayrıca sıcaklıkla sıcaklığa bağlı karakteristikler göstermiştir. Cole - Cole grafiklerinden, gevşeme ve elektriksel iletkenliğin her ikisinin de yüksek sıcaklıktaki dielektrik özellikleri etkilediği bildirilmiştir. Daha da önemlisi, etkili soğurma bant genişliği ile birleştirilen mikrodalga Emilimi, artan sıcaklıkla soğurma üzerinde pozitif sıcaklık etkileri göstererek, yüksek sıcaklıkta mikrodalga soğurma alanlarında ümit vaat eden potansiyel uygulamaları göstermiştir (Yang *et al.* 2013).

SiC'ün iyi bir mikrodalga emici malzeme olmasından ötürü görüntülemeye daha yüksek çözünürlüğün elde edilebileceği ve pasif mikrodalga görüntüleme olan mikrodalga radyometride kullanılabileceği düşünüldü. Ayrıca SiC, üretmiş olduğum jel fantomların dielektrik sabitini gerçek meme dokularının dielektrik sabitine yaklaştırmak için kullanıldı.



Şekil 96. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomlarının dielektrik sabitlerinin kıyaslanması



Şekil 97. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 gr SiC jel fantomunun dielektrik sabitinin 2. grup normal meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması

0 - 20 GHz frekans aralığındaki 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun grafik değerlerine bağımlı örneklem t testi yapılarak Tablo 36, 37 ve 38’de verilen değerler elde edildi.

Tablo 36. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri

Eşleşme	Ortalama	N	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası
2. grup normal doku	29,939937	600	5,9540500	0,2430731
10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu	16,604636	600	6,1892047	0,2526732

İki değer arasında çok yüksek anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 37’de verilen $r = 0,890$ korelasyon katsayısından anlaşılmıştır. Korelasyon katsayısı pozitif olduğu için iki örneklem arasında pozitif doğrusal bir ilişki vardır. Bu yüzden R^2 regresyon katsayısı korelasyon katsayısının karesine eşit olur ve 0,79 olarak hesaplanır. Regresyon katsayısı bize 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabiti değerlerinin değişiminin % 79’unun 2. grup normal dokunun dielektrik sabiti değerlerinin değişimi ile açıklanabilir olduğunu gösterir. Tablo 37 ve 38’e göre $p < 0,05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ve Tablo 38’de t değeri 114,422’dir. Eta kare etki büyüklüğü $t^2/(t^2+N_1+N_2-2)$ formülüne göre 0,92 olarak hesaplandı ve bu değer büyük etkiye işaret etmektedir. Bağımlı örneklem t testi sonucunda gruplar arasında büyük düzeyde etki değeri (eta kare = 0,92) olan anlamlı bir farklılık bulundu.

Tablo 37. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC nanotozu jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları

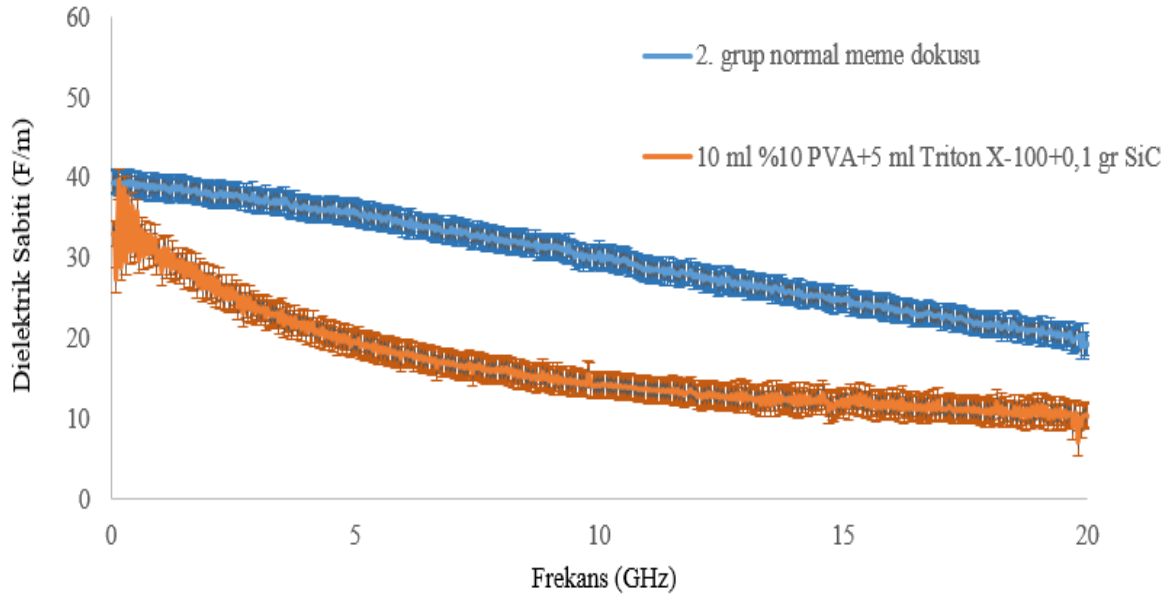
Eşleşme	N	Korelasyon	Anlamlılık
2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu eşleştirme	600	0,890	0,001

Tablo 38. 2. grup normal doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC nanotozu jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi

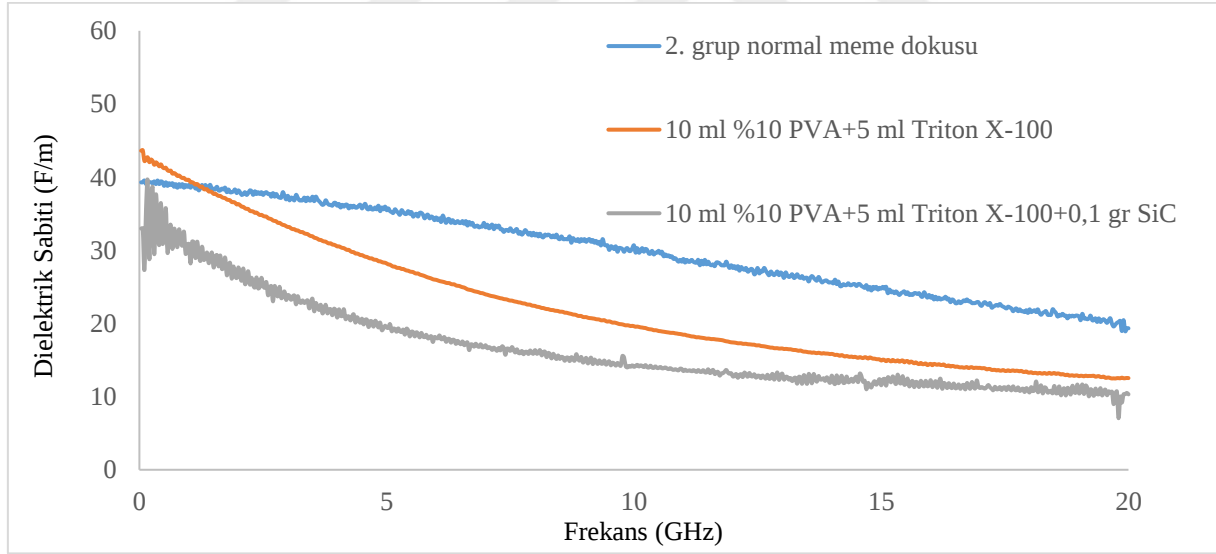
		Karşılaştırma farkları						Serbestlik derecesi	Anlamlılık
		Ortalamlar arasındaki fark	Standart Sapma	Ortalamanın standart hatası	%95'lik güven aralığında ortalamalar arasındaki fark		t		
					En düşük	En yüksek			
2.grup normal doku	10 ml % 10 PVA+5 ml Triton X-100+ 0,1 g SiC	13,335301	2,8547568	0,1165450	13,5641874	13,1064146	114,422	599	0,001

Bu sonuca göre 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomuna 0,1 g SiC nanotozunun eklenmesiyle fantomun dielektrik sabiti 2. grup normal dokunun dielektrik sabitinden daha da uzaklaşmıştır. SiC nanotozu katılmadığı durumda açıklanabilirlik % 90 iken SiC nanotozu katıldığı durumda açıklanabilirlik azalmış ve % 79 olmuştur. Ayrıca 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomuna 0,1 g SiC katılmasıyla 2. grup normal dokunun dielektrik sabitinden uzaklaşıldığı grafik değerlerindeki karşılaştırmalardan da anlaşılmaktadır. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 32,97 ve 2. grup normal dokunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 39,29'dur. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabitinin en yüksek değeri 2. grup normal dokununkinden % 16,08 daha düşüktür. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu ile 2. grup normal doku arasında fark % 11 iken 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu ile 2. grup normal doku arasındaki fark artarak % 16,08 olmuştur. Dielektrik sabitlerinin ortanca değerlerini karşılaştırdığımızda 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabiti ortanca değeri 14,19 iken 2. grup normal dokununki 29,98'dir. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabiti ortanca değeri 2. grup normal dokunun dielektrik sabiti ortanca değerinden % 52,66 daha düşüktür. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomu ile 2. grup normal doku arasında ortanca değerler arasındaki fark % 34,65 iken 10 ml

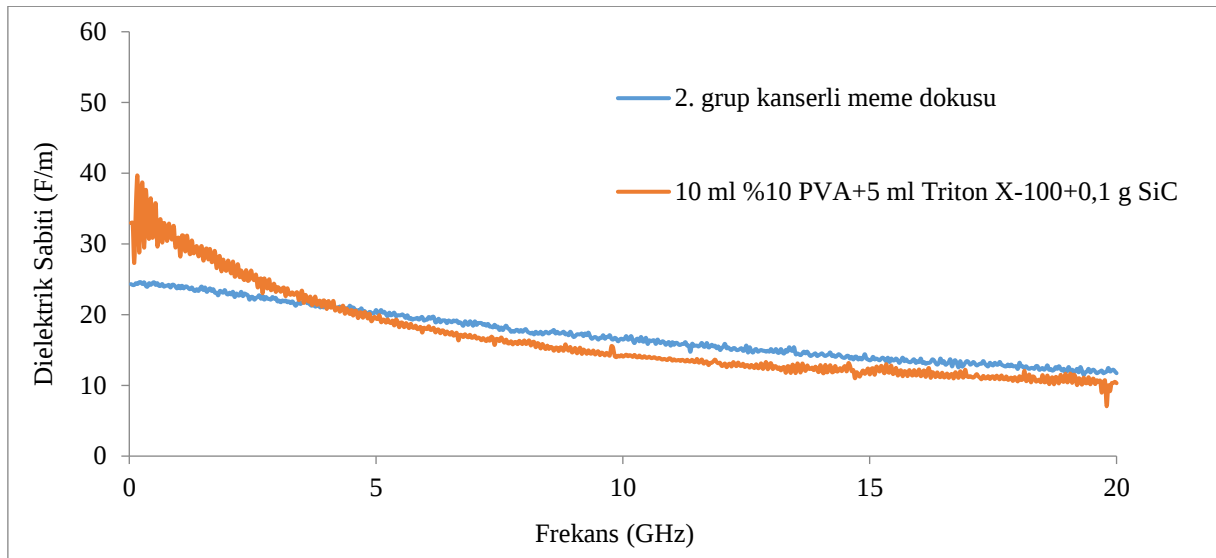
% 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu ile 2. grup normal doku arasındaki ortalama değerlerin farkı artarak % 52,66 olmuştur.



Şekil 98. 2. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun standart sapma grafikleri



Şekil 99. 2. grup normal meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomlarının dielektrik sabitlerinin kıyaslanması



Şekil 100. GetData Graph Digitizer 2.26 programı kullanılarak % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabitinin 2. grup kanserli meme dokusunun dielektrik sabiti ile kıyaslanması

0 - 20 GHz frekans aralığındaki 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun grafik değerlerine bağımlı örneklem t testi yapılarak Tablo 39, 40 ve 41’de verilen değerler elde edildi.

Tablo 39. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek istatistikleri

Eşleşme	Ortalama	N	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası
2. grup kanserli doku	17,191344	600	3,7667711	0,1537778
10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu	16,604636	600	6,1892047	0,2526732

İki değer arasında çok yüksek anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 40’ta verilen $r = 0,947$ korelasyon katsayısından anlaşılmıştır. Korelasyon katsayısı pozitif olduğu için iki örneklem arasında pozitif doğrusal bir ilişki vardır. Bu yüzden R^2 regresyon katsayısı korelasyon katsayısının karesine eşit olur ve 0,90 olarak hesaplanır. Regresyon katsayısı bize 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabiti değerlerinin değişiminin % 90’nının 2. grup kanserli dokunun dielektrik sabiti değerlerinin değişimi ile açıklanabilir olduğunu gösterir. Tablo 40 ve 41’e göre $p < 0,05$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ve Tablo 41’de t değeri 4,976’dır. Eta kare etki büyüklüğü $t^2/(t^2+N_1+N_2-2)$ formülüne göre 0,02 olarak hesaplandı ve bu değer küçük etkiye işaret etmektedir. Bağımlı örneklem t testi sonucunda gruplar arasında küçük düzeyde etki değeri (eta kare = 0,02) olan anlamlı bir farklılık bulundu.

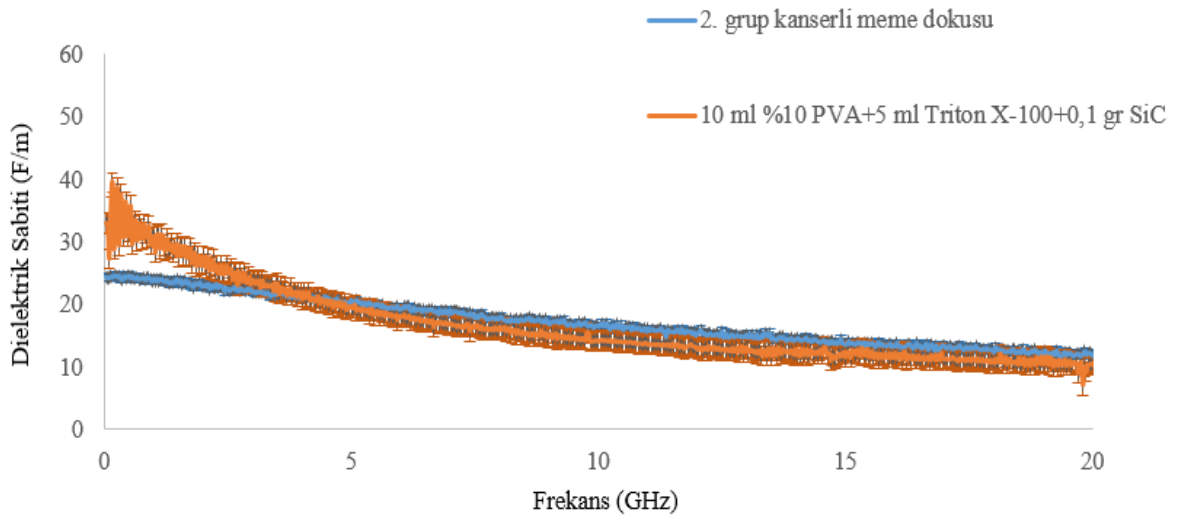
Tablo 40. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek korelasyonları

Eşleşme	N	Korelasyon	Anlamlılık
2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu eşleştirme	600	0,947	0,001

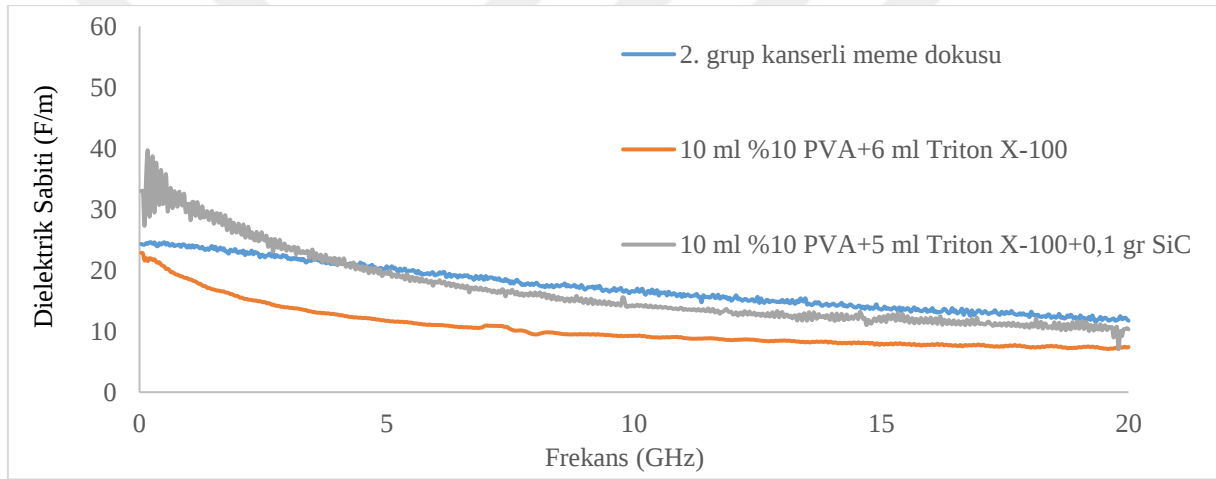
Tablo 41. 2. grup kanserli doku ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu arasında eşleştirilmiş örnek testi

Karşılaştırma farkları									
		Ortalamlar arasındaki fark	Standart Sapma	Ortalamanın standart hatası	%95'lik güven aralığında ortalamalar arasındaki fark		t	Serbestlik derecesi	Anlamlılık
					En düşük	En yüksek			
2.grup kanserli doku	10 ml % 10 PVA+5 ml Triton X-100+0,1 g SiC	0,5867073	2,8882172	0,1179110	0,8182765	0,3551382	4,976	599	0,001

Bu sonuca göre 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomuna 0,1 g SiC nanotozunun eklenmesiyle fantomun dielektrik sabiti 2. grup kanserli dokunun dielektrik sabitine yaklaşmıştır. 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu ile 2. grup kanserli doku arasındaki açıklanabilirlik % 86 iken 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu ile 2. grup kanserli doku arasındaki açıklanabilirlik % 90'dır. Ayrıca 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomuna 0,1 g SiC katılmasıyla 2. grup kanserli dokunun dielektrik sabitine yaklaşıldığı grafikteki dielektrik sabitlerinin ortanca değerleri karşılaştırdığında da anlaşılmaktadır. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabiti ortanca değeri 14,19 iken 2. grup kanserli dokununki 16,59'dur. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel + 0,1 g SiC jel fantomunun dielektrik sabiti ortanca değeri 2. grup kanserli dokunun dielektrik sabiti ortanca değerinden % 14,46 daha düşüktür. 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 jel fantomu ile 2. grup kanserli doku arasında ortanca değerler arasındaki fark % 44,42 iken 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomu ile 2. grup kanserli doku arasındaki ortanca değerlerin farkı azalarak % 14,46 olmuştur.



Şekil 101. 2. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun standart sapma grafikleri



Şekil 102. 2. grup kanserli meme dokusu ile 10 ml % 10 PVA + 6 ml Triton X-100 ve 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomlarının dielektrik sabitlerinin kıyaslanması

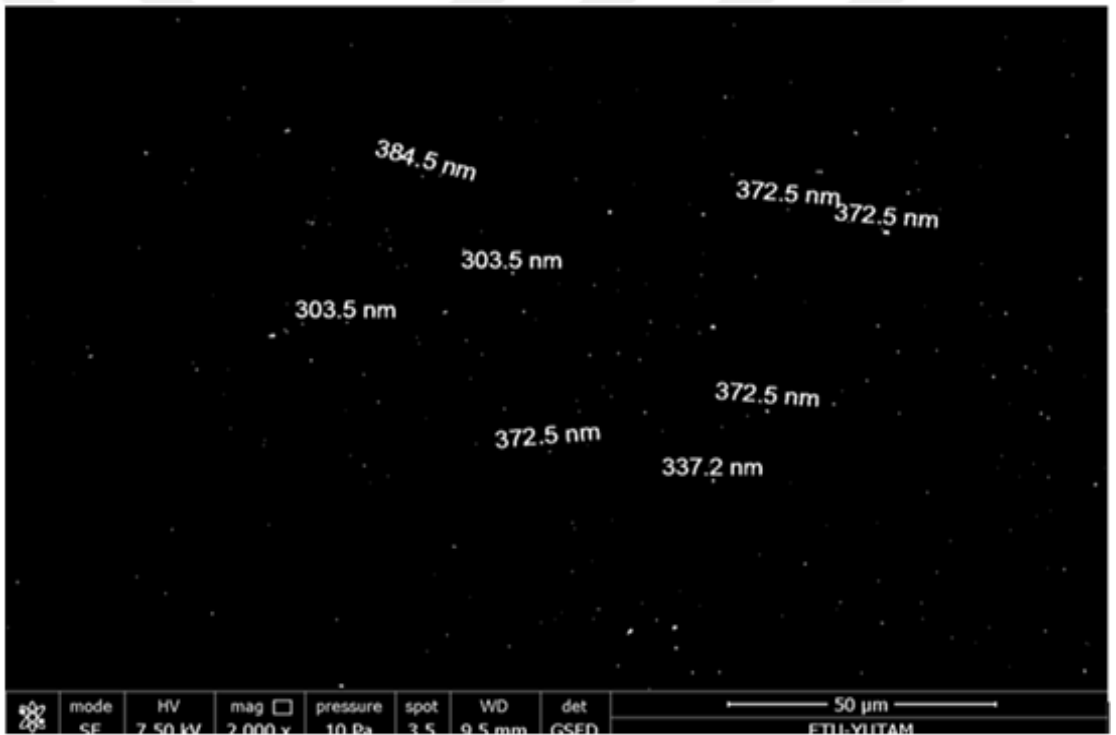


Şekil 103. % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom numunesi

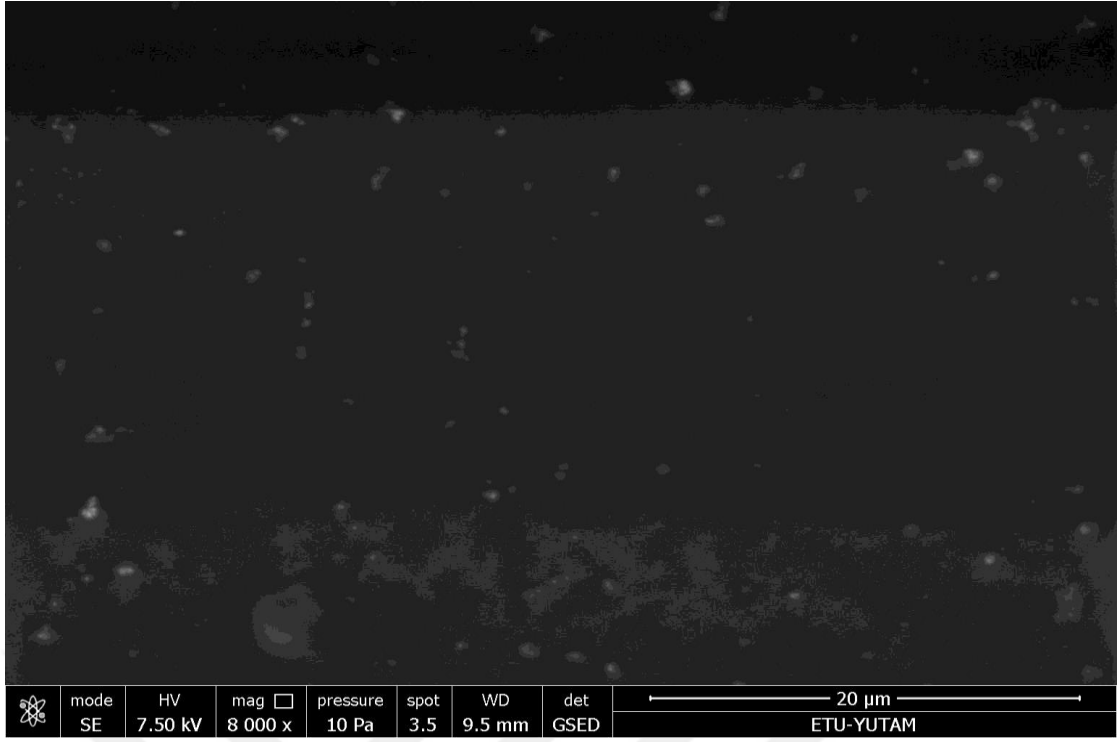


Şekil 104. % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom numunesinin kalıptan çıkarılmış görüntüsü

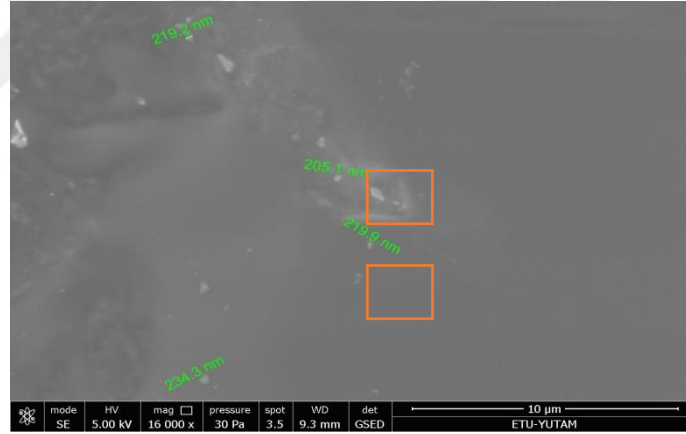
Daha sonra % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun WETSEM cihazında görüntüleri alınarak SiC nanotozlarının fantomdaki dağılımları incelendi.



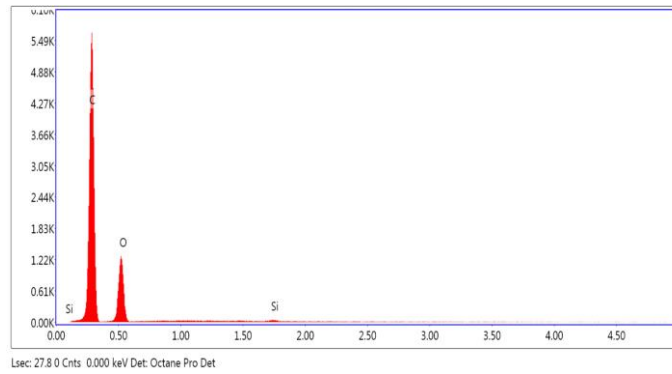
Şekil 105. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom yüzeyinin 7,5 kV altındaki görüntüsü



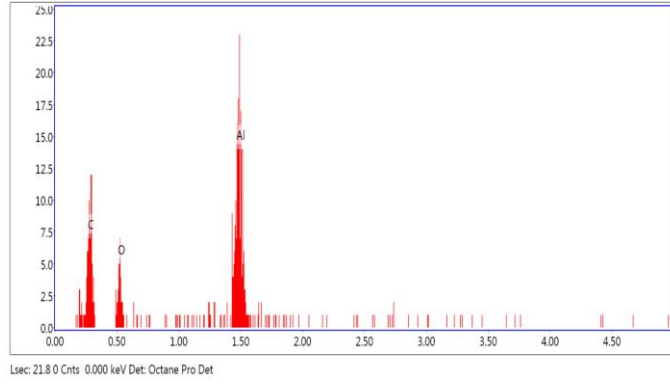
Şekil 106. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomundan 7,5 kV'ta alınan bir yüzey görüntüsü



Şekil 107. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunda görülen çeşitli boyutlarda partiküller

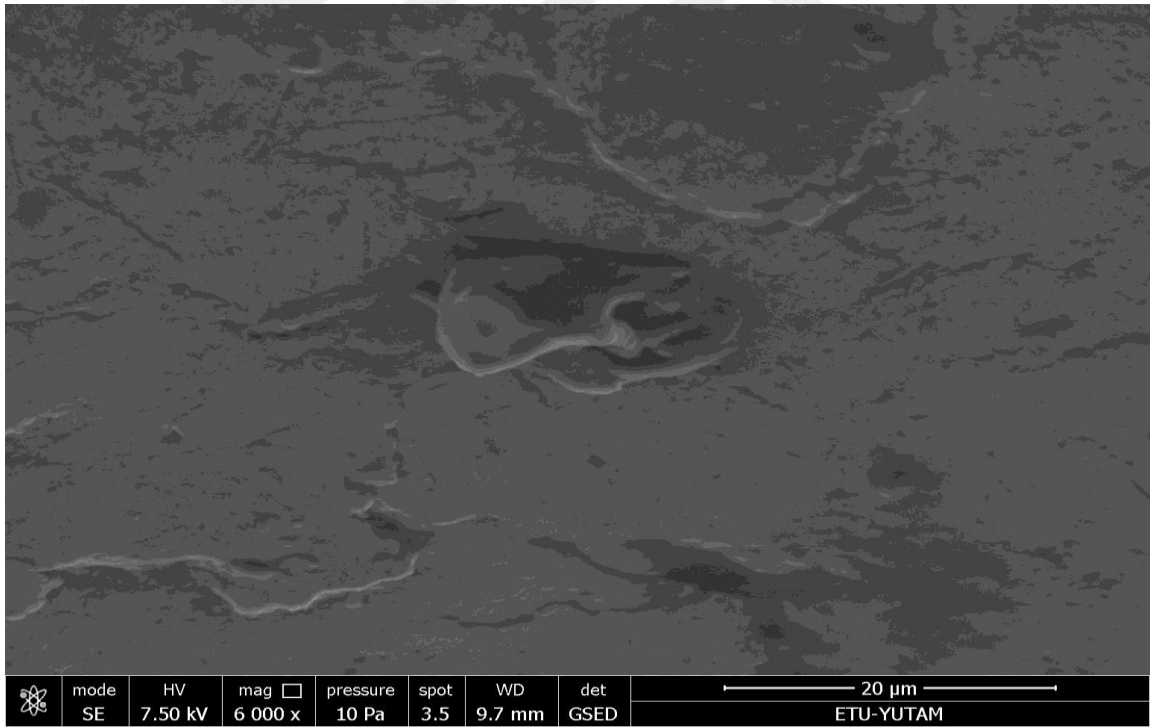


Şekil 108. Şekil 107'deki fantom yüzeyinde üst kare kısımdaki bölgeden alınan EDX analiz sonucu

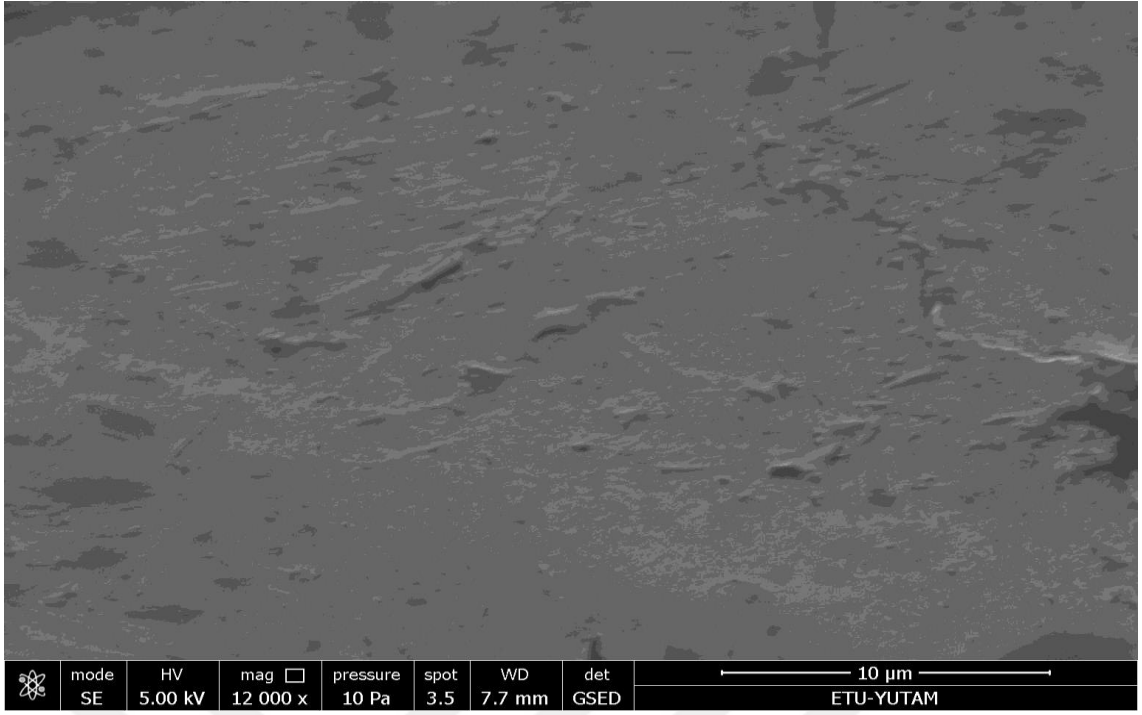


Şekil 109. Şekil 107’deki fantom yüzeyinde alt kare kısımdaki bölgeden alınan EDX analiz sonucu

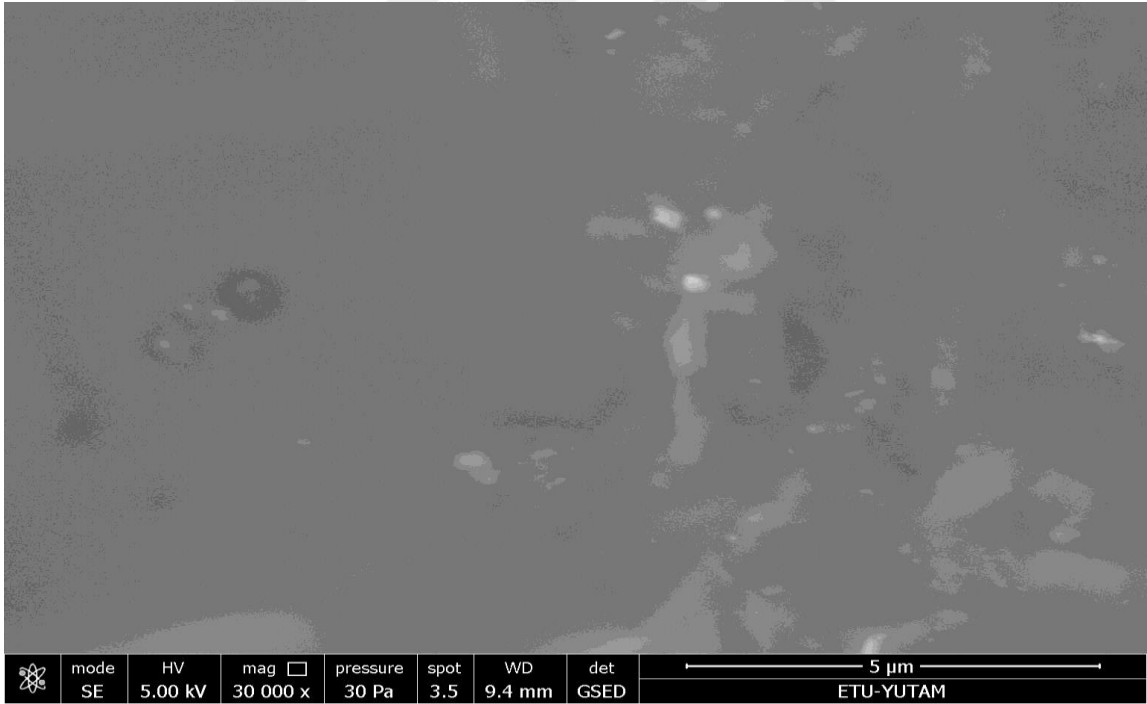
Şekil 109’da görülen Al atomları, WETSEM cihazında numunenin konulduğu altlıktan kopmuş Al atomlarını göstermektedir. Jel fantomda C ve O atomları formülü $(C_2H_4O)_x$ olan Polivinil Alkol polimeri ve formülü $(C_{14}H_{22}O (C_2H_4O)_n)$ olan Triton X-100 maddelerinden gelen atomlardır. Şekil 107’deki fantom yüzeyinde üstteki kare kısımdan alınan EDX analizi sonucunda görülen Si atomları, SiC nanotozlarının varlığını ve alınan tüm WETSEM görüntüleri SiC nanotozlarının jel fantomda nasıl dağıldığını göstermektedir.



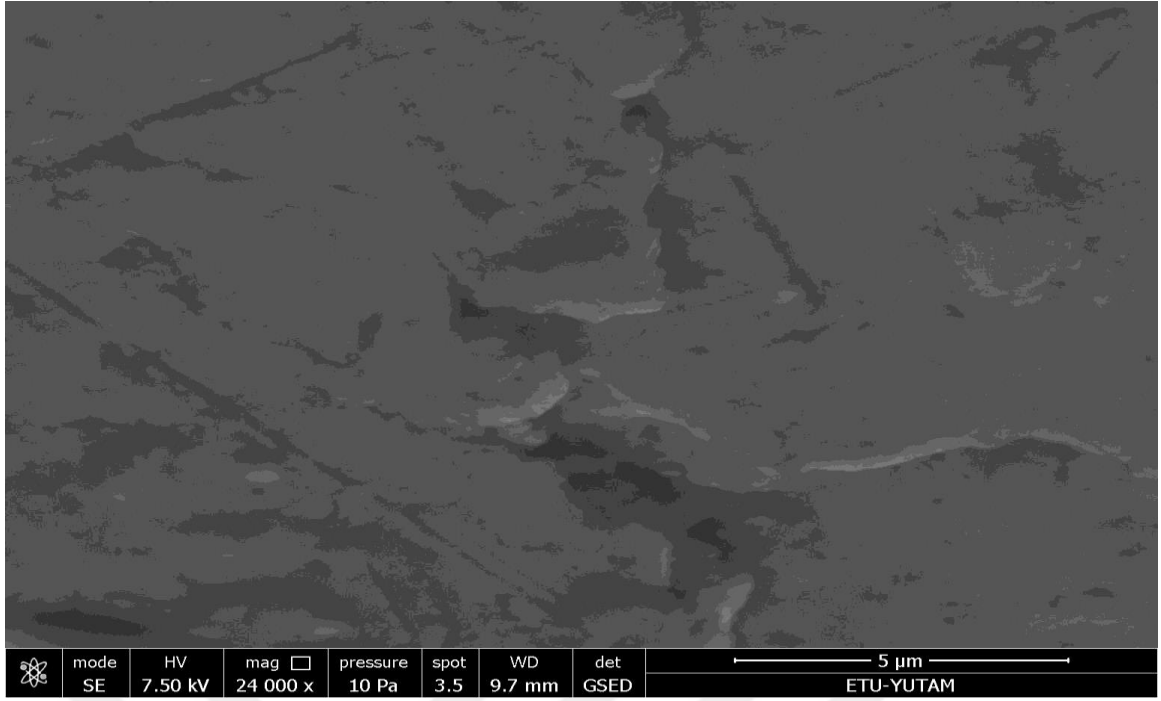
Şekil 110. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom yüzeyinden 7,5 kV’ta alınan yakınlaştırmış bir görüntü



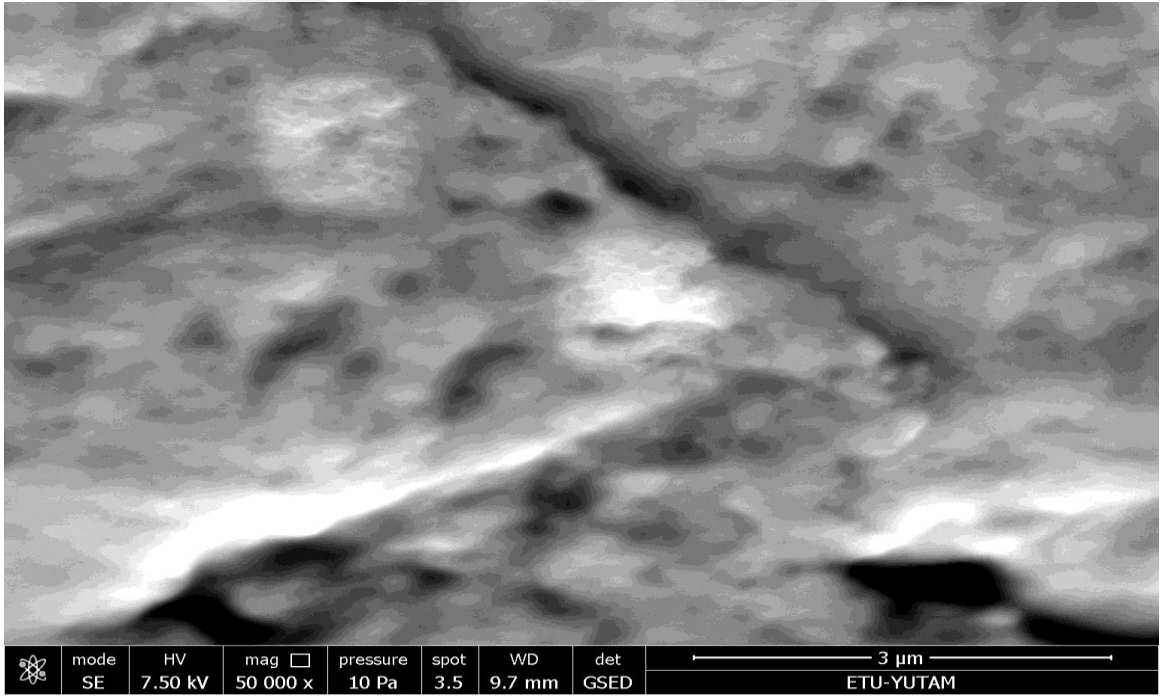
Şekil 111. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomundan 5 kV’ta alınan bir başka yakınlaştırılmış görüntü



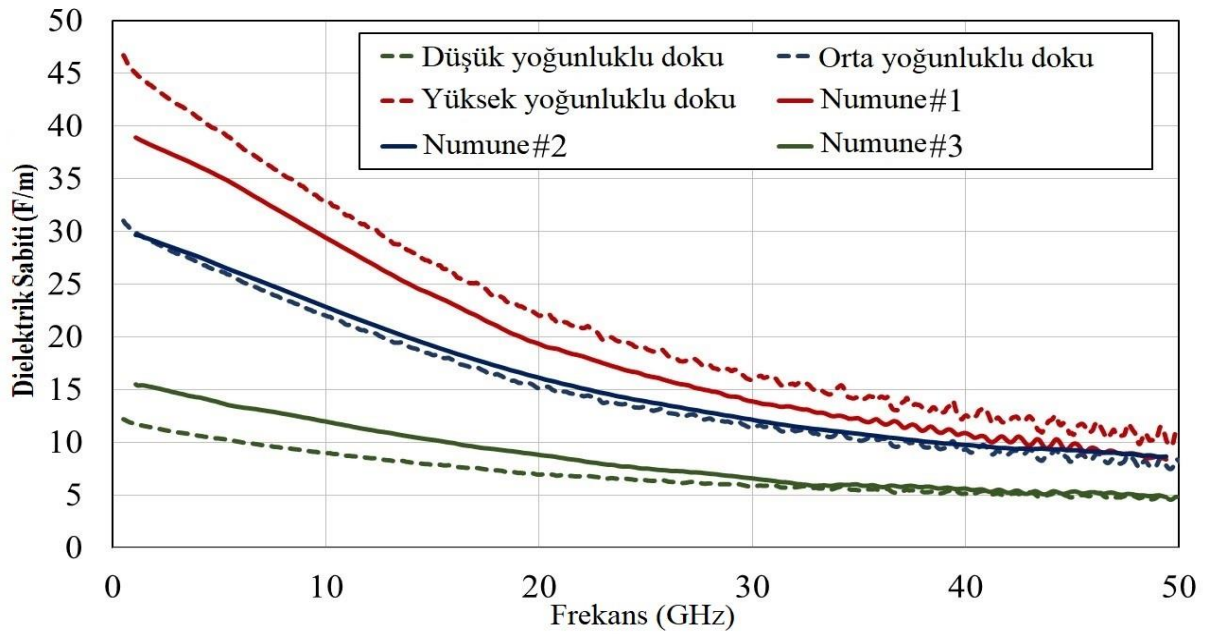
Şekil 112. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun farklı bir yüzey bölgesinden 5 kV’ta alınan görüntüsü



Şekil 113. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun farklı bir yüzey bölgesinden 7,5 kV’ta alınan bir görüntüsü



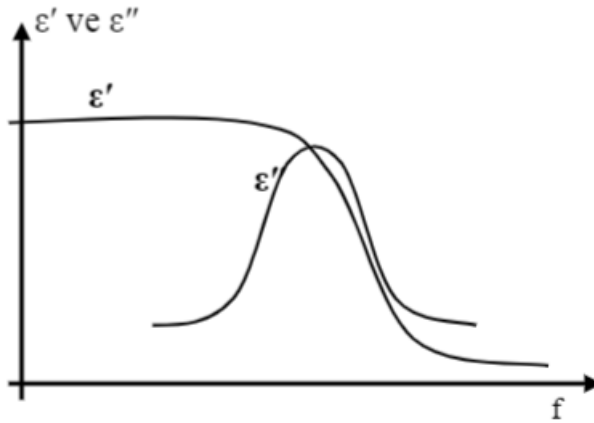
Şekil 114. 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantom yüzeyinden alınan 7,5 kV’ta çok yakınlaştırılmış bir görüntü



Şekil 115. İnsanın sağlıklı meme dokularının (kesik çizgiler) ve üretilen karışımların (sürekli çizgiler) dielektrik özelliklerinin karşılaştırılması (Di Meo *et al.* 2018)

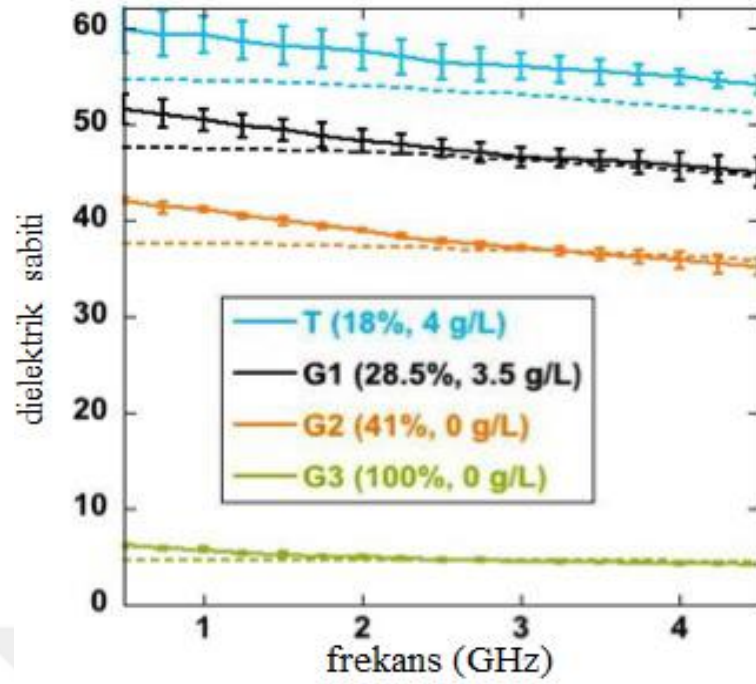
Di Meo *et al.* (2018)'in çalışmasında deiyonize su, ayçiçek tohumu yağı, bulaşık deterjanı ve jelatinin karıştırılmasıyla fantomlar elde edilmiştir. Şekil 115'te gösterilen insanın sağlıklı meme dokuları (Lazebnik *et al.* (2007c)'nin çalışmasındaki gibi) içeriğindeki yağ tanımına göre 1. grup meme dokusu yüksek yoğunluklu, 2. grup meme dokusu orta yoğunluklu ve 3. grup meme dokusu düşük yoğunluklu olarak gruplandırılmış ve 0 - 50 GHz frekans aralığında üretilen karışımların dielektrik sabitlerinin gerçek meme dokularıyla karşılaştırması yapılmıştır. Deiyonize su ve ayçiçek yağı yüzdeleri değiştirilerek insanın sağlıklı meme dokularını taklit eden fantomlar üretilmiştir. 3,4 g jelatin, bir beher içinde 34 ml deiyonize su içinde karışımın yavaşça 85 °C'ye ısıtılması ve solüsyonun manyetik bir karıştırıcı ile sürekli olarak karıştırılmasıyla çözülmüştür. Yoğun su buharlaşmasını önlemek amacıyla şişeyi sıkıca kapatmak için alüminyum folyo kullanılmıştır. Karışım berraklaştığında, sıcaklığın yaklaşık 60 °C'ye düşmesine izin verilmiş, karışıma önceden yaklaşık 60 °C'ye ısıtılmış 17 ml (numune #1), 34 ml (numune #2) ve 68 ml (numune #3) ayçiçeği tohumu yağı, üniform bir emülsiyon oluşturmak için 1,8 ml bulaşık deterjanı ile birlikte eklenmiştir. Yoğun ve soluk bir sıvı görünümle elde edilen karışım, sıcaklık 50 °C'nin altına düşene kadar karıştırılmış, sonra daha fazla karıştırılmadan başka bir behere aktarılmıştır. Özetle, aynı jelatin ve su miktarları ve farklı hacimlerde (17, 34 ve 68 ml) yağ ile hazırlanan tarif edilen üç karışımın yağ / su yüzdeleri sırasıyla % 33,3 / 66,6 (Numune #1), % 50 / 50 (Numune #2), % 66,6 / 33,3 (Numune #3) ve jelatin konsantrasyonları % 3,3, 5 ve 6,6'dır (Di Meo *et al.* 2018).

Relaksasyon zamanı τ , 2. bölümde de anlatıldığı üzere elektrik alanının bir periyot içinde değişim yapmasıyla, o periyotta dipolün yönelimi için geçen süre olarak da tanımlanabilir. Relaksasyon frekansı, malzemenin rezonans frekansına karşılık gelen frekanstır. Elektrik alanının frekansı, relaksasyon frekansından küçük olduğunda kutuplanma çok kolay oluşur ve elektrik alanı izler. Bu durumda dielektrik kayıplar ihmal edilebilir. Frekans artarak relaksasyon bölgesine ulaşıncaya, kutuplanma alana uymakta zorluk çeker ve faz farkı artar. Bu durumda kayıplar da maksimuma ulaşır. Eğer frekans artmaya devam ederse, kutuplanma oluşmayacak ve dielektrik sabiti hızla azalacaktır (Şekil 116). Kutuplanma oluşmadığında ise dielektrik kayıp olmayacaktır (Smyth 1955; İzci 2001; İyibakanlar ve Oktay 2007).



Şekil 116. Polar bir dielektriğin, dielektrik relaksasyonu (Bunged and Popescu 1984; İyibakanlar ve Oktay 2007)

Şekil 115'te görüldüğü gibi 20 GHz ve üzerindeki frekanslardan sonra özellikle orta ve düşük yoğunluklu dokular için frekans artık relaksasyon bölgesini geçtiği için kutuplanma oluşmamış ve dielektrik sabiti azalmaya devam etmeyerek sabit kalmıştır. Bu yüzden yapmış olduğum çalışmamda 0 - 20 GHz frekans aralığı seçilerek üretilen fantomların dielektriksel karakteristikleri incelenmiştir. Çalışmamda dielektrik sabitinin değişimi Triton X-100 maddesinin oranının değiştirilmesiyle sağlanmış ve hem sağlıklı hem de kanserli insan meme doku gruplarını taklit eden fantomlar elde edilmiştir. Ayrıca üretmiş olduğum fantomların zamanla bozulmaya uğrayıp uğramadığının test edilmesi için geçen 3, 4 ve 8 hafta sürelerin sonunda ölçümler yapılmış ve dielektrik sabitinde önemli bir değişimin olmadığı görülmüştür. Bu yüzden üretmiş olduğum fantomların Di Meo *et al.* (2018)'in çalışmasında üretilen fantomlara göre artıları olduğu söylenebilir.



Şekil 117. Triton X-100 konsantrasyonu ve tuzluluğu (% 18, 4 g/L), (% 28,5, 3,5 g/L), (% 41, 0 g/L) ve (% 100, 0 g/L) olan 3 farklı düzeneğe ayarlanmış karışımların ölçülen dielektrik sabitleri (tam çizgiler) ile Debye modelleri ile elde edilen sonuçların (T, G1, G2 ve G3: kesik çizgiler) kıyaslanması (Joachimowicz *et al.* 2016)

Joachimowicz *et al.* (2016)'nın çalışmasında Triton X-100 ve tuzlu su karışımı kullanılmış ve bu sıvı karışımların hazırlanması, sıcaklığa ve tuz konsantrasyonuna bağlı olarak karışımın oldukça viskoz hale gelebileceği veya hatta jelleşebileceği G2 grubu haricinde herhangi bir zorluğa neden olmadığı görülmüştür. Tuz konsantrasyonu ne kadar yüksek olursa, jelleşme sıcaklığının o kadar düşük olduğu ve örnek olarak tuzsuz karışımın oda sıcaklığında jelleştiği deneylerle yapılmıştır. Bu zorluğun üstesinden gelmek için, 45 °C'lik bir sıcaklıkta kuvvetli bir şekilde karıştırılarak karışım gerçekleştirilmiş ve daha sonra hava kabarcıkları kaybolduktan sonra istenen sıcaklığa, bu çalışmada 37 °C'ye kadar soğutulmuştur. Meme fantomlarının üretimi 3 adımda gerçekleştirilmiştir. Önce 3D baskılı yapı üretilmiş, sonra farklı meme doku tiplerini taklit edebilen sıvı karışımlar oluşturulmuş ve son olarak da karışımın dielektrik özellikleri yapı içerisinde yerinde ölçülmüştür.



Şekil 118. 3D baskılı yapının görüntüsü (Joachimowicz *et al.* 2016)

Şekil 118, 3D tersine çevirme algoritmalarının testi için yapılmış bu fantomun ve aynı prensipler üzerine yapılmış ancak 2D tersine çevirme algoritmalarını test etmek için uzun silindirik bir uzantıya sahip bir fantomun dış görünüşlerini göstermektedir. Bu şekilde, farklı doku tiplerine karşılık gelen boşluklar da gösterilmiştir. Son olarak Şekil 118, 3D baskılı fantomların fotoğraflarını ve modülerliklerini göstermektedir. Üç bölümden oluşmaktadır: doku taklit eden karışımlarla doldurulması amaçlanan iki sabit boşluk ve bir tümörü taklit etmek için fantom içindeki farklı konumlara yerleştirilebilen çıkarılabilir bir boşluk.

Çeşitli doku gruplarından birini taklit eden bir karışım üretmek için gerekli olan Triton X-100 ve tuz miktarları, Joachimowicz *et al.* (2016)'nın önceki yıllarda yapmış olduğu çalışmalarındaki ikili karışım kuralının Debye modeline uydurulmasıyla belirlenmiştir (Lazebnik *et al.* 2007b).

Tablo 42. Tuzlu Su + Triton X-100 karışımlarının 2,45 GHz ve 37 °C'de ölçülen dielektrik sabiti değerlerinin Debye modellerinden çıkarılan (parantez içindeki) değerlerle karşılaştırılması (Joachimowicz *et al.* 2016)

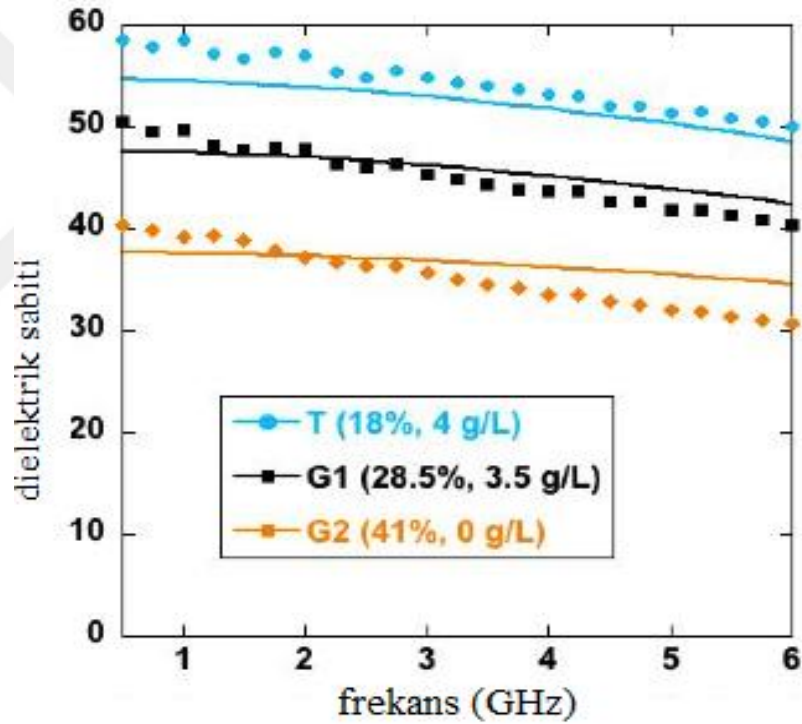
Grup	% TX-100 , tuz (g/L)	ϵ_r
T	18%, 4	54 - 59 (53)
G1	28,5%, 3,5	46 - 49 (46)
G2	41%, 0	36 - 38 (37)
G3	100%, 0	4,7 - 5,2 (5)

0,5 - 4,5 GHz frekans bandı üzerindeki sıvı karışımların dielektrik karakterizasyonu üç farklı düzenek vasıtasıyla gerçekleştirilmiştir. Bunlardan ikisi açık bir prob (ev yapımı olan ve Agilent probu), diğesinde ise bir koaksiyel dalga kılavuzu probudur. Şekil 117'de Debye modelinden elde edilen sonuçlarla karışımların 3D baskılı yapının dışında ölçülen dielektrik

sabiti değerleri grafiksel olarak karşılaştırılmıştır. Şekil 117, üç farklı proba yerinde elde edilen değerlerin ortalamasını göstermekte ve hata çubukları, ortalama frekans aralığındaki ortalama değerlerin % 5'inin altında olan ortalamalar arasındaki sapmaları göstermektedir. Tablo 42'de parantez içinde verilen değerler Debye modelinden alınan dielektrik sabiti değerleri olup diğerleri 3D yapı dışında ölçülmüş değerlerdir.

Daha sonra önceki 3D baskılı yapının dışındaki ölçümler yerinde yapılan ölçümlerle tamamlanmıştır. Bu nedenle, 3D baskılı yapının boşlukları, T, G1 ve G2 gruplarına karşılık gelen sıvı karışımlarla doldurulmuş ve karışımların 0,5 - 6 GHz frekans aralığında dielektrik özelliklerinin ölçümleri, farklı boşluklar içinde, açık uçlu bir prob vasıtasıyla gerçekleştirilmiştir.

Şekil 119'da gösterilen sonuçlar, fantomun farklı kısımları arasındaki dielektrik farklarının beklenene yakın olduğunu göstermiştir.



Şekil 119. Debye modellerinden (T, G1 ve G2: tam çizgiler) elde edilen dielektrik sabitleri ile 3D baskılı fantomun farklı boşlukları içinde yerinde ölçülen dielektrik sabitlerinin kıyaslanması (noktalı çizgiler) (Joachimowicz *et al.* 2016)

Joachimowicz *et al.* (2016)'nın yapmış olduğu çalışmalarda 6 GHz frekanslara kadar çıkmış ve dar bir frekans bandı aralığında meme dokusunu taklit edebilen fantomlar üretilmiştir. Yapmış olduğum çalışmamda ise % 10'luk 10 ml PVA çözeltilerine 2, 3, 5, 6, 7 ve 8 ml Triton X-100 maddesinin karıştırılmasıyla farklı 3 grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik özelliklerini de gösterebilen fantomlar 0 - 20 GHz gibi geniş bir frekans bandı aralığında elde edilmiştir. Ayrıca 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 jel fantomuna

0,1 g SiC nanotozu katılarak yine 2. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik özelliklerini gösterebilen başka fantomlar da elde edilmiştir. Bununla birlikte 3D yazıcı kullanılarak meme modeli oluşturulmuş ve mikrodalga görüntü cihazları ile meme kanseri tespit sistemlerini mikrodalga tomogram analizi ile değerlendirmek için 3 grup meme türüne göre de test fantomları üretilmiştir.



SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Sonuç olarak insan meme dokusunu en iyi taklit eden fantomlar 10 ml % 10'luk tampon PVA çözeltilerine 2, 3, 5, 6, 7 ve 8 ml Triton X-100 maddesinin karıştırılmasıyla elde edilmiştir. Bu üretilen fantomlardan 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 fantomuna 0,1 g SiC nanotozunun karıştırılmasıyla 2. grup normal ve kanserli meme dokularının dielektrik özelliklerini taklit eden fantomlar üretilmiştir. Şekil 105 ve 107'de gözlemlenen 200 ile 400 nm aralığında boyutları değişen parçacıklar 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 fantomuna karıştırılan SiC nanotozlarının dağılımları olarak yorumlanmaktadır. Şekil 108'deki EDX analizi bu yorumu desteklemektedir. EDX analizinde C atomunun miktarı Si'ye göre fazladır. Formülü $(C_2H_4O)_x$ olan Polivinil Alkol polimeri ile formülü $(C_{14}H_{22}O(C_2H_4O)_n)$ olan Triton X-100 ve SiC nanotoz bileşiminden gelen C atomlarının sayısı Si atomlarına göre oldukça fazla olduğu görülmektedir. Şekil 105, 106, 107, 110, 111, 112, 113 ve 114, 5 ve 7,5 kV voltaj altında 10 ml % 10 PVA + 5 ml Triton X-100 + 0,1 g SiC jel fantomunun farklı yüzeylerinden elde edilmiş görüntüleridir.

Meme dokularını taklit eden fantomlar, mikrodalga tıbbi cihazlarının geliştirilmesine ve test edilmesine etkili bir şekilde yardımcı olur. Ayrıca radyoterapi, hipertermi ve diğer tedavi yöntemlerinde kullanılan cihazların testlerinde de kullanılırlar. Meme kanseri tespiti için kullanılan mikrodalga görüntüleme, düşük maliyetli, iyonlaştırıcı olmayan radyasyon, verimlilik ve küçük boyutlarına dayanarak, kanser teşhisi ve şu anda kullanılan klinik yöntemlerin yerini alma potansiyeline sahiptir. Mikrodalga frekanslarında, dielektrik özellikler biyolojik dokunun su içeriğine bağlıdır ve tümör ile normal dokular gibi farklı doku içeriklerini ayırt etmek için kullanılabilir. Biyolojik dokuların dielektrik özellikleri sıcaklık ve yaşla birlikte değişecektir. Dokunun dielektrik özellikleri klinik ortamlarda oldukça az kullanılmaktadır ve daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. İleride yapılacak çalışmalarda üretilebilecek normal doku taklidi jel fantomların içerisindeki lokalize bir bölgeye tümör dokusunu taklit eden başka bir jel fantom entegre edilebilir ve bu doku taklidi jel fantomların görüntülemeye ve çeşitli tedavi yöntemlerinde kullanılabilirliği araştırılabilir. Tümör dokuları, tanı için kullanılabilen dielektrik dağılımda kendine özgü özellikler sergileyebilir.

KAYNAKLAR

- Abubakar, A. and van den Berg, P. M., 2004. Iterative forward and inverse algorithms based on domain integral equations for three-dimensional electric and magnetic objects. *Journal of Computational Physics*, 195(1), 236-262.
- Acun, H., Zubaroğlu, A., Kemikler, G. and Bozkurt, A., 2014. A comparative study of the peripheral doses from a linear accelerator with a multileaf collimator system. *Radiation Protection Dosimetry*, 158(3), 299-306.
- Almazroui, S. and Wang, W., 2012. Microwave tomography for security applications. In 2012 International Conference on Information Technology and e-Services, Sousse, Tunisia.
- Angel, E., Wellnitz, C. V., Goodsitt, M. M., Yaghami, N., DeMarco, J. J., Cagnon, C. H., Sayre, J. V., Cody, D. D., Stevens, D. M., Primak, A. N., McCollough, C. H. and McNitt-Gray, M. F., 2008. Radiation dose to the fetus for pregnant patients undergoing multidetector CT imaging: Monte Carlo simulations estimating fetal dose for a range of gestational age and patient size. *Radiology*, 249(1), 220-227.
- Anonim, 2012. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı Biyomedikal Cihaz Teknolojileri. Ankara, http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Biyomedikal%20Cihazlarda%20Kalibrasyon.pdf (17.06.2014).
- Anonim, 2012. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı Biyomedikal Cihaz Teknolojileri. Ankara, http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Mr%20Fonksiyon%20Testi.pdf (17.06.2014).
- Anonim, 2020. Bağlı (İlişkili) Gruplar t Testi. Marmara Üniversitesi, <https://mustafaotrar.net/istatistik/bagimli-iliskili-gruplar-t-testi/> (12.11.2020).
- Anonim, 2020. İlişki Ölçüleri. Ankara, http://www.biyostatistik.hacettepe.edu.tr/lisans/eczacilik/Korelasyon_Regresyon.pps (05.09.2020).
- Anonim, 2020. Korelasyon katsayısı (r). Ankara, https://acikders.ankara.edu.tr/pluginfile.php/62029/mod_resource/content/0/4.%20hafta.pdf (05.09.2020).
- Anonim, 2020. SPSS'de T-testi için Etki Değerini (Effect Size) Hesaplama. İzmir, [https://www.galloglu.com/blog/SPSS-de-T-testi-icin-Etki-Degeri-\(Effect-Size\)-Hesaplama](https://www.galloglu.com/blog/SPSS-de-T-testi-icin-Etki-Degeri-(Effect-Size)-Hesaplama) (15.11.2020).
- Anonymous, 1997. Dependent samples t test. Lucerne University of Applied Sciences and Arts, <https://www.empirical-methods.hslu.ch/decisiontree/differences/central-tendency/dependent-samples-t-test/#anfang> (05.09.2020).
- Anonymous, 2012. National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, <http://www.nibib.nih.gov/NewsEvents/ResearchHighlights/HighlightOnHealth/30Aug12> (19.09.2012).
- Anonymous, 2014. World Cancer Report 2014 (ePUB). WHO-OMS, <http://apps.who.int/bookorders/anglais/detart1.jsp?codlan=1&codcol=80&codcch=275> (19.03.2020).
- Anonymous, 2015. American Cancer Society, <http://www.cancer.org/cancer> (16.04.2020).
- Anonymous, 2015. Cancer Statistics in Japan (Graphs) - Foundation for Promotion of Cancer Research, http://ganjoho.jp/data/reg_stat/statistics/brochure/2015/cancer_statistics_2015_fig_E.pdf (11.05.2016).
- Anonymous, 2015. Thermography Clinic Inc. Toronto Ontario, <http://www.drmostovoy.com/> (11.05.2016).
- Anonymous, 2016. Anatomy and physiology of the breast. Canadian Cancer Society, <https://www.cancer.ca/en/cancer-information/cancer-type/breast/breast-cancer/the-breasts/?region=qc> (16.04.2020).
- Anonymous, 2016. Synthesis; sol-gel, <https://www.scribd.com/document/445829755/India-Sol-Gel-AOS-pdf> (20.05.2020).
- Anonymous, 2016. What Is Breast Cancer?. Breastcancer.org, http://www.breastcancer.org/symptoms/understand_bc/what_is_bc (16.04.2020).

- Anonymous, 2019. American Cancer Society, <https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/treatment/radiation-for-breast-cancer.html> (16.04.2020).
- Anonymous, 2020. Medical ultrasound, https://en.wikipedia.org/wiki/Medical_ultrasound (19.04.2020).
- Anonymous, 2020. Understanding The Fundamental Principles of Vector Network Analysis, <https://www.keysight.com/en/pd-304506-pn-85070E/dielectric-probe-kit?cc=TR&lc=eng> (15.08.2020).
- Athey, T. W., Stuchly, M. A. and Stuchly, S. S., 1982. Measurement of radio frequency permittivity of biological tissues with an open-ended coaxial line: Part I. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 30(1), 82-86.
- Avşar, D. K., Aygıt, A. C., Benlier, E., Top, H. and Taşkınalp, O., 2010. Anthropometric breast measurement: a study of 385 Turkish female students. *Aesthetic Surgery Journal*, 30(1), 44-50.
- Aznar, M. C., Korreman, S. S., Pedersen, A. N., Persson, G. F., Josipovic, M. and Specht, L., 2011. Evaluation of dose to cardiac structures during breast irradiation. *The British Journal of Radiology*, 84(1004), 743-746.
- Bakar, A. A., Abbosh, A., Sharpe, P., Bialkowski, M. E. and Wang, Y., 2011. Heterogeneous breast phantom for ultra wideband microwave imaging. *Microwave and Optical Technology Letters*, 53(7), 1595-1598.
- Balanis, C., 1989. *Advanced Engineering Electromagnetics*. John Wiley and Sons. Inc., 981 p, New York.
- Baraket, L. and Ghorbel, A., 1998. Control preparation of aluminium chromium mixed oxides by Sol-Gel process. In *Studies in Surface Science and Catalysis*, 118, 657-667.
- Bardati, F. and Iudicello, S., 2008. Modeling the visibility of breast malignancy by a microwave radiometer. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1), 214-221.
- Barrett, A. H., Myers, P. C. and Sadowsky, N. L., 1980. Microwave thermography in the detection of breast cancer. *American Journal of Roentgenology*, 134(2), 365-368.
- Barrett, A., Dobbs, J., Morris, S. and Roques, T., 2009. *Practical Radiotherapy Planning*. 4th ed. CRC Press, 432 p, London, England.
- Bayat, N. and Mojabi, P., 2014. The effect of antenna incident field distribution on microwave tomography reconstruction. *Progress In Electromagnetics Research*, 145, 153-161.
- Beck, B. L., Jenkins, K. A., Rocca, J. R. and Fitzsimmons, J. R., 2004. Tissue-equivalent phantoms for high frequencies. *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering: An Educational Journal*, 20(1), 30-33.
- Berger, K., Bostwick, J. and Jones, G. E., 2011. *A woman's decision: breast care, treatment and reconstruction*, 4th ed. CRC Press, 718 p, St. Louis, Mo.: Quality Medical Pub.
- Berris, T., Mazonakis, M., Stratakis, J., Tzedakis, A., Fasoulaki, A. and Damilakis, J., 2013. Calculation of organ doses from breast cancer radiotherapy: a Monte Carlo study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14(1), 133-146.
- Berry, D. A., Cronin, K. A., Plevritis, S. K., Fryback, D. G., Clarke, L., Zelen, M., Mandelblatt, J. S., Yakovlev, A. Y., Habbema, J. D. and Feuer, E. J., 2005. Effect of screening and adjuvant therapy on mortality from breast cancer. *New England Journal of Medicine*, 353(17), 1784-1792.
- Bilal, M., Yin, W., Abdullah, M. Z., Armitage, D. W. and Peyton, A. J., 2003. Ultra Wide Band Tomography—Experimental Hardware and Image Reconstruction. *Jurnal Teknologi*, 599–606.
- Bilge, H., 2010. Pregnancy and Radiation. *J Turk Soc Obstet Gynecol*, 7, 37-42.
- Bindu, G., 1993. *Dielectric Behavior of Biological Objects*. CRC Press, Boca Raton, Florida, USA.

- Bindu, G., Lonappan, A., Thomas, V., Aanandan, C. K. and Mathew, K. T., 2006. Dielectric studies of polyvinyl-acetate-based phantom for applications in microwave medical imaging. *Journal of Materials Science*, 41(22), 7419-7424.
- Bindu, G., Lonappan, A., Thomas, V., Hamsakkutty, V., Aanandan, C. K. and Mathew, K. T., 2004. Microwave characterization of breast-phantom materials. *Microwave and Optical Technology Letters*, 43(6), 506-508.
- Bini, M. G., Ignesti, A., Millanta, L., Olmi, R., Rubino, N. and Vanni, R., 1984. The polyacrylamide as a phantom material for electromagnetic hyperthermia studies. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (3), 317-322.
- Boughriet, A., Wu, Z., McCann, H. and Davis, L. E., 1999. The measurement of dielectric properties of liquids at microwave frequencies using open-ended coaxial probes. In *Proc. 1st World Congr. Ind. Process Tomography*, Buxton, UK.
- Bourqui, J., Sill, J. M. and Fear, E. C., 2012. A prototype system for measuring microwave frequency reflections from the breast. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2012, 1-12.
- Bradley, B., Fleck, A. and Osei, E. K., 2006. Normalized data for the estimation of fetal radiation dose from radiotherapy of the breast. *The British Journal of Radiology*, 79(946), 818-827.
- Bruck, S. D., 1980. *Properties of biomaterials in the physiological environment*. CRC Press, 142 p, Boca Raton, Florida, USA.
- Bunged I. and Popescu M., 1984. *Physics of Solid Dielectrics*. Elsevier Science, Publishers, 443 p, Amsterdam, Netherlands.
- Burdette, E. C., Cain, F. L. and Seals, J., 1986. In situ tissue permittivity at microwave frequencies: perspective, techniques, results. *Medical Applications of Microwave imaging*, Ed: L.L.E., J.J.H. IEEE Press, New York, 13-40.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr., E. M., Boone, J. M. and Goldschmidt Jr, E. J., 2003. The essential physics of medical imaging. *Medical Physics*, 30(7), 1936-1936.
- Campbell, A. M. and Land, D. V., 1992. Dielectric properties of female human breast tissue measured in vitro at 3,2 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 37(1), 193.
- Caorsi S., Gragnani, G. L., Pastorino, M. and Rebagliati, M., 1995. An approach to focused 2D tm near-field active microwave imaging of dielectric objects. *Microwave and Optical Technology Letters*, 8(6), 302-306.
- Caorsi, S., Frattoni, A., Gragnani, G. L., Nortino, E. and Pastorino, M., 1991. Numerical algorithm for dielectric-permittivity microwave imaging of inhomogeneous biological bodies. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 29(6), NS37-NS44.
- Caorsi, S., Gragnani, G. L. and Pastorino, M., 1990. Two-dimensional microwave imaging by a numerical inverse scattering solution. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 38(8), 981-989.
- Carr, K. L., Cevasco, P., Dunlea, P. and Shaeffer, J., 2000. Radiometric sensing: An adjuvant to mammography to determine breast biopsy. In *2000 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (Cat. No. 00CH37017)*, Boston, MA, USA.
- Catapano, I., Affinito, A., Bertolla, L., Porsani, J. L. and Soldovieri, F., 2014. Oil spill monitoring via microwave tomography enhanced GPR surveys. *Journal of Applied Geophysics*, 108, 95-103.
- Chang, J. T., Fanning, M. W., Meaney, P. M. and Paulsen, K. D., 2000. A conductive plastic for simulating biological tissue at microwave frequencies. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 42(1), 76-81.
- Chaudhary, S., Misha, R., Swarup, A. and Thomas, J., 1984. Dielectric properties of normal and malignant human breast tissue at radiowave and microwave frequencies, *Indian J. Biochem. Biophys.*, 21(1), 76-79.
- Cheng, D. K., 1989. *Field and wave electromagnetics*. Pearson Education, 720 p, India.

- Cheung, A. Y. and Koopman, D. W., 1976. Experimental development of simulated biomaterials for dosimetry studies of hazardous microwave radiation (Short Papers). *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 24(10), 669-673.
- Chew, W. C., 1998. Imaging and inverse problems in electromagnetics. *Advances in Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, 653-702.
- Cole, K. S. and Cole, R. H., 1941. Dispersion and absorption in dielectrics I. Alternating current characteristics. *The Journal of Chemical Physics*, 9(4), 341-351.
- Cole, K. S. and Cole, R. H., 1942. Dispersion and absorption in dielectrics II. Direct current characteristics. *The Journal of Chemical Physics*, 10(2), 98-105.
- Cooper, G. M., 1992. *Elements of human cancer*. Jones and Bartlett Learning, 354 p, Boston, USA.
- Cox, D. C., 1995. Wireless personal communications: What is it?. *IEEE personal communications*, 2(2), 20-35.
- Dahl, O., 1995. Interaction of heat and drugs in vitro and in vivo. *Thermoradiotherapy and Thermochemotherapy*, Ed: S.M.H., F.P., V.C.C. Springer, Berlin, Heidelberg, 103-121.
- Dancsisin, M. V., 2011. Characterization of tissue mimicking materials for testing of microwave medical devices. MS Thesis, Mississippi State University, Mississippi, USA.
- Davidson, S. R. H. and Sherar, M. D., 2003. Measurement of the thermal conductivity of polyacrylamide tissue-equivalent material. *International Journal of Hyperthermia*, 19(5), 551-562.
- De Gonzalez, A. B., Curtis, R. E., Gilbert, E., Berg, C. D., Smith, S. A., Stovall, M. and Ron, E., 2010. Second solid cancers after radiotherapy for breast cancer in SEER cancer registries. *British Journal of Cancer*, 102(1), 220-226.
- Debye, P., 1929. *Polar Molecules*. Gyan Books Pvt. Ltd., 194 p, Delhi, India.
- Devaney, A. J., 1983. A computer simulation study of diffraction tomography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-30(7), 377-386.
- Di Meo, S., Iliopoulos, I., Pasian, M., Ettorre, M., Pasotti, L., Zhadobov, M. and Matrone, G., 2019. Tissue mimicking materials for breast phantoms using waste oil hardeners. In 2019 13th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), Krakow, Poland, Poland.
- Di Meo, S., Pasotti, L., Iliopoulos, I., Pasian, M., Ettorre, M., Zhadobov, M. and Matrone, G., 2019. Tissue-mimicking materials for breast phantoms up to 50 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 64(5), 055006.
- Di Meo, S., Pasotti, L., Pasian, M. and Matrone, G., 2018. Realization of breast tissue-mimicking phantom materials: dielectric characterization in the 0.5-50 GHz frequency range. In 2018 IEEE International Microwave Biomedical Conference (IMBioC), Philadelphia, PA, USA.
- Dimbylow, P. J., 1995. The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry. In *Proc. of an International Workshop at NRPB "Voxel Phantom Development"*, Chilton, UK.
- Durney, C. H. and Christensen D. A., 2000. *Basic Introduction to Bioelectromagnetics*. CRC Press LLC 2nd ed., 290 p, New York, USA.
- Elliot, R.S., 1966. *Electromagnetics*. McGraw-Hill, 631 p, New York, USA.
- England, T. S. and Sharples, N. A., 1949. Dielectric properties of the human body in the microwave region of the spectrum. *Nature*, 163(4143), 487-488.
- England, T. S., 1950. Dielectric properties of the human body for wave-lengths in the 1-10 cm. range. *Nature*, 166(4220), 480-481.
- Epstein, N. R., 2013. Motion Optimized Conformal Microwave Imaging for Biomedical Applications. PhD Thesis, Dartmouth College, Hanover, New Hampshire, USA.

- Fang, Q., Meaney, P. M. and Paulsen, K. D., 2010. Viable three-dimensional medical microwave tomography: Theory and numerical experiments. *IEEE transactions on antennas and propagation*, 58(2), 449-458.
- Fear, E. C. and Stuchly, M. A., 1999. Microwave system for breast tumor detection. *IEEE Microwave and Guided Wave Letters*, 9(11), 470-472.
- Fear, E. C., Hagness, S. C., Meaney, P. M., Okoniewski, M. and Stuchly, M. A., 2002. Enhancing breast tumor detection with near-field imaging. *IEEE Microwave magazine*, 3(1), 48-56.
- Fear, E. C., Meaney, P. M. and Stuchly, M. A., 2003. Microwaves for breast cancer detection?. *IEEE Potentials*, 22(1), 12-18.
- Ferlay, J., Autier, P., Boniol, M., Heanue, M., Colombet, M. and Boyle, P., 2007. Estimates of the cancer incidence and mortality in Europe in 2006. *Annals of Oncology*, 18(3), 581-592.
- Fhager, A., 2006. Microwave Tomography. PhD Thesis, Chalmers University of Technology, Gothenburg, Sweden.
- Fhager, A., Padhi, S. K. and Howard, J., 2009. 3D image reconstruction in microwave tomography using an efficient FDTD model. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 8, 1353-1356.
- Foster, K. R. and Schepps, J. L., 1981. Dielectric properties of tumor and normal tissues at radio through microwave frequencies. *Journal of Microwave Power*, 16(2), 107-119.
- Foster, K. R. and Schwan, H. P., 1989. Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(1), 25-104.
- Fricke, H. and Morse, S., 1940. The electric capacity of tumors of the breast, *J. Cancer Res*, 10, 430.
- Fujiwara, O. and Wang, J., 2006. Radiofrequency dosimetry and exposure systems. In *Electromagnetics in Biology*, Ed: K.M. Springer, Tokyo, 223-250.
- Gabriel, C., Gabriel, S. and Corthout, Y. E., 1996. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics In Medicine and Biology*, 41(11), 2231-2249.
- Gabriel, S., Lau, R. W. and Gabriel, C., 1996. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 41(11), 2251-2270.
- Gabriel, S., Lau, R. W. and 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), 2271-2293.
- Gandhi, O. P., Li, Q. X. and Kang, G., 2001. Temperature rise for the human head for cellular telephones and for peak SARs prescribed in safety guidelines. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 49(9), 1607-1613.
- Garcia, M., Jemal, A. and Ward, E., 2011. Global cancer facts and figures 2011. GA: American Cancer Society, Atlanta.
- Golnabi, A. H., 2012. Computational Aspect Of Tomographic Microwave Imaging For Biomedical Applications. PhD Thesis, Dartmouth College, Hanover, New Hampshire, USA.
- Gordon, C. J., 1992. Local and Global Thermoregulatory Responses to MRI Fields a. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 649(1), 273-284.
- Greenstein, J., 1947. *Biochemistry of Cancer*. Academic Press, 389 p, New York, USA.
- Grimnes, S. and Martinsen, O. G., 2000. *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, Academic Press, San Diego, USA.
- Grosse, C., 1988. Permittivity of a suspension of charged spherical particles in electrolyte solution. 2. Influence of the surface conductivity and asymmetry of the electrolyte on the low-and high-frequency relaxations. *The Journal of Physical Chemistry*, 92(13), 3905-3910.

- Guo, B., Li, J., Zmuda, H. and Sheplak, M., 2007. Multifrequency microwave-induced thermal acoustic imaging for breast cancer detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 2000-2010.
- Gurkovich, S. R. and Blum, J. B., 1985. Crystallization of amorphous lead-titanate prepared by a sol-gel process. *Ferroelectrics*, 62(1), 189-194.
- Guy, A. W., 1971. Analyses of electromagnetic fields induced in biological tissues by thermographic studies on equivalent phantom models. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 19(2), 205-214.
- Hagness, S. C., Taflove, A. and Bridges, J. E., 1998. Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: Fixed-focus and antenna-array sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 45(12), 1470-1479.
- Hamit, 2011. RF Aygıt Karakterizasyon Sistemi. www.hamit.bilkent.edu.tr/pdf/CascadeRF_AYGITKARAKTERIZASYONSISTEMI.pdf (15.12.2011)
- Hansson, L., Lundgren, N., Antti, A. L. and Hagman, O., 2005. Microwave penetration in wood using imaging sensor. *Measurement*, 38(1), 15-20.
- Harrison, R. M., Wilkinson, M., Rawlings, D. J. and Moore, M., 2007. Doses to critical organs following radiotherapy and concomitant imaging of the larynx and breast. *The British Journal of Radiology*, 80(960), 989-995.
- Hartsgrove, G., Kraszewski, A. and Surowiec, A., 1987. Simulated biological materials for electromagnetic radiation absorption studies. *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, The Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, The European Bioelectromagnetics Association*, 8(1), 29-36.
- Hasançebi, Ö., 2006. Sol-Gel Yöntemiyle Hazırlanan Bakır Oksit İnce Filmlerin Elektriksel, Yapısal ve Optiksel Özelliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara.
- Helmus, M. N., Gibbons, D. F. and Cebon, D., 2008. Biocompatibility: meeting a key functional requirement of next-generation medical devices. *Toxicologic Pathology*, 36(1), 70-80.
- Hernández-Gómez, E. S., Olvera-Cervantes, J. L., Corona-Chávez, A. and Sosa-Morales, M. E., 2014. Development of a low cost dielectric permittivity sensor for organic and inorganic materials in the microwave frequency range. In 2014 IEEE 9th IberoAmerican Congress on Sensors, Bogota, Colombia.
- Hinrikus, H. and Riipulk J., 2006. Microwave Imaging. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, Ed: A.M. John Wiley and Sons, Inc, 1-13.
- Holmes, W. S., Rehman, S. U. and Riley, S., 2011. Dielectric measurement of logs for improved internal imaging. In 2011 Fifth International Conference on Sensing Technology, Palmerston North, New Zealand.
- Homburger, F. and Fishman, W. H., 1953. The physiopathology of cancer. A treatise for investigators, Physicians and Students, Ed: P.B. Hoeber-Harper, New York, 554.
- Huang, J. and Mackillop, W. J., 2001. Increased risk of soft tissue sarcoma after radiotherapy in women with breast carcinoma. *Cancer*, 92(1), 172-180.
- IEEE Standard C95.1-1999 1999: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE C95.1-1991.
- IEEE Standard C95.1-2005 2006: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE C95.1-1991.
- In, E., 2016. Development of Polymer-based Gels for Multimodal Medical Imaging Phantoms. PhD Thesis, University of Toronto, Canada.
- ISO 10993 1994: Biological Evaluation of Medical Devices, Part I: Evaluation and Testing, International Organization for Standardization, Geneva.

- Ito, K., Furuya, K., Okano, Y. and Hamada, L., 2001. Development and the characteristics of a biological tissue-equivalent phantom for microwaves, *IEICE Trans. Commun.* (Japanese Edition), 84(4), 67-77.
- Iudicello, S. and Bardati, F., 2009. Functional Imaging of Compressed Breast by Microwave Radiometry. *Applied Computational Electromagnetics Society Journal*, 24(1), 64-71.
- İyibakanlar, G. ve Oktay, A., 2007. Bazı Polimerlerin Dielektrik Özelliklerinin Frekansla Değişimlerinin İncelenmesi. *Journal of Aeronautics and Space Technologies/Havacılık ve Uzay Teknolojileri Dergisi*, 3(1), 11-19.
- İzci, E., 2001. Gördes Yöresi Doğal Klinoptilolitinin Doğal ve İyon Değiştirilmiş Formlarının Dielektrik Özelliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Anadolu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Eskişehir.
- Jackman, R. J., Nowels, K. W., Rodriguez-Soto, J., Marzoni Jr, F. A., Finkelstein, S. I. and Shepard, M. J., 1999. Stereotactic, automated, large-core needle biopsy of nonpalpable breast lesions: false-negative and histologic underestimation rates after long-term follow-up. *Radiology*, 210(3), 799-805.
- Joachimowicz, N., Duchêne, B., Conessa, C. and Meyer, O., 2016. Easy-to-produce adjustable realistic breast phantoms for microwave imaging. In 2016 10th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), Davos, Switzerland.
- Jofre, L., Hawley, M. S., Broquetas, A., de Los Reyes, E., Ferrando, M. and Elias-Fuste, A. R., 1990. Medical imaging with a microwave tomographic scanner. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(3), 303-312.
- Joines, W. T., Zhang, Y., Li, C. and Jirtle, R. L., 1994. The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz. *Medical Physics*, 21(4), 547-550.
- Kaatze, U., 2010. Techniques for measuring the microwave dielectric properties of materials. *Metrologia*, 47(2), S91.
- Kalager, M., Haldorsen, T., Bretthauer, M., Hoff, G., Thoresen, S. O. and Adami, H. O., 2009. Improved breast cancer survival following introduction of an organized mammography screening program among both screened and unscreened women: a population-based cohort study. *Breast Cancer Research*, 11(4), R44.
- Kalappura, U. G., 2013. Development and microwave characterization of selected biocompatible materials and conducting polymers. PhD Thesis, Cochin University of Science and Technology, India.
- Kanda, M. Y., Ballen, M., Chou, C. and Balzano, Q., 2001. Formulation and characterization of tissue simulating liquids used for SAR measurement (500-2000 MHz). In 2001 Asia-Pacific Radio Science Conference AP-RASC'01, Tokyo, Japan.
- Karaböce, B., Gülmez, Y., Akgöz, M., Kaykısızlı, H., Dorossinskiy, L. ve Yalçinkaya, B., 2013. Sağlık için Metroloji. VIII. Ulusal Ölçümbilim Kongresi, Gebze, Kocaeli.
- Katti, D. S., 2007. Materials of tomorrow. IIT-K REACH Symposium, India.
- Kılıç, S., 2014. Etki Büyüklüğü. *Journal of Mood Disorders*, 4(1), 44-46.
- Kim, J. and Rahmat-Samii, Y., 2004. Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8), 1934-1943.
- Kirova, Y. M., De Rycke, Y., Gambotti, L., Pierga, J. Y., Asselain, B. and Fourquet, A., 2008. Second malignancies after breast cancer: the impact of different treatment modalities. *British Journal of Cancer*, 98(5), 870-874.
- Klemm, M., Craddock, I., Leendertz, J., Preece, A. and Benjamin, R., 2008. Experimental and clinical results of breast cancer detection using UWB microwave radar. In 2008 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, San Diego, CA, USA.

- Koh, E. S., Tran, T. H., Heydarian, M., Sachs, R. K., Tsang, R. W., Brenner, D. J., Pintilie, M., Xu, T., Chung, J., Paul, N. And Hodgson, D. C., 2007. A comparison of mantle versus involved-field radiotherapy for Hodgkin's lymphoma: reduction in normal tissue dose and second cancer risk. *Radiation Oncology*, 2(1), 13.
- Kottou, S., Nikolopoulos, D., Vogianis, E., Koulougliotis, D., Petraki, E. and Yannakopoulos, P. H., 2014. How Safe is the Environmental Electromagnetic Radiation. *Journal of Physical Chemistry and Biophysics*, 4(3), 1-10.
- Kraszewski, A. W. and Nelson, S. O., 1995. Application of microwave techniques in agricultural research. In *Proceedings of 1995 SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference*, Rio de Janeiro, Brazil.
- Ku, G. and Wang, L. V., 2001. Scanning microwave-induced thermoacoustic tomography: Signal, resolution, and contrast. *Medical Physics*, 28(1), 4-10.
- Kuang, W. and Nelson, S., 1998. Low-frequency dielectric properties of biological tissues: a review with some new insights. *Transactions of the American Society of Agricultural Engineers*, 41(1), 173-184.
- Kwon, K. C., Lim, Y. T., Kim, C. H., Kim, N., Park, C., Yoo, K. H., Son, S. H. and Jeon, S. I., 2012. Microwave Tomography Analysis System for Breast Tumor Detection. *Journal of Medical Systems*, 36(3), 1757-1767.
- Lam, A. R., Ding, H. and Molloy, S., 2014. Quantification of breast density using dual-energy mammography with liquid phantom calibration. *Physics in Medicine and Biology*, 59(14), 3985-4000.
- Larsen, L. E. and Jacobi, J. H., 1979. Microwave scattering parameter imagery of an isolated canine kidney. *Medical Physics*, 6(5), 394-403.
- Larsen, L. E. and Jacobi, J. H., 1986. *Medical Application of Microwave Imaging*. IEEE Press, 229 p, Piscataway, New Jersey, USA.
- Latifah, B. M., 2016. *Breast Cancer Imaging By Microwave Tomography*. PhD Thesis, Science and Technology, Shizuoka University, Japan.
- Lazebnik, M., 2008. *Ultrawideband Spectroscopy and Dielectric-Properties Contrast Enhancement for Microwave Breast Cancer Detection and Treatment*. PhD Thesis, University of Wisconsin-Madison, USA.
- Lazebnik, M., Converse, M. C., Booske, J. H. and Hagness, S. C., 2006. Ultrawideband temperature-dependent dielectric properties of animal liver tissue in the microwave frequency range. *Physics in Medicine and Biology*, 51(7), 1941-1956.
- Lazebnik, M., Madsen, E. L., Frank, G. R. and Hagness, S. C., 2005. Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications. *Physics in Medicine and Biology*, 50(18), 4245.
- Lazebnik, M., McCartney, L., Popovic, D., Watkins, C. B., Lindstrom, M. J., Harter, J., Sewall, S., Magliocco, A., Booske, J. Okoniewski, M. and Hagness, S. C., 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), 2637-2656.
- Lazebnik, M., Okoniewski, M., Booske, J. H. and Hagness, S. C., 2007. Highly accurate Debye models for normal and malignant breast tissue dielectric properties at microwave frequencies. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 17(12), 822-824.
- Lazebnik, M., Popovic, D., McCartney, L., Watkins, C. B., Lindstrom, M. J., Harter, J., Sewall, S., Ogilvie, T., Magliocco, A., Breslin, T. M., Temple, W., Mew, D., Booske, J. H., Okoniewski, M. and Hagness, S. C., 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), 6093-6115.

- Lettmaier, S., Kreppner, S., Lotter, M., Walser, M., Ott, O. J., Fietkau, R. and Strnad, V., 2011. Radiation exposure of the heart, lung and skin by radiation therapy for breast cancer: a dosimetric comparison between partial breast irradiation using multicatheter brachytherapy and whole breast teletherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 100(2), 189-194.
- Lin, J. C., 2012. *Electromagnetic Fields in Biological Systems*. CRC Press, 460 p, Milton Park, Abingdon, UK.
- Livage, J., Henry, M. and Sanchez, C., 1988. Sol-gel chemistry of transition metal oxides. *Progress in Solid State Chemistry*, 18(4), 259-341.
- Lui, H. S., Fhager, A. and Persson, M., 2012. On the forward scattering of microwave breast imaging. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2012(1), 582037.
- Madsen, E. L., Zagzebski, J. A. and Frank, G. R., 1982. Oil-in-gelatin dispersions for use as ultrasonically tissue-mimicking materials. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 8(3), 277-287.
- Mahmoodi, M. and Ghazanfari, L., 2011. Fundamentals of biomedical applications of biomorphic SiC. *Properties and Applications of Silicon Carbide*, Ed: G.R. IntechOpen, London, 297-344.
- Mallard, J. R. and Lawn, D. G., 1967. Dielectric absorption of microwaves in human tissues. *Nature*, 213(5071), 28-30.
- Mallard, J. R. and Whittingham, T. A., 1968. Dielectric absorption of microwaves in human tissues. *Nature*, 218(5139), 366-367.
- Massoudi, H., Durney, C. H., Barber, P. W. and Iskander, M. F., 1979. Electromagnetic absorption in multilayered cylindrical models of man. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 27(10), 825-830.
- Mauritz, K., 2011. Sol-Gel Chemistry, <http://www.psrc.usm.edu/mauritz/solgel.html> (26.08.2011).
- Mayrovitz, H. N., Davey, S. and Shapiro, E., 2008. Local tissue water assessed by tissue dielectric constant: anatomical site and depth dependence in women prior to breast cancer treatment-related surgery. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 28(5), 337-342.
- Mazzara, G. P., Briggs, R. W., Wu, Z. and Steinbach, B. G., 1996. Use of a modified polysaccharide gel in developing a realistic breast phantom for MRI. *Magnetic Resonance Imaging*, 14(6), 639-648.
- McCormack, V. A. and dos Santos Silva, I., 2006. Breast density and parenchymal patterns as markers of breast cancer risk: a meta-analysis. *Cancer Epidemiology and Prevention Biomarkers*, 15(6), 1159-1169.
- Meaney, P. M., Fanning, M. W., Li, D., Poplack, S. P. and Paulsen, K. D., 2000. A clinical prototype for active microwave imaging of the breast. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48(11), 1841-1853.
- Meaney, P. M., Fanning, M. W., Reynolds, T., Fox, C. J., Fang, Q., Kogel, C. a., Poplack, S. P. and Paulsen, K. D., 2007. Initial clinical experience with microwave breast imaging in women with normal mammography. *Academic Radiology*, 14(2), 207-218.
- Meaney, P. M., Paulsen, K. D. and Chang, J. T., 1998. Near-field microwave imaging of biologically-based materials using a monopole transceiver system. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 46(1), 31-45.
- Meaney, P. M., Paulsen, K. D., Chang, J. T., Fanning, M. W. and Hartov, A., 1999. Nonactive antenna compensation for fixed-array microwave imaging. II. Imaging results. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(6), 508-518.
- Meaney, P. M., Paulsen, K. D., Hartov, A. and Crane, R. K., 1995. An active microwave imaging system for reconstruction of 2D electrical property distributions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(10), 1017-1026.

- Meaney, P. M., Paulsen, K. D., Hartov, A. and Crane, R. K., 1996. Microwave imaging for tissue assessment: Initial evaluation in multitarget tissue-equivalent phantoms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 878-890.
- Meaney, P. M., Paulsen, K. D., Pogue, B. W. and Miga, M. I., 2001. Microwave image reconstruction utilizing log-magnitude and unwrapped phase to improve high-contrast object recovery. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(2), 104-116.
- Michaelson, J., S., Silverstein, M., Wyatt, J., Weber, G., Moore, R., Halpern, E., Kopans, D., and Hughes, K., 2002. Predicting the survival of patients with breast carcinoma using tumor size. *Cancer: Interdisciplinary International Journal of the American Cancer Society*, 95(4), 713-723.
- Miklavčič, D., Pavšelj, N. and Hart, F. X., 2006. Electric properties of tissues. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, Ed: A.M. Wiley Online Library, United States, 1-12.
- Miller, M. A. and Hutchins, G. D., 2007. Development of anatomically realistic PET and PET/CT phantoms with rapid prototyping technology. In 2007 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, Honolulu, HI, USA.
- Monleone, R., Pastorino, M., Poretti, S., Randazzo, A., Massimini, A. and Guy, A., 2012. Nondestructive Evaluations by Using a Prototype of a Microwave Tomography. *Microwave Materials Characterization*, Ed: C. S. London, England, 51-72.
- Morimoto, T., Nagao, T., Okazaki, K., Kira, M., Nakagawa, Y. and Tangoku, A., 2009. Current status of breast cancer screening in the world. *Breast Cancer*, 16(1), 2-9.
- Moros, E. G., Peñagaricano, J., Novák, P., Straube, W. L. and Myerson, R. J., 2010. Present and future technology for simultaneous superficial thermoradiotherapy of breast cancer. *International Journal of Hyperthermia*, 26(7), 699-709.
- Munro, K. M., Reeves, J. W., Birch, M. J. and Collier, R., 2001. Standing wave measurements to determine the dielectric properties of liquids and gels for use in microwave phantoms. 11th International Conference on Antennas and Propagation, Manchester, UK.
- Nadakuduti, J., Chen, G. and Zoughi, R., 2006. Semiempirical electromagnetic modeling of crack detection and sizing in cement-based materials using near-field microwave methods. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 55(2), 588-597.
- Naseri, M., 2015. Microwave Tomography For Breast Cancer Detection. MS Thesis, Graduate School of Science Engineering and Technology, İstanbul.
- Nass, S. J., Henderson, I. C. and Lashof, J. C., 2000. National Cancer Policy Board, Institute of Medicine, and Commission on Life Studies. National Research Council, Washington, DC, USA.
- Nelson, S. O. and Trabelsi, S., 2012. Factors influencing the dielectric properties of agricultural and food products. *Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy*, 46(2), 93-107.
- Ney, M. M., Smith, A. M. and Stuchly, S. S., 1984. A solution of electromagnetic imaging using pseudoinverse transformation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 3(4), 155-162.
- Nikawa, Y., Chino, M. and Kikuchi, K., 1996. Soft and dry phantom modeling material using silicone rubber with carbon fiber. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 44(10), 1949-1953.
- Nikolova, N. K., 2011. Microwave imaging for breast cancer. *IEEE Microwave Magazine*, 12(7), 78-94.
- Nisbet, A., Beange, I., Vollmar, H. S., Irvine, C., Morgan, A. and Thwaites, D. I., 2004. Dosimetric verification of a commercial collapsed cone algorithm in simulated clinical situations. *Radiotherapy and Oncology*, 73(1), 79-88.
- Noghanian, S., 2012. Microwave tomography for biomedical quantitative imaging. *J Elec Electron*, 1(3).

- Noghanian, S., Sabouni, A. and Pistorius, S., 2006. A numerical approach to microwave imaging based on genetic algorithm optimization. In *Health Monitoring and Smart Nondestructive Evaluation of Structural and Biological Systems V*. International Society for Optics and Photonics, 6177, 61771B.
- Nyfors, E., 2000. Industrial microwave sensors-A review. *Subsurface Sensing Technologies and Applications*, 1(1), 23-43.
- O'rourke, A. P., Lazebnik, M., Bertram, J. M., Converse, M. C., Hagness, S. C., Webster, J. G. and Mahvi, D. M., 2007. Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: in vivo and ex vivo measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe. *Physics in Medicine and Biology*, 52(15), 4707-4719.
- Okano, Y., Ito, K. and Kawai, H., 2000. Solid phantom composed of glycerin and its application to SAR estimation, *IEICE Trans. Commun. (Japanese Edition)*, J83-B(4), 534-543.
- Oliver, L. M., McAdams, E. T., Dunlop, P. S. M., Byrne, J. A., Blair, I. S., Boyle, M. and McGuigan, K. G., 2008. Electrical Impedance Spectroscopy as a Powerful Analytical Tool for Monitoring Microbiological Growth on Medical Implants. *Encyclopedia of Healthcare Information Systems*, Ed: W. N. and G. E. Medicines and Healthcare, Canary Wharf, London, UK, 487-496.
- Onishi, T., Ishido, R., Takimoto, T., Saito, K., Uebayashi, S., Takahashi, M. and Ito, K., 2005. Biological tissue-equivalent agar-based solid phantoms and SAR estimation using the thermographic method in the range of 3-6 GHz. *IEICE Transactions on Communications*, 88(9), 3733-3741.
- Ortega-Palacios, R., Leija, L., Vera, A. and Cepeda, M. F. J., 2010. Measurement of breast-tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation. In *2010 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control*, Tuxtla Gutierrez, Mexico.
- Othman, N. S., Jaafar, M. S., Rahman, A. A., Othman, E. S. and Rozlan, A. A., 2011. Ultrasound speed of polymer gel mimicked human soft tissue within three weeks. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, 1(3), 223-225.
- Öğretici, A., Çakır, A., Akbaş, U., Köksal, C., Kalafat, Ü., Tambaş, M. and Bilge, H., 2017. A phantom study on fetal dose reducing factors in pregnant patients with breast cancer during radiotherapy treatment. *Journal of Medical Physics*, 42(3), 128-132.
- Papas, C.H., 1965. *Theory of Electromagnetic Wave Propagation*. McGraw-Hill, 244 p; New York, USA.
- Peterson, D. M., 2009. *Tissue Equivalent Phantom Development For Biomedical Applications*. PhD Thesis, University of Florida, USA.
- Peterson, D. M., Duensing, G. R., Caserta, J. and Fitzsimmons, J. R., 2003. An MR transceive phased array designed for spinal cord imaging at 3 Tesla: preliminary investigations of spinal cord imaging at 3 T. *Investigative Radiology*, 38(7), 428-435.
- Pethig, R. and Kell, D. B., 1987. The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. *Physics in Medicine and Biology*, 32(8), 933.
- Pichot, C., Jofre, L., Peronnet, G. and Bolomey, J., 1985. Active microwave imaging of inhomogeneous bodies. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 33(4), 416-425.
- Pogue, B. W. and Patterson, M. S., 2006. Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry. *Journal of Biomedical Optics*, 11(4), 041102.
- Polk, C. and Pastow, E., 1996. *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*. CRC Press, 618 p, Boca Raton, Florida, USA.

- Poplack, S. P., Paulsen, K. D., Hartov, A., Meaney, P. M., Pogue, B. W., Tosteson, T. D., Grove, M. R., Soho, S. K. and Wells, W. A., 2004. Electromagnetic breast imaging: average tissue property values in women with negative clinical findings. *Radiology*, 231(2), 571-580.
- Poplack, S. P., Tosteson, T. D., Wells, W. A., Pogue, B. W., Meaney, P. M., Hartov, A., Kogel, C. A., Soho, S. K., Gibson, J. J. and Paulsen, K. D., 2007. Electromagnetic breast imaging: results of a pilot study in women with abnormal mammograms. *Radiology*, 243(2), 350-359.
- Quinn, A., Holloway, L. and Metcalfe, P., 2013. Image guidance during breast radiotherapy: a phantom dosimetry and radiation-induced second cancer risk study. In *Journal of Physics: Conference Series*, 444(1), 012046.
- Rahiman, M. H. F., Kiat, T. T. W., Jack, S. P. and Rahim, R. A., 2015. Microwave tomography application and approaches—a review. *Jurnal Teknologi*, 73(3), 133-138.
- Raicu, V., Kitagawa, N. and Irimajiri, A., 2000. A quantitative approach to the dielectric properties of the skin. *Physics in Medicine and Biology*, 45(2), L1-4.
- Rangayyan, R. M., El-Faramawy, N. M., Desautels, J. L. and Alim, O. A., 1997. Measures of acutance and shape for classification of breast tumors. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(6), 799-810.
- Rao, B. G., Mukherjee, D. and Reddy, B. M., 2017. Novel approaches for preparation of nanoparticles. *Nanostructures for Novel Therapy*, 1st ed, Ed: F.D. and G.A. Elsevier, Amsterdam, Netherlands, 1-36
- Rao, P. S., Santosh, K. and Gregg, 1980. Computed tomography with microwaves. *Radiology*, 135(3), 769-770.
- Rattanadecho, P., 2006. The simulation of microwave heating of wood using a rectangular wave guide: Influence of frequency and sample size. *Chemical Engineering Science*, 61(14), 4798-4811.
- Reilly, J. P., Geddes, L. A. and Polk, C., 1993. Bioelectricity. *The Electrical Engineering Handbook*, Ed: D. R.C. CRC Press, Boca Raton, Florida, USA, Part 113 1-44,.
- Repacholi, M.H., 1998. Low-level exposure to radiofrequency electromagnetic fields: Health effects and research needs. *Bioelectromagnetics*, 19(1), 1-19.
- Riaz, L., 2011. Design of Ultra Wideband Antenna Array for Microwave. MS Thesis, Dept. of Technology and Built Environment, University of Gavle, Sweden.
- Romeo, S., Di Donato, L., Bucci, O. M., Catapano, I., Crocco, L., Scarfi, M. R. and Massa, R., 2011. Dielectric characterization study of liquid-based materials for mimicking breast tissues. *Microwave and Optical Technology Letters*, 53(6), 1276-1280.
- Ronckers, C. M., Erdmann, C. A. and Land, C. E., 2004. Radiation and breast cancer: a review of current evidence. *Breast Cancer Research*, 7(1), 21-32.
- Rosenberg, P. S., Barker, K. A. and Anderson, W. F., 2015. Estrogen receptor status and the future burden of invasive and in situ breast cancers in the United States. *Journal of the National Cancer Institute*, 107(9), djv159.
- Rosenberg, R. D., Hunt, W. C., Williamson, M. R., Gilliland, F. D., Wiest, P. W., Kelsey, C. A., Key, C. R. and Linver, M. N., 1998. Effects of age, breast density, ethnicity, and estrogen replacement therapy on screening mammographic sensitivity and cancer stage at diagnosis: review of 183,134 screening mammograms in Albuquerque, New Mexico. *Radiology*, 209(2), 511-518.
- Saika, K. and Sobue, T., 2009. Epidemiology of breast cancer in Japan and the US. *JMAJ*, 52(1), 39-44.
- Salvadè, A., Pastorino, M., Monleone, R., Bartesaghi, T., Bozza, G. and Randazzo, A., 2008. Microwave detection of dielectric structures by using a tomographic approach. In *2008 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference*, Victoria, BC, Canada.

- Sant, M., Allemani, C., Santaquilani, M., Knijn, A., Marchesi, F., Capocaccia, R. and EUROCARE Working Group., 2009. EUROCARE-4. Survival of cancer patients diagnosed in 1995–1999. Results and commentary. *European Journal of Cancer*, 45(6), 931-991.
- Santorelli, A., Porter, E., Popović, M. and Schwartz, J., 2012. Pulse shaping for time-domain microwave breast tumour detection: Experiments with realistic tissue phantoms. In 2012 6th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP), Prague.
- Saslow, D., Boetes, C., Burke, W., Harms, S., Leach, M. O., Lehman, C. D., Morris, E., Pisano, E., Schnall, M., Sener, S., Smith, R. A., Warner, E., Yaffe, M., Andrews, K. S. and Russell, C. A., 2007. American Cancer Society guidelines for breast screening with MRI as an adjunct to mammography. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 57(2), 75-89.
- Schajer, G. S. and Orhan, F. B., 2005. Microwave non-destructive testing of wood and similar orthotropic materials. *Subsurface Sensing Technologies and Applications*, 6(4), 293-313.
- Schepps, J. L. and Foster, K. R., 1980. The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: variation in dielectric properties with tissue water content. *Physics in Medicine and Biology*, 25(6), 1149–1159.
- Schwan, H. P. and Foster, K. R., 1980. RF-field interactions with biological systems: electrical properties and biophysical mechanisms. *Proceedings of the IEEE*, 68(1), 104-113.
- Semenov, S. Y. and Corfield, D. R., 2008. Microwave tomography for brain imaging: Feasibility assessment for stroke detection. *International Journal of Antennas and Propagation*, 1-8.
- Semenov, S. Y., Bulyshev, A., Souvorov, A., Nazarov, A., Sizov, Y., Svenson, R., Posukh, V., Pavlovsky, A., Repin, P. and Tatsis, G., 2000. Three-dimensional microwave tomography: Experimental imaging of phantoms and biological objects. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48(6), 1071-1074.
- Semenov, S. Y., Svenson, R. H. and Tatsis, G. P., 2000. Microwave spectroscopy of myocardial ischemia and infarction. 1. Experimental Study. *Annals of Biomedical Engineering*, 28(1), 48-54.
- 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. and Baranov, V. Y., 1996. Microwave tomography: Two-dimensional system for biological imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 869-877.
- Sengwa, R. J. and Soni, A., 2005. Dielectric Dispersion and Microwave Dielectric Study of Marbles in Support of Radar Investigations. *Indian Journal of Pure and Applied Physics*, 43(10), 777-782.
- Sha, L., Ward, E. R. and Stroy, B., 2002. A review of dielectric properties of normal and malignant breast tissue. In *Proceedings IEEE SoutheastCon 2002*, Columbia, SC, USA.
- Shapiro, A. R., Lutomirski, R. F. and Yura, H. T., 1971. Induced fields and heating within a cranial structure irradiated by an electromagnetic plane wave. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 19(2), 187-196.
- Smith, R. A., Saslow, D., Andrews Sawyer, K., Burke, W., Costanza, M. E., Evans, W. P., Foster, R. S., Hendrick, E., Eyre, H. J. and Sener, S., 2003. American Cancer Society guidelines for breast cancer screening: update 2003. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 53(3), 141-169.
- Smith, S. R. and Foster, K. R., 1985. Dielectric properties of low-water-content tissues. *Physics in Medicine and Biology*, 30(9), 965-973.

- Smith-Bindman, R., Chu, P., Miglioretti, D. L., Quale, C., Rosenberg, R. D., Cutter, G., Geller, B., Bacchetti, P., Sickles, E. A. and Kerlikowske, K., 2005. Physician predictors of mammographic accuracy. *Journal of the National Cancer Institute*, 97(5), 358-367.
- Smyth, C. P., 1955. *Dielectric behavior and structure: Dielectric Constant and Loss, Dipole Moment, and Molecular Structure*. McGraw-Hill, 441 p, New York, USA.
- Song, C. W., Shakil, A., Griffin, R. J. and Okajima, K., 1997. Improvement of tumor oxygenation status by mild temperature hyperthermia alone or in combination with carbogen. In *Seminars in Oncology*, 24(6), 626-632.
- Stogryn, A., 1971. Equations for calculating the dielectric constant of saline water (correspondence). *IEEE transactions on microwave theory and Techniques*, 19(8), 733-736.
- Stovall, M., Smith, S. A., Langholz, B. M., Boice Jr, J. D., Shore, R. E., Andersson, M., Buchholz, T. A., Capanu, M., Bernstein, L., Lynch, C.F., Malone, K. E., Anton-Culver, H., Haile, R. W., Rosenstein, B. S., Reiner, A. S., Thomas, D. C. and Bernstein, J. L., 2008. Dose to the contralateral breast from radiotherapy and risk of second primary breast cancer in the WECARE study. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 72(4), 1021-1030.
- Stuchly, S. S., Kraszewski, A., Stuchly, M. A., Hartsgrrove, G. W. and Spiegel, R. J., 1987. RF energy deposition in a heterogeneous model of man: Far-field exposures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 34(12), 951-957.
- Surowiec, A. J., Stuchly, S. S., Barr, J. R. and Swarup, A. A. S. A., 1988. Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(4), 257-263.
- Şen, S., 2016. Korelasyon. Wordpress, <https://sedatsen.files.wordpress.com/2016/11/7-sunum.pdf> (31.08.2020).
- Tamura, H., Ishikawa, Y., Kobayashi, T. and Nojima, T., 1997. A dry phantom material composed of ceramic and graphite powder. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 39(2), 132-137.
- Tanabe, E. and Joines, W. T., 1976. A nondestructive method for measuring the complex permittivity of dielectric materials at microwave frequencies using an open transmission line resonator. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, IM-25(3), 222-226.
- Tell, R. A., 1972. *Microwave energy absorption in tissue*. Environmental Protection Agency, 53 p, Washington, DC, USA.
- Then, Y. L., You, K. Y. and Dimon, M. N., 2014. Soil moisture dielectric measurement using microwave sensor system. In *2014 International Symposium on Antennas and Propagation Conference Proceedings*, Kaohsiung, Taiwan.
- Tozaki, M., Isomoto, I., Kojima, Y., Kubota, K., Kuroki, Y., Ohnuki, K., Ohsumi, S. and Mukai, H., 2015. The Japanese Breast Cancer Society Clinical Practice Guideline for screening and imaging diagnosis of breast cancer. *Breast Cancer*, 22(1), 28-36.
- Trabelsi, S. and Nelson, S. O., 2010. Microwave sensor for simultaneous and nondestructive determination of moisture content and bulk density of granular materials. In *The 40th European Microwave Conference*, Paris, France.
- Ulaby, F.T., *Fundamentals of Applied Electromagnetics*. Pearson Prentice Hall, 9998 p, Upper Saddle River, New Jersey, USA.
- Vander Vorst, A., Rosen, A., Kotsuka, Y. and Djajaputra, D., 2007. RF/microwave interaction with biological tissues. *Medical Physics*, 34(2), 786-787.
- Voronov, A., 2007. *Regularization in Microwave Tomography for Breast Cancer Imaging*. MS Thesis, Chalmers University of Technology, Gothenburg, Sweden.
- Vorst, A. V., Rosen, A. and Kotsuka, Y., 2006. *RF/Microwave Interaction with Biological Tissue*. NY: Wiley, 315 p, New York, USA.

- Weil, C. M., 1975. Absorption characteristics of multilayered sphere models exposed to UHF/microwave radiation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 22(6), 468-476.
- Weil, C. M., 1975. Absorption characteristics of multilayered sphere models exposed to UHF/microwave radiation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 22(6), 468-476.
- WHO 2009: Electromagnetic fields (EMF), World Health Organization.
- Wiert, J., Hadjem, A., Wong, M. F. and Bloch, I., 2008. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults. *Physics in Medicine and Biology*, 53(13), 3681-3695.
- Wiert, J., Hadjem, A., Wong, M. F. and Bloch, I., 2008. Analysis of RF exposure in the head tissues of children and adults. *Physics in Medicine and Biology*, 53(13), 3681-3695.
- Wiezorek, T., Georg, D., Schwedas, M., Salz, H. and Wendt, T. G., 2009. Experimental determination of peripheral photon dose components for different IMRT techniques and linear accelerators. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 19(2), 120-128.
- Wirth, A., Kron, T., Wittwer, H., Sullivan, K., Sorell, G. and Cramb, J., 2008. Phantom measurements and computed estimates of breast dose with radiotherapy for Hodgkin's lymphoma: Dose reduction with the use of the involved field. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 52(4), 394-402.
- Woo, T. C., Pignol, J. P., Rakovitch, E., Vu, T., Hicks, D., O'Brien, P. and Pritchard, K., 2006. Body radiation exposure in breast cancer radiotherapy: impact of breast IMRT and virtual wedge compensation techniques. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 65(1), 52-58.
- Woodard, H. Q. and White, D. R., 1986. The composition of body tissues. *The British Journal of Radiology*, 59(708), 1209-1218.
- Wu, Z., Mccann, H., Davis, L. E., Boughriet, A. and Nugroho, A. T., 2001. Microwave Tomographic Imaging of Dielectric Objects Using Newton-Kantorovich Algorithms. 1(8), 477-483.
- Xia, W., Piras, D., Heijblom, M., Steenbergen, W., Van Leeuwen, T. G. and Manohar, S., 2011. Poly (vinyl alcohol) gels as photoacoustic breast phantoms revisited. *Journal of Biomedical Optics*, 16(7), 075002.
- Xu, M., Ku, G. and Wang, L. V., 2001. Microwave-induced thermoacoustic tomography using multi-sector scanning. *Medical Physics*, 28(9), 1958-1963.
- Yang, H. J., Yuan, J., Li, Y., Hou, Z. L., Jin, H. B., Fang, X. Y. and Cao, M. S., 2013. Silicon carbide powders: temperature-dependent dielectric properties and enhanced microwave absorption at gigahertz range. *Solid State Communications*, 163, 1-6.
- Yu, T. Y., 2011. Dielectric deamplification of multiphase cementitious composites in the frequency range of 0.5 GHz to 4.5 GHz. In 2011 Electrical Insulation Conference (EIC), Annapolis, MD, USA.
- Zastrow, E., Davis, S. K., Lazebnik, M., Kelcz, F., Van Veen, B. D. and Hagness, S. C., 2008. Development of anatomically realistic numerical breast phantoms with accurate dielectric properties for modeling microwave interactions with the human breast. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(12), 2792-2800.
- Zeng, X. 2010. Ultra Wideband Time Domain System for Microwave Tomography. MS Thesis, Dept. Of Signals and Systems, Chalmers University of Technology, Gothenburg, Sweden.
- Zhang, Z. Q. and Liu, Q. H., 2004. Three-dimensional nonlinear image reconstruction for microwave biomedical imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(3), 544-548.
- Zhou, T., 2011. Microwave Tomographic Imaging Using Dielectric Contrast In Temperature And Tissue Content. PhD Thesis, Thayer School of Engineering, Hanover, New Hampshire, USA.

- Zhurbenko, V., 2011. Challenges in the design of microwave imaging systems for breast cancer detection. *Advances in Electrical and Computer Engineering*, 11(1), 91-96.
- Zhurbenko, V., Rubæk, T., Krozer, V. and Meincke, P., 2010. Design and realisation of a microwave three-dimensional imaging system with application to breast-cancer detection. *IET Microwaves, Antennas and Propagation*, 4(12), 2200-2211.
- Zworykin, V. K. and Farrar, J. T., 1957. Radio Pill. Implantable Biotelemetry Systems: A Report, *Nature*, 179(4566).



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Tarık KARABEY
Doğum tarihi:	10 Şubat 1983
Doğum Yeri:	Erzurum
Uyruğu:	T.C.
Adres:	Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
Tel:	0506 689 59 65
E-mail:	tarik.karabey@ogr.atauni.edu.tr
Eğitim	
Lise:	Erzurum Anadolu Lisesi
Lisans:	İnönü Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği
Yüksek lisans:	Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı (2011)
Doktora:	Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Nanobilim ve Nanomühendislik Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	İyi
Almanca:	Orta
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
Elektrik Mühendisleri Odası Sağlık Sen	
Tezden Üretilmiş Yayınlar	
1.Karabey, T., Ertuğrul, M. and Eroğlu, H., 2019. Development of Gel Phantom Having Dielectric Property Equal to Breast Tissue for Medical Metrology and the Effect of SiC Nanopowders on the Dielectric Constant. Erzincan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 12(3), 1567-1578	