

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**MİKRODALGA TEMELLİ KLİNİK ÖNCESİ DENEYSEL ORTOPEDİK
GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

Ercan MENGÜÇ

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

TEMMUZ 2023

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**MİKRODALGA TEMELLİ KLİNİK ÖNCESİ DENEYSEL ORTOPEDİK
GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

Ercan MENGÜÇ

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

TEMMUZ 2023

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİKRODALGA TEMELLİ KLİNİK ÖNCESİ DENEYSEL ORTOPEDİK
GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

Ercan MENGÜÇ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

**Bu tez TÜBİTAK tarafından ARDEB 1001- 121E405 nolu proje ile
desteklenmiştir.**

TEMMUZ 2023

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MİKRODALGA TEMELLİ KLİNİK ÖNCESİ DENEYSEL ORTOPEDİK
GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Ercan MENGÜÇ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

Bu tez 20/07/2023 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Selçuk HELHEL (Danışman)
Dr. Öğr. Üyesi Yalçın ALBAYRAK
Doç. Dr. Taner DANIŞMAN
Doç. Dr. Abdullah GENÇ
Doç. Dr. M. Bahaddin KURT

ÖZET

MİKRODALGA TEMELLİ KLİNİK ÖNCESİ DENEYSEL ORTOPEDİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Ercan MENGÜÇ

Doktora Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Temmuz 2023; 86 sayfa

Yakın alan mikrodalga görüntüleme (MG) gelişmekte olan bir tarama yöntemidir ve son yıllarda hem biyomedikal hem de endüstriyel görüntülemede umut verici bir konu haline gelmiştir. Bunun nedeni, geleneksel cihazların yüksek güçlü ve iyonize etkiye sahip işaretleri kullanması ve bu işaretlerin hedef üzerinde olumsuz yan etkilerinin olmasıdır. Ayrıca bu cihazlar devasa ölçüm ekipmanları ve izole odalara ihtiyaç duyarlar. MG ile elde edilen görüntüler konvansiyonel cihazlara göre yüksek çözünürlük ve kontrasta sahip olmasa da bu görüntüleme tekniği erken tanı için çok faydalı ve değerli temel görüntüler sağlamaktadır. Yakın alan MG, konvansiyonel cihazların aksine hedefi incelemek için iyonize ısıma yapmayan ve düşük güçlü elektromanyetik dalgalar kullanmaktadır. Bu nedenle biyomedikal amaçlı olarak kişi başı kullanımlarında herhangi bir sınır yoktur. Bunun yanında, mikrodalga cihaz ve donanımları; taşınabilir, kurulumu kolay ve mobilite özelliklerine sahiptir. Böylece, yakın alan MG sistemi iyonize ısıma yapmayan, düşük güçlü, düşük maliyetli ve pratik görüntüleme sistemlerinin kurulmasına olanak sağlar.

Günümüzde yakın alan MG, endüstriyel ve tıbbi amaçlar için kullanılmaktadır. Son yıllarda, vücut bölümlerinin ve dokularının görüntülenmesi büyük ilgi çekmiş ve dünya çapında yapılan araştırmaların odak noktası haline gelmiştir. MG, meme tümörü lokalizasyonu, cilt hastalıkları, beyin felci, doku lezyon tespiti, dolaşım sistemi hastalıkları ve deri kanseri tespiti gibi konular başta olmak üzere araştırmacılar arasında büyük ilgi görmektedir. Biyomedikal MG’de teşhis, sağlıklı ve kötü huylu dokuların farklı elektriksel özelliklerinden faydalanılarak yapılmaktadır. Farklı elektriksel özellikler farklı elektriksel saçılma olaylarına sebebiyet vermektedir. Yani, hedef nesneden saçılan işaret nesneye ait elektriksel özellikleri taşımaktadır. Çeşitli ters saçılma algoritmaları kullanılarak hedefe özgü elektriksel özellikler belirlenebilmektedir. Görüntünün yeniden elde edilmesi ise bir ters saçılma probleminin çözümüdür ve araştırmacılar tarafından farklı ters saçılma algoritmaları kullanılmaktadır. MG ile elde edilen görüntülerin kalitesi benzer olmasına rağmen, literatürde yapılan çalışmalarda veri toplama adımı, ölçüm kumpanyası, kalibrasyon süreci ve görüntü yeniden oluşturma algoritmaları birbirlerinden farklılık göstermektedir. Literatürdeki çoğu çalışmada matematiksel hesaplamaları yoğun olan ters saçılma algoritmaları kullanılmıştır. Bu algoritmalar uygulaması zor, yinelemeli ve zaman alıcı adımlar içermektedir. Bu çalışmada kullanılan ters saçılma algoritması ise lineer analiz modelleri yerine dairesel analiz modellerini kullanmaktadır. Bu yöntem ham verilere doğru, güvenilir ve hızlı şekilde uygulanmaktadır.

Farklı doku türlerinin kendilerine özgü elektriksel özellikleri olduğundan, birbirlerinden ayırt edilmeleri mümkündür. Elektriksel özellikleri kullanarak görüntüleme tekniği; ham veri elde etme, görüntü yeniden oluşturma (rekonstrüksiyon) ve görüntü işleme adımlarından oluşmaktadır. Bu çalışmada, öncelikle, yakın alan MG sisteminin test ve doğrulaması için silindirik şekilli metalik, dielektrik ve polivinil klorür (PVC) malzemeler görüntülenmiştir. Bu çalışmada esas görüntülenen biyolojik doku ise etinden sıyrılmış kemik dokusudur.

Bu tez çalışmasının iki ana amacı bulunmaktadır. Birinci amaç düşük güçlü ve herhangi bir iyonize etkisi olmayan elektromanyetik işaretler kullanılarak mikrodalga görüntülerin elde edilmesidir. İkinci amaç ise, MG sistemi ile elde edilen kemik dokusunun görüntüsü üzerinden yönelim açısının otomatik olarak belirlenmesidir. Çünkü halihazırda ortopedik görüntülerdeki var olan kemik eğriliği operatör tarafından elle hesaplanmakta ve kişiden kişiye değişmektedir. Bu ölçümlerde hatalı hesaplamalar olasılık dahilindedir ve sonuç operatör bağımlıdır. Skolyoz, kırık sonrası kemik iyileşmesi ve implante edilen vücut platinlerinin izlenmesi gibi sürekli gözlem gerektiren durumların takip ve tedavi sürecinde ise hasta sürekli olarak geleneksel cihazlarda bulunan iyonize ışımaya maruz kalmaktadır. Bu sebeple sunulan görüntüleme sisteminin kaynama sonrası kemik iyileşmesinin ve implantların takibinde ve özellikle skolyoz hastalığının teşhis ve tedavisinde kullanılabileceği öngörülmektedir. Bu kapsamda, gömülü ve gömülü olmayan hayvan kemik dokusu yakın alan MG sistemi ile görüntülenmiştir. Önerilen görüntüleme tekniği ile hedefin tam konumu ve arka planı dışındaki orijinal şekli elde edilmiştir. Hedef kemik dokusunun konumu ve boyutu, gerçek ölçümlere göre x ve y eksenlerinde sırasıyla %1 ve %3 hata dahilinde belirlenmiştir. Son olarak ise C şeklinde eğimli kemik parçasının yönelim açısı görüntü üzerinde çalışan algoritma ile otomatik olarak hesaplanmıştır. Yönelim açısı gerçek ölçümlere göre yaklaşık %3.5 hata oranında belirlenmiştir. Önerilen görüntüleme tekniği ve yönelim açısı hesabı hızlı, doğru ve güvenilir sonuçlar vermekte olup kullanıcıya bağlı değildir. Yöntem, yinelemeli yaklaşım ve yoğun matematiksel hesaplamalar içermemektedir.

ANAHTAR KELİMELER: görüntü işleme, görüntü yeniden oluşturma, işaret işleme, mikrodalga, mikrodalga görüntüleme

JÜRİ: Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Dr. Öğr. Üyesi Yalçın ALBAYRAK

Doç. Dr. Taner DANIŞMAN

Doç. Dr. Abdullah GENÇ

Doç. Dr. M. Bahaddin KURT

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF A MICROWAVE-BASED PRE-CLINICAL EXPERIMENTAL ORTHOPEDICAL IMAGING SYSTEM

Ercan MENGÜÇ

PhD Thesis in Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Selçuk HELHEL

July 2023; 86 pages

Near-field microwave imaging (MI) is an emerging scanning method and has become a promising topic in both biomedical and industrial imaging in recent years. This is because conventional devices use high power and ionized signals and these signals have negative side effects on the target. In addition, these devices require massive measuring equipment and isolated rooms. Although the images obtained with MI do not have high resolution and contrast compared to conventional devices, this imaging technique provides very useful and valuable basic images for early diagnosis. Near-field MI uses non-ionizing and low-power electromagnetic signals to examine the target, unlike conventional devices. For this reason, there is no limit to their usage for biomedical purposes. In addition, microwave devices and equipment have portable, easy to install and has mobility features. Thus, the near field MI system enables the establishment of low-power, low-cost and practical imaging systems that do not emit ionizing radiation.

Today, near-field MI is used for industrial and medical purposes. In recent years, imaging of body parts and tissues has attracted great interest and has become the focus of research around the world. MI is of great interest among researchers, especially in subjects such as breast tumour localization, skin diseases, brain stroke, tissue lesion detection, circulatory system diseases and skin cancer detection. Diagnosis in biomedical MI is made by utilizing different electrical properties of healthy and malignant tissues. Different electrical properties cause different electrical scattering events. That is, the signal scattered from the target has the electrical properties of itself. By using various inverse scattering algorithms, target specific electrical properties can be determined. Reconstruction of the image is the solution of an inverse scattering problem and different inverse scattering algorithms are used by the researchers. Although the quality of the images obtained with MI is similar, the data acquisition step, measurement campaign, calibration process and image reconstruction algorithms differ from each other in the studies conducted in the literature. In most studies in the literature, complex inverse scattering algorithms that involve mathematically intensive calculations have been used. These algorithms involve iterative and time-consuming steps that are difficult to implement. The inverse scattering algorithm used in this study uses circular analysis models instead of linear analysis models. This method is applied to raw data accurately, reliably and quickly.

Since different tissue types have their own electrical properties, it is possible to distinguish them from each other. Proposed imaging technique consists of data acquisition, image reconstruction and image processing steps. In this study, firstly, cylindrical shaped metallic, dielectric and PVC materials are investigated for testing and validation of the near field MI system. In this study, main investigated biological tissue is buried and non-buried actual bone.

This thesis has two main aims. The first purpose is to obtain microwave images using electromagnetic signals with low power and no ionizing effect. The second one is to automatically determine the orientation angle of the bone tissue obtained with the MI system. Because the existing bone curvature in orthopaedic images is calculated manually by the operator and varies from person to person. Miscalculations are possible in these measurements and the result is operator dependent. In the follow-up and treatment process of conditions that require constant observation, such as scoliosis, bone healing after fracture and monitoring of implanted body platinum, the patient is constantly exposed to ionized radiation found in conventional devices. For this reason, it is predicted that the presented imaging system can be used in the follow-up of bone healing and implants after union, and especially in the diagnosis and treatment of scoliosis. In this context, buried and unburied actual bone tissue was imaged with the near-field MI system. With the proposed imaging technique, the exact position of the target and its original shape except its background were obtained. The position and size of the target bone tissue were determined within 1% and 3% error in the x and y axes, respectively, based on real measurements. Finally, the orientation angle of the C-shaped curved bone fragment was calculated automatically with the algorithm running on the image. The orientation angle was determined with an error rate of approximately %3.5 compared to real measurements. The proposed imaging technique and orientation angle calculation give fast, accurate and reliable results and are not dependent on the user. The method does not involve iterative approach and intensive mathematical calculations.

KEYWORDS: image processing, microwave, microwave imaging, reconstruction, signal processing

COMMITTEE: Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Asst. Prof. Yalçın ALBAYRAK

Assoc. Prof. Taner DANIŞMAN

Assoc. Prof. Abdullah GENÇ

Assoc. Prof. M. Bahaddin KURT

ÖNSÖZ

Bu tez konusunun belirlenmesinde, planlanmasında ve çalışmanın yürütülmesinde her türlü yardım ve desteğini esirgemeyen bilgi ve tecrübesiyle bana ışık tutan Akdeniz Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı Öğretim Üyesi, danışmanım ve değerli hocam Prof. Dr. Selçuk HELHEL'e, ayrıca Endüstriyel ve Medikal Uygulamalar Mikrodalga Uygulama ve Araştırma Merkezi (EMUMAM) Müdürlüğü'ne, tarama sistemi yazılımında destek olan Yük. Müh. Melikhan EREN'e ve ölçme düzeneğinin kurulması hususundaki değerli yorumları ile katkı sunan Arş. Gör. Atalay KOCAKUŞAK'a teşekkür ederim.

Bu doktora tezini, birlikte yaşadığımız kısa süre boyunca çok şey öğrendiğim ve hayatımda örnek aldığım, unutamadığım tek insan olan sevgili babam merhum Cengiz MENGÜÇ'e ithaf ediyorum. Ayrıca eğitim hayatımda manevi desteği ile her zaman yanımda olan annem Hasibe MENGÜÇ'e minnettarım.



İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
İÇİNDEKİLER	vi
AKADEMİK BEYAN	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Mikrodalga Görüntüleme Temelleri	1
1.2. Mikrodalga Tomografi	5
1.3. Radar Tabanlı MG.....	6
2. KAYNAK TARAMASI	9
2.1. Literatürde Yapılan Çalışmalar	9
3. MATERYAL VE METOT	16
3.1. Yakın Alan MG	16
3.2. Saçılma Parametreleri	17
3.3. EM Dalga İlerlemesi ve Saçılma.....	19
3.4. Ölçüm Sistemi Altyapısı	25
3.4.1. Boynuz anten	26
3.4.2. Tarama sistemi.....	28
3.4.3. Alıcı/verici olarak vektör network analizör	29
3.4.4. Soğurucu	29
3.4.5. Test edilen materyal (TEM).....	30
3.5. Görüntülemeye Giriş	30
3.6. Anten Yakın Alanı	31
3.7. Yakın Alan Ölçümleri	32
3.8. Görüntüleme Yöntemi.....	34
3.8.1. Görüntü matrisi ve görüntü.....	35
3.8.2. RGB renk modeli.....	37
3.8.3. Gri tonlamalı görüntü ve histogram.....	37
3.8.4. Basit eşikleme algoritması.....	38

3.8.5. Uyarlanabilir eşikleme.....	38
3.8.6. K-means kümeleme algoritması	39
3.8.7. Otsu yöntemi.....	40
3.9. Görüntü İşleme Algoritmaları	41
3.9.1. Nokta filtreleme	41
3.9.2. Konvolüsyon.....	41
3.9.3. Max. ve min. Filtreleme	42
3.9.4. Ortanca filtreleme	42
3.9.5. Ortalama filtreleme	43
3.9.6. Kenar algılama.....	43
3.10. Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi	43
3.10.1. Arka plan çıkarma işlemi.....	45
3.10.2. Gürültü giderme algoritması.....	46
3.10.3. Örnekleme frekansı kriteri.....	46
3.10.4. S-parametresi dağınıklık ayıklama tekniği	46
3.11. Born Yenilemeli Metodu.....	48
3.12. Geciktir ve Topla Metodu	49
3.13. Dairesel İstatistik Metodu	49
3.13.1. Piksel hesaplaması	52
3.13.2. Çoklu-frekans analizi.....	54
3.13.3. Görüntü işleme tekniği	56
3.14. Performans Testi	57
3.15. Yönelim Açısı Hesabı	58
3.16. Ölçüm Düzeni ve Görüntü Oluşturma	60
3.16.1. Donanım ayarlamaları	60
3.16.2. Yazılım ayarlamaları	63
4. BULGULAR ve TARTIŞMA	65
4.1. Test Edilen Numunelerin Deneysel İncelemesi	65
4.1.1. L biçimli silindirik PVC boru	65
4.1.2. Metalik ve dielektrik silindirik boru	67
4.1.3. Gerçek kemik dokusu ölçümleri	69
4.1.4. Gömülü kemik dokusu ölçümleri	73

5. SONUÇLAR.....	78
6. KAYNAKLAR.....	80
7. EKLER	85
ÖZGEÇMİŞ	



AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum “MİKRODALGA TEMELLİ KLİNİK ÖNCESİ DENEYSEL ORTOPEDİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

20/07/2023

Ercan MENGÜÇ



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

D	: Anten Açıklığı
E	: Elektrik Alan
F, f	: Frekans
G_T	: İleri Yön Güç Kazancı
H	: Manyetik Alan
J	: Akım yoğunluğu
L	: Uzunluk
P	: Güç
S_{ij}	: Saçılma parametresi
V	: Gerilim
W	: Olasılık
a	: Silindir Yarıçapı
h	: Yükseklik
c	: Işık hızı
ϵ_r	: Dielektrik sabiti
ϵ_m	: Bağlı geçirgenlik sabiti
ϵ_0	: Boşluğun geçirgenlik değeri
β	: Dalga Sayısı
ρ	: Mesafe
σ	: Saçılma Genişliği
$\emptyset, \alpha$	: Açı
λ	: Dalga boyu
δ	: Yol Farkı
∂	: Varyans

Kısaltmalar

AÜ	: Akdeniz Üniversitesi
AU	: Açısal Uzaklık
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CT	: Kontrast
DAS	: Delay and Sum (Geciktir ve Topla)
DBIM	: Distorted Born Iterative Method (Born Yinelemeli Method)
DDO	: Duran Dalga Oranı
DFT	: Discrete Fourier Transform (Ayrık Fourier Dönüşümü)
DGH	: Dağınık Güç Haritalandırılması
DVH	: Dairesel Varyans Hesaplaması
EM	: Elektromanyetik
FFT	: Fast Fourier Transform (Hızlı Fourier Dönüşümü)
HP	: Huygens Prensibi
GHz	: Gigahertz
MG	: Mikrodalga Görüntüleme
MGF	: Mamografi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MHz	: Megahertz
PC	: Personel Computer (Bilgisayar)
RAM	: Radiation Absorber Material (Soğurucu)
RGB	: Red, Green ve Blue (Kırmızı, yeşil, mavi)
SG	: Saçılma Genişliği
SCR	: Signal Clutter Ratio (Sinyal Dağınıklık Oranı)
SNR	: Signal Noise Ratio (Sinyal Gürültü Oranı)
SVD	: Singular Value Decomposition (Tekil Değer Ayırıştırması)

TEM : Test Edilen Malzeme

OR : Otoregresyon

UG : Ultrason Görüntüleme

UGB : Ultra Geniş Bant

VNA : Vektör Network Analizör



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Mikrodalga görüntüleme teknikleri	4
Şekil 1.2. Bi-statik modlu radar tabanlı yakın alan ölçüm sistemi	7
Şekil 3.1. Anten etrafındaki elektromanyetik alan bölgeleri	17
Şekil 3.2. Saçılma parametrelerinin ölçülmesi	18
Şekil 3.3. EM dalganın antende oluşması ve ilerlemesi	20
Şekil 3.4. Saçılma geometrisi	21
Şekil 3.5. Düzgün düzlem dalganın +x yönünde a yarıçaplı silindirik yüzeye ilerlemesi	22
Şekil 3.6. Silindirik şekilli iletken bir cismin iki boyutlu TM^z bistatik saçılma genişliği (SG). (J. H. Richmond'un izniyle, Ohio Eyalet Üniversitesi) (Balanis 2012)..	24
Şekil 3.7. Silindirin saçılma genişliği ((Balanis 2012)'den alınmıştır)	25
Şekil 3.8. Ölçüm sistemi şeması	26
Şekil 3.9. Piramit şekilli boynuz anten; a) ; b) Boynuz antenin şematik diyagramı	26
Şekil 3.10. Anten konfigürasyonu; a) Mono-statik mod; b) Bi-statik mod.....	28
Şekil 3.11. Düzlemsel iki boyutlu ızgara yüzeyli tarama alanı.....	28
Şekil 3.12. İki kapılı devrenin s-parametreleri.....	29
Şekil 3.13. Piramit tipli soğurucu	30
Şekil 3.14. Mikrodalga görüntü elde etme işlemi ve açısı hesabı ana basamakları	31
Şekil 3.15. Anten yakın ve uzak alanları	31
Şekil 3.16. Yakın alan mikrodalga ölçüm basamakları	33
Şekil 3.17. İki boyutlu düzlemsel yakın alan ölçüm sistemi.....	34
Şekil 3.18. Görüntüleme süreci blok diyagramı ve bazı temel açıklamalar	35
Şekil 3.19. RGB görüntü, sütunlar ve satırlar halinde düzenlenmiş piksel matrisi	36
Şekil 3.20. Gri tonlamalı görüntü ve matrisi.....	38

Şekil 3.21. Konvolüsyon işlemi	42
Şekil 3.22. Birim çember; veriler (kırmızı noktalar), bileşke vektörü (mavi çizgi) ve ortalama açı (α)	50
Şekil 3.23. Alt frekans bandları	55
Şekil 3.24. Görüntü işleme basamakları	56
Şekil 3.25. Cobb açısı ölçümü	59
Şekil 3.26. Ölçüm düzeni-1; a) Hedef konumu ve ölçüm arka planı; b) Antenler ve RAM; c) Ölçüm alanı; d) Anten konumları	61
Şekil 3.27. Ölçüm düzeni-2; (1-18 GHz) arası çalışan verici ve alıcı antenler, RF kablo, VNA, RAM ve iki boyutlu tarama yönleri.....	61
Şekil 3.28. Ölçüm kurulumunun blok şeması (Antenler aynı düzlemde birlikte hareket ederken 2 boyutlu tarama gerçekleştirir).....	62
Şekil 3.29. Düzlemsel yakın alan ızgara yüzeyi tarama	63
Şekil 4.1. L tipi PVC boru ölçüm düzeni.....	65
Şekil 4.2. Ortalama bileşke vektörü (kırmızı çizgi) ve faz bilgisi (mavi noktalar); a) Birim çemberde; b) Histogramda.....	66
Şekil 4.3. PVC için 3.6 GHz’de elde edilen ham mikrodalga görüntü	67
Şekil 4.4. Yeniden oluşturulmuş ham görüntüler; a) Metalik boru gerçek ölçümü; b) Dielektrik boru gerçek ölçümü; c) Metalik borunun faz verileri; d) Dielektrik borunun faz verileri; e) 1 GHz’de metalik boru için yeniden oluşturulmuş ham görüntü; f) 2.5 GHz’de dielektrik boru için yeniden oluşturulmuş ham görüntü.....	68
Şekil 4.5. Gerçek kemik; a) 40 cm uzunluğunda; b) 5 cm kalınlığında	69
Şekil 4.6. Gerçek kemik ölçüm senaryosu; a) Görüntüleme alanı; b) Donanım bileşenleri	70
Şekil 4.7. 2.4 GHz’de elde edilen mikrodalga ham görüntü.....	70
Şekil 4.8. Gri tonlamalı görüntüler; a) Gri tonlamalı görüntü ve filtrelenmiş görüntü; b) Yeniden ölçeklenmiş filtrelenmiş görüntü	71
Şekil 4.9. Uyarlamalı eşikleme ve medyan filtre işlemi sonucu.....	71

Şekil 4.10. Tekli frekans görüntü sonucu; a) Bölümlere ayrılmış ve filtrelenmiş görüntü; b) Renkli sonuç.....	71
Şekil 4.11. Çoklu frekans verileri kullanılarak elde edilmiş mikrodalga görüntü	72
Şekil 4.12. Çoklu frekans görüntü sonucu; a) Çoklu frekans kullanılarak bölümlere ayrılmış ve filtrelenmiş görüntü; b) Renkli sonuç	72
Şekil 4.13. Eğimli kemik dokusu; a) Uzunluk; b) Kalınlık.....	73
Şekil 4.14. Eğimli kemik ölçüm düzeninin hazırlanması; a) Boş köpük kutu ve kemik; b) Talaş ile doldurulmuş kutu	73
Şekil 4.15. Eğimli kemik ölçümleri; a) Yandan görünüm; b) Karşıdan görünüm	74
Şekil 4.16. Eğimli kemik dokusuna ait 1.5 GHz’de elde edilen ham mikrodalga görüntü	74
Şekil 4.17. Mikrodalga görüntü; a) Gri görüntü; b) Segmentasyon işlemi sonucu.....	75
Şekil 4.18. 1-3 GHz aralığında çoklu frekans sonuçları; a) Mikrodalga görüntü; b) Görüntü işleme sonucu.....	75
Şekil 4.19. Gömülü ve eğri kemik dokusuna ait yönelim açısı hesabı	76
Şekil 7.1. VNA kalibrasyon basamakları; a) VNA; b) Kablo bağlantısı; c) Bilgisayar arayüzü; d) Sonuç	85
Şekil 7.2. S_{21} kalibrasyon sonucu	86
Şekil 7.3. Adım motorları; a) Kontrol ünitesi; b) Motor bağlantısı.....	86

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Yük de-polarizasyonu.....	2
Çizelge 4.1. Performans testi sonuçları.....	73
Çizelge 4.2. C şekilli gömülü kemik dokusuna ait performans ölçümleri.....	76



1. GİRİŞ

1.1. Mikrodalga Görüntüleme Temelleri

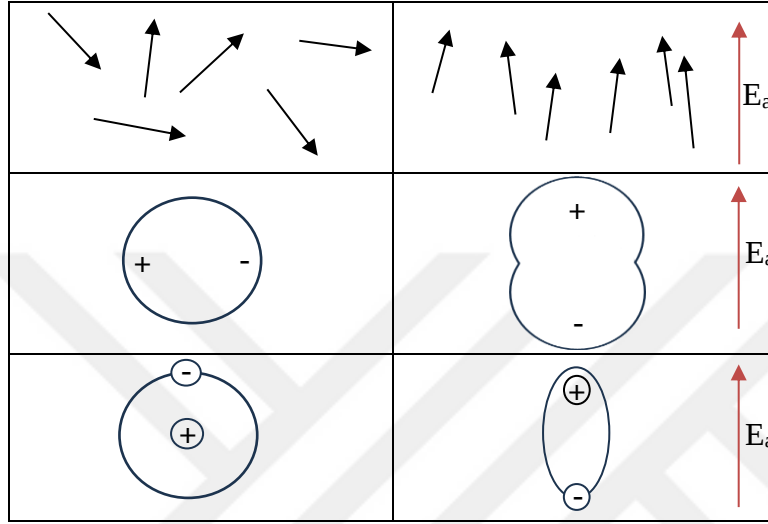
Mikrodalga görüntüleme (MG), birkaç yüz mega hertz (MHz) ile birkaç yüz giga hertz (GHz) frekans aralığında elektromanyetik (EM) dalganın yayılması ve malzeme ile etkileşimini içeren uygulamaları ve teknolojiyi ifade etmektedir. Frekansa bağlı olarak, bu dalgalar birçok nesneye nüfuz edebilir. Temel olarak MG sistemi, test edilen malzemeden (TEM) geri saçılan veya iletilen işaretleri kullanır. Görüntüleme, mikrodalga frekanslarda farklı ters saçılma algoritmaları kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Vücut bölümlerinin ve dokularının görüntülenmesi araştırmacılar arasında ilgi görmekte ve dünya çapında yapılan çalışmaların odak noktasıdır (Aydın ve Karacaoğlu 2020; Song vd. 2020; Janjić vd. 2020; Khalesi vd. 2022). Bilgisayarlı tomografi (BT), X-ışını röntgen cihazı ve mamografi (MGF) gibi geleneksel görüntüleme yöntemleri, insan vücudunu görüntülemek için güvenilir bir görüntüleme olarak kabul edilmesine rağmen, bu cihazların iyonlaştırıcı ışıma etkisi ve yüksek güç değerleri olumsuz taraflarıdır. Yüksek güç ve iyonize ışıma incelenen dokuda ısı artışına sebep olmakta ve bu ısı doku tarafından soğurulmaktadır. Sürekli maruziyet altında ışıma enerjisi ve frekansı canlı dokuların yapısını bozacak kadar yüksektir. Sonuç olarak, X-ışını röntgen, BT ve MGF sık kontrol ve taramalar için uygun değildir. Ayrıca X-ışını röntgen, BT, MGF ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) çok büyük cihazlardır ve tarama için özel ekipmanlara ve izole odalara ihtiyaç duyarlar. Ek olarak BT görüntüleme bazı durumlarda hedef bölgeye ve incelemenin tipine göre hastaya ilaç verilerek yapılır. Kullanılan ilaçların hastaya yan etkileri olmakta ve rahatsızlık vermektedir. MRG ise çok pahalı ve zaman alıcıdır. MRG ve BT kullanılması özel eğitim gerektiren; bakım, ayar ve kalibrasyonları pahalı olan görüntüleme cihazlarıdır. Kapalı ortam fobisi olan hastalarda MRG ve BT kullanılamamaktadır. Ultrason görüntüleme (UG) ise operatöre çok bağımlı ve düşük çözünürlüğe sahip olarak kabul edilir. UG ile sadece yumuşak dokular ve belirli tümörler görülebilmektedir. Tüm bunların ötesinde, alternatif görüntüleme yöntemi olarak mikrodalga görüntüleme sistemleri, düşük güçlü ve iyonlaştırıcı özelliği olmayan işaretlerin kullanılmasına imkan sağlayarak sık incelemelere izin vermektedir. Mikrodalga bölgesindeki işaretlerin TEM üzerinde olumsuz yan etkisi yoktur. Mikrodalga cihaz ve elektronik donanımları, güvenilir, kompakt ve X-ray, BT ve MRG cihazlarına kıyasla nispeten ucuzdur. Ek olarak, kurulumu ve taşınabilirliği kolaydır. Son zamanlarda, bahsedilen faydalarından dolayı, MG özellikle biyomedikal görüntüleme amaçlı olarak çeşitli şekillerde kullanılmaktadır.

Bu bölümün aşağıdaki paragraflarında, malzemelerin dielektrik özellikleri, mikrodalga görüntülemenin temel kavramları, mikrodalga veri toplama süreci ve literatürde yapılan bazı çalışmalarla ilgili olarak bilgi verilmektedir. Konu ile ilgili daha ayrıntılı bilgiler tezin ilerleyen bölümlerinde yer almaktadır.

Işık elektromanyetik dalganın özel bir halidir ve bir enerjiye sahiptir (Mengüç 2018). Mikrodalga, EM spektrumun 300 MHz (100cm) ile 300 GHz (0,1cm) frekans (dalga boyu) aralığını kapsar. Mikrodalga bölge tıpkı görünür ışık gibi EM tayfın belirli bir bölgesini belirtmektedir. TEM üzerine düşen EM dalga yansır, kırılabilir, kırınabilir veya soğurulabilir. Bu ışık olaylarının hepsi saçılma olarak adlandırılmakta ve hedef üzerindeki enerji dağılımına dayalıdır. Çoğu nesne üzerine düşen EM dalgayı saçıcı özelliklere sahiptir. Çizelge 1.1, elektrik alan uygulandığı durumdaki yük polarizasyon

durumlarını göstermektedir. Çizelgeye göre bir hedef EM dalgaya maruz kaldığında, yükler (iyonlar) ortalama denge konumlarından çok az kayarak dielektrik polarizasyona neden olurlar. Bu durum, TEM'in kendi içindeki genel alanı azaltan dahili bir elektrik alanı oluşturur. Uygulanan dış elektrik alan cisim içerisindeki yüklerin yeniden konumlanmasına neden olur. Böylece, bahsedilen dielektrik polarizasyon TEM'in elektriksel özelliklerine göre olmakta ve cisme ait elektriksel özellikleri yansıtmaktadır.

Çizelge 1.1. Yük de-polarizasyonu



TEM üzerindeki saçılma olayı hedefin dielektrik özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Her maddenin kendine özgü dielektrik katsayısı vardır (Gilmore vd. 2010). Hedef nesneye ait dielektrik özellikler hedeften saçılmış dalganın tayfına gömülü durumdadır. Dielektrik sabiti birimsiz, boyutsuz bir niceliktir. Malzemeye özgü dielektrik sabiti reel ve sanal kısımdan oluşan kompleks değerli bir sayıdır ve Denklem 1.1 gibi ifade edilmektedir. Denklemdeki ε , malzemenin kompleks dielektrik sabitini göstermektedir. Denklem ait reel bileşen elektriksel yük depolama gücünü gösterirken, malzeme içinde polarizasyonun yönü ve şiddetini belirlemektedir; sanal kısım ise ortam içerisindeki enerji kaybının bir ölçüsüdür. Dielektrik sabiti her malzemede farklılık gösterir ve malzemeye özgü bir parametre olarak kabul edilir. Bu bağlamda, MG'de araştırılan esas nicelik, nesnelere özgü dielektrik özelliklerdir.

$$\varepsilon = \varepsilon' + j\varepsilon'' \quad (1.1)$$

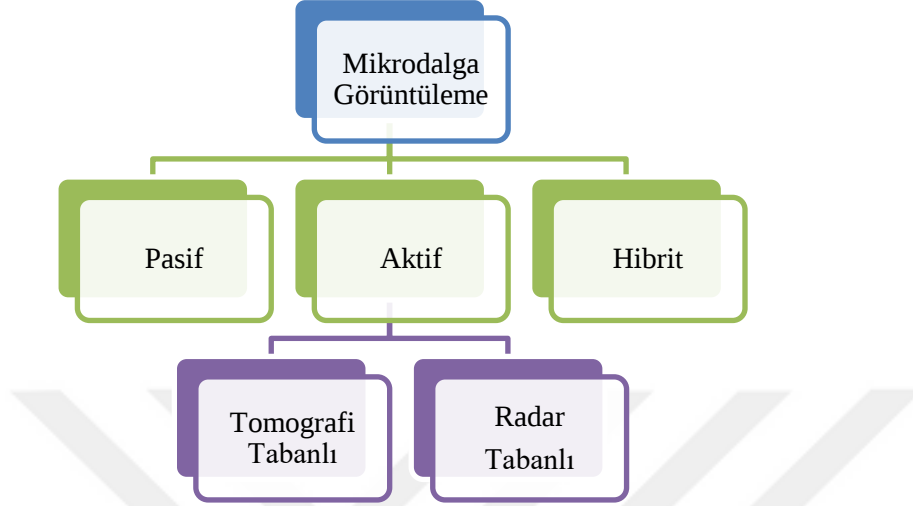
Biyolojik dokular dielektrik özelliğe sahip olduğu için uygulanan elektrik alan ile de-polarize olmaya yatkındırlar. Polarizasyonun derecesi dokulara özgü elektriksel özelliklerden kaynaklanmaktadır. Bu sebeple biyolojik doku görüntülenmesinde kompleks değerli dielektrik katsayısının sadece reel kısmının incelenmesi dokuya özgü elektriksel özelliklerin elde edilmesini sağlamaktadır. Bazı malzemelerin dielektrik sabitleri (reel kısım) (Balanis 2012)'de verilmiştir. Ayrıca bazı biyolojik dokulara ait dielektrik katsayılar (Gabriel 1996)'da sunulmuştur. (Gabriel 1996)'ya göre dokulara ait dielektrik katsayılar farklı olup ayırt edici özelliktedir. Dielektrik özellikler malzemeden malzemeye değişiklik göstermekte ve ayırt edici bir özellik olarak saçılma merkezlerinden saçılan EM dalganın özelliklerini değiştirmektedir.

EM dalga, görüntüleme alanının herhangi bir odak noktasına gönderildiğinde, cisme ait saçılma merkezinden geri yansımaktadır. Saçılma merkezi, işaret bileşeninin belirli bir piksel konumunda dağıldığı yeri ifade eder. EM dalga tüm görüntüleme alanını tararsa, tüm saçılma merkezleri belirlenebilir. Bu saçılma merkezlerinin tamamı ise nesneye bağlı saçılma alanını oluşturur. Yakın alan MG, nesnelerin saçılma alanlarını ölçer. Hedeften saçılan EM dalga incelenen malzemenin dielektriksel özelliklerini yansıtır. MG'de araştırılan nicelik, malzemenin veya canlı dokuların frekansa bağlı geçirgenlik ve iletkenlik profilleridir (Gilmore vd. 2010). Saçılma verileri, doğrusal olmayan ters saçılma algoritmaları tarafından nesneye bağlı elektriksel özelliklere dönüştürülür. Frekans ile değişen dielektrik özellikler saçılma alanının farklı alt görüntülerinin elde edilmesini sağlar. Çoklu frekans sonuçlarının görüntü kalitesini artırdığı iyi bilinmektedir. MG geniş bant verilerinin kullanımı, tek frekanslı verilerin kullanıldığı duruma göre ters saçılma sonuçlarını iyileştirir. Geniş band aralığındaki veriler kullanılarak yüksek kaliteli yeniden yapılandırılmış görüntüler elde edilebilir.

Genel olarak, bir MG sistemi donanım ve yazılım bileşenlerinden oluşur. Donanım bileşeni hedeften veri toplar. MG temel olarak verici anten ile hedefe işaret gönderir ve hedeften geri saçılan işareti alıcı anten ile alır. Anten tasarımı yüksek bant genişliği, kazanç ve yönlülük kriterlerini sağlamalıdır. Antenler mono-statik, bi-satetik veya multi-statik konfigürasyonlarda kullanılabilir. Saçılan işaret monostatik bir sistemde aynı anten tarafından algılanırken; bistatik konfigürasyonda ise farklı bir alıcı anten tarafından algılama yapılır. Daha sonra, alınan işaret ters saçılma algoritması ile işlenir. Ters saçılma probleminin çözümü MG'nin yazılım gücünü oluşturur. Radar tabanlı MG tekniğinde görüntüleme alanının tam dielektrik katsayıları belirlenerek hedef tespiti yapılmaz. Bunun yerine algılama, görüntüleme alanındaki dielektrik özelliklerdeki fark belirlenerek gerçekleştirilir. Fark, hedefin kendisi ile arka planındaki farktan kaynaklanmaktadır. Eğer dielektrik kontrast farkı yeterli derecede ise algılama gerçekleşecektir. Araştırılan hedefin dielektrik özellikleri ile arka planın dielektrik özellikleri arasındaki fark ne kadar büyükse, saçılan dalga o kadar güçlü olacaktır. Temel olarak görüntüleme alanındaki farklı özelliklere (elektriksel/manyetik) sahip olan saçılma merkezleri, EM dalgayı farklı şekilde yansıtmaktadır. Frekans domeninde, fark saçılan dalganın faz ve genlik bilgisine gömülüdür. Saçılma merkezlerinin toplamı saçılma alanını oluşturmakta ve böylece görüntüleme bölgesine ait saçılma alanı haritalandırılmaktadır. Ölçümde kullanılan antenlerin yüksek kazançlı ve yönlü olması algılamayı mümkün kılacaktır. Sonuç olarak, taranan görüntüleme alanındaki saçılma farklılıkları hedef nesnenin konumunu arka planından ve çevresinden ayırt edebilecek özellik gösterir. Bu saçılma farklılıkları görüntü yeniden oluşturma algoritması için temel ham verileri oluşturur. Mikrodalga ham görüntüler elde edildikten sonra çeşitli görüntü işleme algoritmaları kullanılarak görüntü keskinliği ve kalitesi artırılmaktadır.

MG, malzemelerin elektriksel özelliklerini belirlemek için düşük ve yüksek frekanslı dalgalar kullanır. Mikrodalga görüntüleri elde etmek için çeşitli ölçüm yöntemleri geliştirilmiştir. Bunlar aktif, pasif ve hibrit yöntemler olarak üçe ayrılır. Şekil 1.1'de gösterildiği gibi radar tabanlı MG aktif görüntüleme teknikleri arasındadır. Bu kategori esas olarak hedeften yansıyan karmaşık saçılma verilerini kullanır. Adından da anlaşılacağı üzere radar ölçüm tekniğine dayanmaktadır. Aktif sistemlerin aksine, pasif sistemler ise hedeften gelen doğal mikrodalga ışımanın bir görüntüsünü üreten radyometri ilkelerinden yararlanır. Hibrit sistem ise aktif ve pasif yöntemlerin kombinasyonundan

oluşur. Her yöntemde elde edilen mikrodalga görüntüler benzer nitelikte olsa da; veri toplama adımı, ölçüm kumpanyası, gürültü giderme işlemi ve görüntü yeniden oluşturma algoritması birbirlerinden farklıdır. Bahsedilen yöntemlerin hepsi mikrodalga bölgesindeki EM işaretler üzerinde çalışmaktadır.



Şekil 1.1. Mikrodalga görüntüleme teknikleri

Günümüzde birçok bilim insanı ve araştırma grubu, MG sistemleri alanında kapsamlı çalışma ve geliştirmeler yürütmektedir (Celik, Kurt ve Helhel 2019; Aydın ve Karacaoğlu 2020; Amin vd. 2021; Akdoğan vd. 2022). Araştırmacılar endüstriyel ve biyomedikal amaçlarla görüntüleme yapmaktadır. Bu tez, mikrodalga bölgedeki EM dalganın hedef üzerine gönderildiği ve saçılan dalgadaki faz bilgisinin görüntü yeniden oluşturma algoritması ile görüntüye dönüştürüldüğü radar tabanlı yakın alan aktif görüntüleme sistemine odaklanmıştır. Mikrodalga ölçümleri farklı frekans bölgelerinde antenin yakın veya uzak alan bölgesinde yapılabilir. Yakın alan ölçümleri çoğunlukla düzlemsel, silindirik ve küresel yüzeylerde yapılmaktadır. Geometrik yüzeyin karmaşıklığı düzlemsel yüzeyden küresel yüzeye doğru artar. Frekansa bağlı olarak elde edilen saçılmış işaretler, incelenen hedef hakkında bilgi verir. Bu tezde düzlemsel ızgara yüzey tarama sistemi ve bi-statik anten modu kullanılarak ham veri toplama işlemi gerçekleştirilmiştir.

Nispeten uzun dalga boyları, birçok nesneye nüfuz etmeyi sağlar. Ancak mikrodalga doku görüntülemeye daha kısa dalga boyu aynı zamanda daha küçük nüfuz etme derinliği anlamına gelir (Nikolova 2011). Ayrıca, daha kısa dalga boyu (yüksek frekans) saçılma olaylarını arttırmakta ve çoklu saçılmaya neden olmaktadır. Çoklu saçılma, hedeften saçılan işaretlerin, alıcı antene ulaşmadan önce komşu parçacıklardan yeniden saçıldığı olguyu ifade eder. Bu durum saçılan işaretin rastgeleliğini arttırmaktadır. Böylece, işaret korelasyonu azalarak işaretin tahmin edilemez hale gelmesine neden olmaktadır. Bu durumda, görüntünün yeniden oluşturulması için yinelemeli çözümler içeren güçlü ters saçılma algoritmaları kullanılmalıdır. (Nikolova 2011)'e göre kırınım sınırlı görüntüleme teknikleri için tercih edilen frekanslar 2 ile 8 GHz arasındadır. Tipik olarak, daha yüksek frekans, doğruluğun daha düşük olmasına ancak çözünürlüğün daha yüksek olmasına neden olur. Bu olgu ile başa çıkabilmek için

TEM, yüksek ve düşük frekans bileşenlerinden oluşan çoklu frekans içeren işaretler ile araştırılmalıdır.

MG tekniği 1998'den beri çalışılmaktadır. MG, hedefe herhangi bir zarar vermeden elektromanyetik dalgalar kullanarak çeşitli hedeflerin varlığını ve boyutlarını tespit etme yöntemidir (Mudanyalı vd. 2008; Asok vd. 2022). Endüstriyel amaçlı olarak tahribatsız muayene (Mudanyalı vd. 2008), çatlak tespiti (Dvorsky vd. 2020), gizli cisim tespiti (Rani vd. 2022), nesne tespiti (Aslanyürek vd. 2014) ve gömülü metal görselleştirmesi yapmak gibi alanlarda kullanılmaktadır. Endüstriyel görüntülemenin yanında MG, meme kanseri taraması (Amdaouch ve Aghzout 2019), meme tümörü lokalizasyonu (Aydın ve Karacaoğlu 2020), kemik osteoporozu tespiti (Amin vd. 2021), tıbbi tedavide tümör yanıtı (Janjić vd. 2020), doku lezyon tespiti, beyin felci tespiti, cilt kanseri ve cilt hastalıkları tespiti vb. bir dizi tıbbi uygulamada biyomedikal görüntüleme amaçlı olarak kullanılmaktadır. MG, literatür çalışmalarında biyomedikal görüntülerin oluşturulması kapsamında yaygın olarak araştırma konusu olmaktadır. Mikrodalga araştırmacıları izole organların görüntülenmesinden beynin, kemiklerin veya göğsün görüntülenmesine kadar, tıbbi görüntülemenin son derece rekabetçi dünyasına giriş yapmaya çalışmaktadır (Nikolova 2011).

Tıbbi uygulamalar için MG, son yirmi beş yılda büyük ilgi görmüştür ve 1 GHz ve ötesinde çalışan favori görüntüleme teknolojisi haline gelmiştir (Celik, Kurt ve Helhel 2019). Bu görüntüleme tekniği mikrodalga frekanslarda çalışan düşük maliyetli, konforlu ve hızlı bir görüntüleme yöntemidir (Celik, Kurt ve Helhel 2018; Aydın ve Karacaoğlu 2020).

1.2. Mikrodalga Tomografi

Tomografi adını Yunanca “tomos” (kesit) ve “grafo” (yazma) kelimelerinden alır. Mikrodalga görüntüleme bağlamında, verilerin sensör dizisi tarafından bir düzlemde elde edildiği bir yöntemi ifade eder (Nikolova 2011). Düzlemde elde edilen bu görüntüler sadece kesit/dilim görüntülerdir. Mikrodalga tomografi, doğrusal olmayan optimizasyon tekniklerini kullanarak kesitler halindeki parçalardan yeniden görüntü oluşturmayı içeren tekniktir.

Mikrodalga tomografi, nesne içindeki farklı dielektrik özelliklerin araştırılmasına dayanan bir görüntüleme yöntemidir (Semenov vd. 2005). Mikrodalga tomografinin biyomedikal uygulamaları hem teknik hem de görüntü yeniden oluşturma açısından çok karmaşık ve zorlu bir problemdir. Mikrodalga tomografi, nesnenin tam elektriksel profilini yeniden oluşturmaya çalışır (Vispa vd. 2019). Elde edilen işaretler karmaşık değerli iletim katsayılarıdır (Nikolova 2011). Hedeften saçılan işaretlere ters saçılma algoritmasının uygulanması kapsamlı bir matematik probleminden oluşur. Mikrodalga tomografi yaklaşımı, tam görüntüyü yeniden oluşturmada test edilen nesnedeki herhangi bir güçlü saçıcıyı lokalize etmede faydalı bir yöntemdir. Öte yandan, radar tabanlı görüntüleme ise hedefin bütün dielektrik özelliklerini belirlemek yerine dielektrik özelliklerdeki farklılıklara dayalı olarak mikrodalga saçılma haritasının bulunmasını içermektedir.

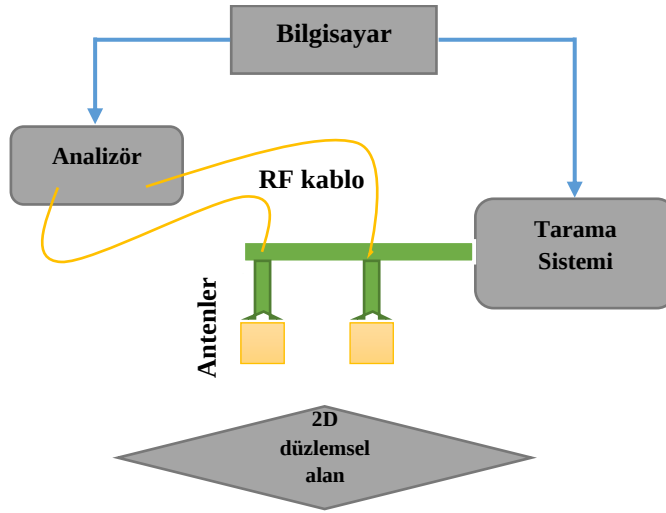
Bu metodolojinin en büyük avantajı, birden fazla kesit görüntü alındığı için, ilke olarak çözünürlüğün kırımıyla sınırlı olmamasıdır. Yüksek çözünürlüklü görüntüler elde

edilebilir. Başlıca dezavantajlar ise EM dalganın propogasyon özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Bu yöntemde görüntü yeniden yapılandırması nispeten yavaştır, güçlü ters saçılma algoritmasına ihtiyaç vardır ve modelin doğruluğu bazen sorgulanabilir.

1.3. Radar Tabanlı MG

Radar tabanlı MG, nesnelerin dielektrik özelliklerindeki farklılıktan kaynaklanan saçılan dalgaları kullanan bir görüntüleme tekniğidir. Bu teknik mikrodalga frekanslarda çalışan düşük maliyetli, rahat ve hızlı bir görüntüleme yöntemidir (Ölçer 1995). Radar tabanlı yaklaşım, tam bir dielektrik profili elde etmeyi değil, incelenen nesnenin dielektriksel özelliklerinin uzaysal dağılımını elde etmeyi amaçlar. Herhangi bir saçılma alanından saçılmış işaretten sadece nesneye ait dielektrik profili yeniden oluşturmak, öncelikle nesne ile arka planı arasındaki dielektrik kontrasta bağlıdır. Ayrım ters saçılma algoritmaları ile yapılır. Frekans bağımlı bir yaklaşımdır. Bu nedenle, radar tabanlı yaklaşımda optimum frekans bandı belirlenmelidir. Düşük frekans bileşenleri düşük çözünürlük sağlarken yüksek nüfuz etme derinliği sağlamaktadır. Yani hedefin derinliği hakkında bilgiler içermektedir. Yüksek frekans bileşenleri hedefin yüzeyi ile ilgili bilgi sağlarken düşük nüfuz etme derinliğine sahiptir. Yüksek frekansta çoklu saçılmanın fazla olması soğurma olasılığını arttırmakta sinyalin penetrasyon derinliğini azaltmaktadır. Bu sebeple uygun frekans bölgesinin seçilmesi çoklu saçılma olayını azaltacak ve bu sayede maksimum işaret gücü hedefe nüfuz ettikten sonra hedeften saçılacaktır. Böylece, hedefteki küçük varyasyonları tespit etmek için uzamsal çözünürlük maksimum olacaktır (Amin vd. 2021). Ancak daha yüksek frekanslarda çoklu saçılma büyük bir problemdir ve çoğu ters saçılma algoritması başarısız olmaktadır. Sonuç olarak, optimum frekans ve EM dalga nüfuz etme derinliği garanti edilmelidir. EM alanın hedefe nüfuz etmesi derecesi ve soğurma olayı saçılma parametreleri kullanılarak analiz edilebilir.

Radar tabanlı MG sistemi, nesneyi çevreleyen birçok konumdan saçılan alanı ölçerek nesnenin varlığını ve/veya dielektrik özellik dağılımını netleştirmeye çalışır. Şekil 1.2 temel olarak, bi-statik modlu yakın alan ölçüm sistemini göstermektedir. Tipik olarak birçok sensör veya anten hedef nesnenin birkaç dalga boyu uzağına verici ve alıcı olarak yerleştirilir. İlk olarak, sensörler veya antenler kullanılarak, durağan nesne üzerinde tam ölçekte tarama yapılır. Hedeften saçılan verileri toplamak için otomatik bir tarama sistemi ve farklı algoritmalar kullanılmaktadır. İkincisi, toplanan veriler işlenmek üzere bilgisayara (PC) kaydedilir. Üçüncüsü, büyük miktarda veri yazılım yardımıyla analiz edilerek anlamlı hale getirilir. Son olarak, analiz edilen verilere farklı ters saçılma algoritmaları (görüntü yeniden yapılandırma) ve görüntü işleme teknikleri uygulanır. Görüntü yeniden oluşturma işlemi, geniş bir bant aralığında nesnenin (saçılma merkezleri) saçılma katsayılarının elde edilmesini içerir. Saçılma merkezlerinin tam ölçekte incelenmesi, görüntüleme alanının saçılma genişliğini verecektir. Bu görüntüleme tekniğinin en önemli sorunu; işaretlerin yüzeyler ve diğer etkenler tarafından bozulması ve anten bağlantı problemleridir. Temiz yeniden yapılandırılmış görüntüler elde etmek için uygulanan yöntem, dikkatli işaret seçimi, kalibrasyon ve filtreleme kavramlarını içerir. Ham veriler kullanılarak görüntü yeniden oluşturma işlemi, ham görüntülere uygulanan görüntü işleme yöntemleri ve kalibrasyon teknikleri tezin ilerleyen bölümlerinde verilecektir.



Şekil 1.2. Bi-statik modlu radar tabanlı yakın alan ölçüm sistemi

Radar tabanlı MG sistemi çeşitli bileşenlere sahiptir. Bunlar aşağıda açıklanmıştır;

- *İşaret üretici*; Vektör Network Analizör (Yüksek dinamik aralıklı),
- *Anten*; EM dalgayı nesneye göndermek ve saçılan dalgayı toplamak için kullanılır. Kompakt, geniş bantlı, yönlü, yüksek kazançlı, lineer faz tepkili, sabit grup gecikmeli olmalıdır.
- *İşaret işleme birimi*; Antenden alınan ham veriler burada işlenir ve değerlendirilir. Görüntü yeniden oluşturma ve işleme algoritmalarını içerir. Görüntü eldesi, görüntü işleme, filtreleme, basamaklarını içerir. Tüm sürecin bilgisayar gücünü oluşturur.

Günümüzde kullanılan görüntüleme cihazları tıbbi amaçlı görüntülerde yüksek çözünürlük sağlasa da kullanılan işaretlerin iyonize edici ışıma etkisi ve yüksek güç seviyeleri nedeniyle sürekli izlem ve takip için uygun değildir. Bu etkilere sürekli maruz kalınması ciddi yan etkilere neden olabilmektedir. Ayrıca ortopedik görüntülemelerde kemik şekil bozuklukları ve skolyoz benzeri düzensiz şekilli kemiklerin yönelim açısı manuel olarak hesaplanmaktadır. Hesaplanan değerlerin yanlış olma ihtimali olup, büyük ölçüde kişiden kişiye değişmektedir. Bu tezde sunulan teknik bahsedilen iki önemli eksiği gidermeyi amaçlamaktadır. Ancak, bu çalışmada sunulan görüntüleme tekniği yüksek çözünürlüklü mikrodalga görüntü elde edilmesini kapsamamaktadır. Bu çalışmadaki esas hedef kemik dokusunun düzensiz şeklinin mikrodalga yöntemlerle kabaca tespit edilmesi ve kemik eğrilik açısının görüntüler üzerinden otomatik olarak belirlenmesidir. Bu kapsamda, ilk olarak, C veya S şekilli kemiğin şeklini ve konumunu kabaca görüntülemek için radar tabanlı mikrodalga görüntüleme tekniği kullanılmıştır. Önerilen görüntüleme sistemi, düşük güçlü ve iyonize edici etkisi olmayan işaretler kullanarak hızlı, konforlu ve güvenilir biyomedikal görüntüler elde etmeyi amaçlamaktadır. Sunulan görüntüleme sisteminin hasta üzerinde sürekli kullanımı sınırlı değildir. Ayrıca ölçüm sisteminin kullanımı kolaydır ve çok büyük ölçüm ekipmanları ve izole odalar gerektirmemektedir. İkinci olarak ise elde edilen ortopedik görüntülerdeki kemiğin düzensiz şekline (C şekilli) ait yönelim açısı önerilen algoritma tarafından otomatik olarak belirlenmektedir. Hesaplanan açı bilgisayar tarafından belirlendiği için operatöre bağımlı değildir ve

güvenilirdir. Sonuç olarak önerilen görüntüleme sistemi, ilk etapta ortopedik görüntülerin elde edilmesi yöntemi ve yönelim açısının hesaplanması bağlamlarında skolyoz hastalığının teşhis/tedavi ve şekilsel kemik iyileşmesi süreçlerinde sürekli takip sağlayabilecek niteliktedir. Bahsedilen görüntüleme tekniği ile sadece skolyoz değil, kemik büyümesi ve gelişiminde, kırık sonrası kaynamadaki yönelim bozukluklarının ve vücut platinlerinin izlenmesi de mümkün olabilecektir. Çalışmanın ikinci etabında ise mikrodalga görüntü çözünürlüğünün artırılması kapsamında yeni tekniklerin geliştirilmesi planlanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, 1-6 GHz frekans aralığında hedef nesneden saçılan işaretler kullanılarak hem görüntü yeniden yapılandırma algoritması hem de görüntü işleme teknikleri uygulanarak mikrodalga görüntüler elde edilmiştir. Temel olarak, bu tez iki ana bölüme ayrılmıştır. İlk bölüm, saçılma problemleriyle ve çözümüyle yüzleşmek için gerekli olan matematiksel arka plana odaklanmıştır. İkinci bölüm ise mikrodalga görüntü yeniden oluşturma ve işleme algoritmalarını içeren görüntüleme tekniğini tarif etmektedir. Genel olarak görüntü yeniden oluşturma teknikleri, aşırı matematiksel hesaplamalar ve zaman alıcı yinelemeli yaklaşımlar içermektedir. Bu çalışma; karmaşık, iteratif ve zaman alıcı ters çözüm algoritmaları kullanmaması ile literatürden farklılık göstermektedir. Görüntü yeniden oluşturma algoritması, temel olarak, toplam E-alanı ölçümlerine veya zaman domenindeki saçılan işarete göre değil, yalnızca karmaşık değerli S_{21} iletim parametrelerine ait faz verilerini kullanmaktadır. Elde edilen veriler lineer istatistik metotları yerine dairesel istatistik yöntemleri ile analiz edilmiştir. Mikrodalga görüntüler önce tekli frekans verileri ile elde edilmiş ve sonra görüntü çözünürlüğünü arttırmak için çoklu frekans bileşenleri de kullanılarak görüntüler hızlı ve güvenilir bir şekilde oluşturulmuştur. Elde edilen ham mikrodalga görüntüler farklı görüntü işleme ve filtreleme teknikleri ile daha kaliteli hale getirilmiştir. Daha iyi görüntü kalitesi elde edildikten sonra ise düzensiz şekilli hedefe ait yönelim açısı hesabı algoritma yardımı ile otomatik olarak yapılmaktadır. Açık minimum hata aralığında belirlenmektedir.

Tezin ikinci bölümünde konu ile ilgili literatür kaynak taraması, üçüncü bölümde materyal ve metod altında radar tabanlı yakın alan MG ile ilgili altyapı oluşturacak bazı teknik bilgiler, MG'nin matematiksel altyapısı, ölçüm kumpanyası, mikrodalga görüntüleme süreci, görüntü işleme ve yönelim açısı hesabı, dördüncü bölümde elde edilen bulgular ve tartışma en son olarak beşinci bölümde ise sonuçlar ve gelecekte yapılabilecek potansiyel çalışmalar ele alınmıştır.

2. KAYNAK TARAMASI

Mikrodalga görüntüleme uzun yıllardır araştırmacılar tarafından ilgi görmekte ve mikrodalga görüntülerin elde edilmesi ile ilgili çalışmalar yoğun şekilde devam etmektedir. Tezin bu bölümünde konu ile ilgili literatürde yapılan çalışmalarla ilgili bilgiler verilmiştir. İzleyen paragraflarda MG tekniğinde kullanılan ölçme yöntemleri ve görüntü yeniden oluşturma prosedürleri ile ilgili kapsamlı bilgiler verilmiştir. Tekniklerin olumlu ve olumsuz yönleri de verilerek gelecekte MG görüntüleme ile ilgili yapılacak çalışmalarda araştırmacılara ışık tutması hedeflenmiştir.

2.1. Literatürde Yapılan Çalışmalar

MG genelde nesne tespiti yapmak amacıyla kullanılmaktadır. Nesne gizlenmiş bir silah veya gömülü bir materyal olabilir. MG askeri ve ticari amaçlarla kullanılabilir. Tüm bunların ötesinde mikrodalga görüntüleme günümüzde biyomedikal mikrodalga görüntülemeye sağlıklı ve sağlıklı olmayan dokuları birbirinden ayırmak için kullanılmaktadır. MG kullanılarak elde edilen 2B veya 3B biyomedikal görüntüler ile, meme kanseri teşhisi, beyin felci tespiti, tümör yanıtı, kemoterapi izleme ve meme dokusu görüntülemesi yapılabilmektedir (Yılmaz vd. 2019; Janjić vd. 2020; Joselin vd. 2020).

Biyomedikal MG'de araştırılan ana nicelik, dokuya özgü dielektriksel özelliklerdir. Biyomedikal MG, dokunun elektriksel özelliklerini belirlemek için düşük ve yüksek frekanslı dalgalar kullanır. Dokuların dielektrik özellikleri kullanılan dalga frekansına bağlı olarak değişir. MG her şey mükemmel değildir; derideki yansımadan kaynaklanan yüzey dağınıklığı, kusurlu temas noktaları ve anten bağlantıları gibi sorunlar görüntü kalitesini etkiler (Song vd. 2020). Bu bozulmaları önlemek için literatürde çeşitli yöntemler sunulmuştur. Uygulanan yöntemler, işaret seçme ve filtreleme tekniklerini içermektedir.

MG başta meme kanseri olmak üzere, deri hastalıkları ve dolaşım sistemi bozukluklarının tanısında sıklıkla kullanılmaktadır. Klasik mamografi cihazı küçük meme bölümlerini görebilir. Meme basıya uğradığı için küçük lezyonlar görülmez. MG'de meme dokusu 3 boyutlu olarak görünür hale getirmektedir. Non-invaziv ve düşük maliyetli olması avantajları arasındadır. Buradaki ayırt edici nokta, normal ve kanserli hücrelerin dielektrik özelliklerinin farklı olmasıdır (Aydın ve Karacaoğlu 2020; Janjić vd. 2020). (Aydın ve Karacaoğlu, 2020) çalışmasında yazarlar 100MHz - 3 GHz frekans aralığında S_{11} ve S_{21} saçılma parametrelerini kullanmışlardır. Saçılma işareti S_{11} , dispersiyon nedeniyle zayıftır ve araştırılan hedefin yalnızca yüzeyi hakkında bilgiye sahiptir. Öte yandan, S_{21} saçılma işareti, verici ve alıcı antenler arasındaki mesafe boyunca bulunan malzeme hakkında bilgi içerir. Yazarlar çalışmalarında görüntüyü oluşturmak için Ters Radon Dönüşümü kullanılmışlardır. Radon dönüşümü, bilgisayarlı tomografide taranan verilerden görüntüler oluşturmak için kullanılır. Tomografi uygulamalarında radon dönüşümü sonucu ortaya çıkan görüntüye sinografi denir. Radon dönüşümü en basit haliyle, bir cismin her açıdan izdüşümünü alarak 2 veya 3 boyutlu görüntüler oluşturur.

MG'nin en önemli noktası uygun anten tipini tasarlamaktır. MG yüksek bant genişliği gerektirir. (Celik, Kurt ve Helhel 2018)'de yazarlar mikrodalga görüntüleme için mikroşerit yama anten tasarlamıştır. Mikroşerit antenler küçük hacimleri, düşük

malİYETLERİ ve yüksek bant genişlikleri nedeniyle tercih edilmektedir. MG'de düşük frekanslı bileşenler nüfuz etme derinliği sağlarken; yüksek frekans bileşenleri çözünürlüğü artırır. (Celik, Kurt ve Helhel 2018)'e göre mikroşerit yama antenin bant genişliği, yönlülüğü ve kazancı çeşitli yöntemlerle artırılabilir. Yazarların tasarladıkları antenler mikrodalga ölçümlerde kullanılabilir özelliktedir. Anten tasarımı ile ilgili ayrıntılı açıklamalar (Celik, Kurt ve Helhel 2018)'de bulunabilir.

(Janjić vd. 2020)'de kemoterapi gören hastaların sürekli takibine yönelik bir uygulama yapılmıştır. Kemoterapi, kanser hastalarının tedavisinde kullanılan bir yöntem olup kanserli hücreleri yok etme amacı ile kullanılmaktadır. Verimli ve güvenilir bir görüntüleme sistemine sahip olmak daha iyi tedaviyi garanti eder. Faktörizasyon Yöntemi olarak adlandırılan bir teknikte, yazarlar saçılan verilerdeki bilgileri elde ederek görüntüyü yeniden oluşturmuşlardır. Bu yöntemde incelenen nesnenin şekli hakkında bilgi elde edilebilir. Şekilsel bilgiye göre tümörün büyüklüğü hakkında yorumlar yapılabilen ve tedavi süreci planlanabilmektedir. Laboratuvar ölçümlerine ek olarak bilgisayarlı simülasyonlar yapılarak test işlemleri gerçekleştirilmiştir. Simülasyonlarda kullanılan 2 GHz frekans bölgesine ait kanserli ve kanserli olmayan hücrelerin tüm dielektrik katsayıları literatürden alınmıştır.

(Yılmaz vd. 2019)'da sıçan burun dokusunun dielektriksel özellikleri 500 MHz ile 6 GHz frekansı aralığında verilmiştir. *In vivo* dielektrik özellikler, açık uçlu koaksiyel prob tekniği ile elde edilmiştir. Bu çalışmanın temel amacı MG yapılabilmesi için malzemelerin sahip olduğu minimum dielektrik özelliklerin belirlenmesidir. Bu kapsamda, dielektrik özellikleri belirlemek için diğer bazı malzemelere uyarlanabilir. Ayrıntılı bilgi için (Yılmaz vd. 2019) çalışması incelenebilir.

(Mudanyalı vd. 2008)'de, MG yöntemi kullanılarak herhangi bir yüzeyin altında gömülü mükemmel iletken bir nesnenin tespiti araştırılmıştır. Tahribatsız muayenede asıl amaç verilen malzemenin kusurlarını bulmaktır. Mikrodalga tahribatsız muayene; malzemenin iletim veya saçılma özelliklerinin EM dalgalar aracılığıyla incelenmesidir. MG'nin metallerdeki nüfuz etme derinliği küçüktür. Bu sayede gömülü veya gömülü olmayan metal yüzeyler rahatlıkla incelenebilmektedir. Görüntü yeniden oluşturma algoritması saçılan EM dalganın analizini gerçekleştirerek Taylor ve Fourier serilerini kullanmıştır. Çalışmalarının esas amacı, herhangi bir ortamda gömülü metalik yüzeyi yeni, hızlı ve basit bir şekilde görselleştirmektir. Bu çalışmada sadece hedef malzemenin yüzeyi incelenmiştir.

(Joselin vd. 2020)'de ultra geniş bantlı ve yüksek yönlüklü EM dalgalar ile meme dokusunun mikrodalga görüntülenmesi yapılmıştır. Çalışmada kullanılan frekans bölgesi 1.4 - 10GHz aralığıdır. Meme dokusunun görüntüleri antenler veya anten dizileri kullanılarak elde edilmiştir. Dizideki tüm bileşenler EM dalgaları yayarken, bazı dizi bileşenleri hedeften saçılan dalgayı almaktadır. Yazarlar tarafından yönlü yama anten tasarımı yapılmıştır. İki tip yama anten (silindirik ve kare) tasarlanmış ve performansları gözlemlenmiştir. Yazarların tasarlamış olduğu iki anten tipi de mikrodalga ölçümlerin yapılabilmesi için uygundur.

Yaptıkları çalışmada (Li vd. 2020) meme dokusunu laboratuvar ortamında görselleştirmek için meme fantomu kullanmışlardır. Çalışma frekansı bölgesi 200MHz - 6GHz arasındadır. (Li vd. 2020)'de meme dokularının hem dielektrik hem de akustik özellikleri araştırılmıştır. Tasarlanan fantomun dielektrik ve iletkenlik katsayılarının

gerçek memenin deri ve yağ dokularının elektriksel özellikleri ile eşleştiği kanıtlanmıştır. Bu, fantomun meme dokusu yerine MG amaçlı kullanılabileceği anlamına gelir. *In vitro* ölçümlerde kullanılmak üzere meme fantomunun oluşturulması hakkında detaylı bilgi (Li vd. 2020)'de bulunabilir.

(Abbak vd. 2017) çalışmasında mikrodalga bölgede çalışan dipol anten tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan anten 60x60mm boyutlarında olup, bant genişliği yaklaşık 3.2 GHz'dir. Anten boyutu küçüldükçe gözlemlenebilen nokta sayısı artar. Bu durum örnek çözünürlüğünü artıracaktır. MG'de bant genişliği arttıkça, çok güçlü ters saçılma algoritmaları gerekir. Saçılan alanın tespiti için MG kullanılacak antenlerin kazancının yüksek olması gerekmektedir. Böylece sinyal gürültü oranı (SNR) yükselir (Abbak vd. 2017). Bu çalışmada topraklama yüzeyinin alanını azaltmak için antene kavisli bir yapı eklenmiştir. Bu kavisli yapı, monopol antenin dipol anten gibi ışımasına neden olmaktadır. Böylece anten uzunluğu azaltılmıştır. Ölçülen s-parametreleri, saçılmış elektrik alan bileşenlerine dönüştürüldükten sonra elektrik alan bileşenleri ters işleme teknikleri ile dielektrik ve iletkenlik katsayıları elde edilmiştir. Bu dönüşümler yoğun matematiksel hesaplamalar içermektedir.

(Dvorsky vd. 2020)'de, mikrodalga bölgede çalışan sentetik açıklık radarı (SAR) tasarımı ile metalik yüzeylerde çatlak görüntüleme ve çatlak yön belirlemesi yapılmıştır. MG için çift dairesel polarizeli anten tasarımı yapılmıştır. Bu görüntüleme tekniğinde lineer polarize prob kullanılır. Bununla birlikte, çatlak yönü oryantasyon yönü elektrik alan bileşeninin yönü ile aynı olduğunda doğrusal polarizeli prob başarısız olur. Koaksiyel prob ise yüzeye temas halinde olmak zorundadır ve probdaki küçük değişikliklere karşı çok hassastır. Yazarlar tarafından öncelikle metal yüzeyde yapay dikdörtgen bir çatlak oluşturulmuştur. Yazarların elde ettiği sonuçlara göre saçılma olayı, elektrik alan vektörü ve çatlak uzunluğu L birbirine dik olduğunda maksimumdur. S parametreleri çatlak yönü fonksiyonu olarak yazılabilir. Bu çalışma aşırı matematiksel işlemler içermektedir ve E alan propagasyon yönüne göre çatlak tespitinin yapılamadığı durumlar olmaktadır.

(Khalesi vd. 2022)'de 1-5 Ghz frekans bölgesinde çalışan MG tekniği kullanılarak akciğer lezyon tespiti yapılmıştır. Deneysel çalışmalarda S_{21} transfer fonksiyonu multi-bistatik formda elde edilmiştir. Görüntüyü oluşturmak için karmaşık S_{21} parametrelerine Huygens Prensibi (HP) uygulanmıştır. Önerilen görüntüleme yöntemini test etmek için fantom deneyi yapılmıştır. Akciğer lezyonlarının lokalizasyonu artefakt çıkarma prosedürleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ancak, bu yöntemde sadece lezyonların sağlıklı dokularla olan saçılma farklılıkları kullanılarak lokalizasyon yapılmıştır. Görüntülerde şekilsel bilgi mevcut değildir. İleri yönde ilerleyen EM dalgalar HP uygulandığı zaman, ters saçılma problemlerini çözmeye gerek yoktur. EM'deki ters problemler, dielektrik özelliklerini elde etmede önemli bir role sahiptir. HP yöntemi, dielektrik kontrastı tespit etmeye izin verir. Görüntülerin yeniden yapılandırılması ve artefaktların ortadan kaldırılması için iki farklı teknik uygulanmıştır. HP ve artefakt giderme yöntemi hakkında detaylı bilgi (Khalesi vd. 2022)'de bulunabilir.

Diz yaralanmalarının teşhisi (menisküs yırtığı) için radar tabanlı MG araştırılmıştır (Salvador vd. 2009). Deneysel çalışmalarda S_{11} saçılma parametreleri 50MHz -13.5GHz frekans aralığında toplanmıştır. Frekans verileri, ters Z dönüşümü kullanılarak zaman alanı işaretine dönüştürülmüştür. Görüntü elde etmek için diferansiyel

görüntü tekniği kullanılmıştır. Yazarların sonuç görüntülerinde yırtılma görünmemesine rağmen diferansiyel görüntü tekniği ile elde edilen görüntülerde dizdeki yırtık görülebilmektedir.

(Gilmore vd. 2010)'da iki boyutlu geniş bant mikrodalga görüntüleme sistemi tasarlanmıştır. Yazarlar çalışmalarında 3-6 GHz frekans bölgesinde çalışan 2x24 port anten kullanmışlardır. 24 farklı anten kullanırken en büyük sorun antenler arasındaki büyük kuplaj etkisidir. Bu nedenle, sistemin çalışma frekanslarının, antenlerden gelen kuplajı en aza indirecek şekilde seçilmesi çok önemlidir. Antenler arasındaki kuplajı belirlemek için S_{11} parametreleri ölçülmüştür. Yazarlar, karmaşık dielektrik geçirgenlik katsayılarını ve tekli frekans ölçümlerini kullanarak yeniden yapılandırılmış mikrodalga görüntüleri elde etmiştir. Yazarlar doğrusal olmayan ters saçılma algoritmalarını kullanmak zorunda kalmışlardır. Doğrusal olmayan algoritmalar yinelemeli çözümler içerir, bu nedenle zaman alıcıdır.

Düşük güçlü mikrodalgalar ortamın dielektriksel özelliklerinin mekansal dağılımını yeniden oluşturmak için kullanılır (Shea vd. 2010). Önerilen görüntüleme tekniği, görüntü yeniden oluşturma için çok frekanslı ters saçılma yöntemine dayanır. Yazarlar Maxwell denklemlerini zaman domeninde çözerek EM dalganın propagasyon özelliklerini açıklamışlardır. Daha sonra, EM saçılımı açıklayan Helmholtz denklemleri yardımıyla hedefe ait dielektrik profiller ters çevirme algoritmaları ile tahmin edilmiştir. Görüntüleme algoritması zaman domenindeki Maxwell denklemlerini çözmek için zamanda sonlu farklar yöntemi kullanır ve dielektrik özellikler Helmholtz dalga denkleminde tahmin edilir. Her anten dizisinde kaydedilen zaman alanındaki saçılmış EM dalgalar, ayrık Fourier Dönüşümü ile ilgilenilen frekanslardaki fazörlere dönüştürülür (Shea vd. 2010). Yazarlar tarafından 1, 1.5, 2 ve 2.5 GHz olmak üzere dört farklı frekans kullanılmıştır. Yazarlar, kompleks E-alan ölçümü ve matematik hesaplamaları yoğun ters çevirme algoritmalarını kullanmışlardır. MG'de, toplam E-alanı yerine hedefe ilişkin saçılma parametrelerinin kullanılması ortamın gerçek yanıtını bulma açısından daha uygundur.

(Fear vd. 2002)'de yazarlar, sentetik silindirik ve düzlemsel anten dizilerini içeren iki farklı sistem konfigürasyonunun sayısal modelleri ile küçük tümörleri üç boyutlu olarak saptayıp lokalize etmişlerdir. Yazarlar, tümör yanıtlarını görünür hale getirmek ve hataları azaltmak için görüntü oluşturma algoritması geliştirmiştir. Yazarlar çalışmalarında konfokal MG tekniği kullanmıştır. Bu teknik, test nesnesini bir dizi anten konumundan geniş bantlı bir işaret ile taramayı ve ardından test nesnesinden saçılmalara odaklanmayı içerir. Kullanılan görüntü yeniden elde etme tekniği bağlamında zaman alıcı ve karmaşık matematiksel hesaplamalar içermektedir.

(Santos, Fernandes ve Costa 2022)'de yazarlar, yüzeysel kemiklerdeki kırıkların tespiti için MG tekniği kullanmıştır. Yöntem, spesifik soğurma oranı tekniğini kullanır. Tek bir vivaldi anten, kemiği 8-11GHz bölgesinde taramak ve saçılan verileri toplamak için kullanılmıştır. Sistem hava ortamında çalıştırılır, bu nedenle empedans eşleştirme katmanı kullanılmaz. Görüntü, Kirchhoff geçişi algoritması kullanılarak yeniden oluşturulur. Sistem, kırıkta ortaya çıkan kemik geçirgenliği süresizliğini belirlemek için monostatik mikrodalga radar sistemini kullanır (Santos, Fernandes ve Costa 2022). Yazarlar yaptıkları çalışmada 1-6 GHz frekans bölgesinde kortikal kemik ve kanı taklit eden bir fantom sunmuşlardır. Yazarlar, hedeften saçılan işareti farklı katmanlara ayırmak

için Tekil Değerlere Ayırma (Singular Value Decomposition) (SVD) yaklaşımını kullandılar. Ayrıntılı bilgi (Santos, Fernandes ve Costa 2022)'de bulunabilir.

Yazarlar, meme tümörünü saptamak ve görüntüsünü yeniden yapılandırmak için konfokal MG tabanlı tekniği kullanmışlardır (Amdaouch ve Aghzout 2019). Göğüs, birkaç anten pozisyonundan gauss darbesi ile aydınlatılmış ve görüntü elde etmek için geri saçılan veriler işlenmiştir. Yazarlar çalışmalarında Vivaldi anten kullanmışlardır. Yüksek görüntü çözünürlüğü sağlayan konfokal MG algoritması kullanılarak mikrodalga meme görüntüsünü oluşturulabilir. Hastalıklı dokulardaki iletkenlik ve dielektrik katsayıları saçılma olgusunun aşırı olmasına neden olur. Böylece, mikrodalga görüntülerde lezyon tespiti yapılabilmektedir. Geciktir ve topla tekniğine dayalı konfokal MG görüntüleme algoritması genellikle mikrodalga görüntüleme için literatürde sıklıkla kullanılmaktadır. Geciktir ve topla tekniği iterasyon yöntemine dayanmaktadır.

Literatürde yapılan başka bir çalışmada 3 boyutlu kemik görüntüleme araştırılmıştır (Meaney vd. 2012). Yapılan deneylerde 16 adet tek kutuplu anten kullanılmıştır. Görüntüler, log dönüşümü ile birleştirilmiş Gauss-Newton yinelemeli yeniden yapılandırma algoritması kullanılarak oluşturulmuştur. Ayrıntılı bilgi (Meaney vd. 2012)'de bulunabilir.

(Golnabi vd. 2011) yaptıkları çalışmada, kemik dokusuna ait dielektrik özelliklerini belirlemek için mikrodalga tomografi tekniği kullanmıştır. Yazarların temel amacı, ölçülen dielektrik özellikleri kullanarak kemik sağlığı durumunu izlemektir. Sadece insan topuk deneyleri verilmiştir. Diğer doku ve hücreler araştırılmamıştır.

(Amin vd. 2021)'de osteoporozu izlemek için MG cihazının fizibilite çalışması sunulmuştur. Yazarlar insan topuğunun dielektrik özellikleri araştırmıştır. Toplam E-alan ölçümleri yapılarak EM dalganın kemikteki nüfuz etme derinliği izlenmiştir. Yazarlara göre 0.6-1.9 GHz aralığı kemik görüntüleme için uygun bulunmuştur. İleri yönde ilerleyen EM dalganın çözümü için zamanda sonlu farklar yöntemi kullanılmıştır.

(Khalesi vd. 2020)'de, 1-6.5 GHz bölgesinde ve hava ortamında çalışan bir MG cihazı önerilmiştir. Cihaz, hedef nesneden saçılan işaretleri kullanır. Multi-bistatik radar konfigürasyonu kullanılmıştır. Görüntüleme prosedürü Huygens ilkesine dayanmaktadır. Artefakt çıkarma yöntemi için incelenen nesnenin farklı rotasyonlardaki görüntüleri elde edilerek diferansiyel hesaplamalar yapılmıştır. Yoğun ve birleşik hesaplamalar içermektedir.

Yaptıkları çalışmada (Rani vd. 2022) gömülü nesneleri tespit etmek için impuls radar tabanlı görüntüleme tekniği kullanmıştır. Deneyel ölçümlerde anten sabittir ve nesne hareket halindedir. İncelenen nesneler, dönen bir platform üzerinde dairesel bir harekete maruz kalır. Yazarlar, nesnelerin radyal yer değiştirmesini ve açısal konumlarını başarıyla tanımlamıştır. Sanal anten dizileri kullanılarak saçılan EM dalga toplanmış ve görüntü yeniden oluşturma işlemi geciktir ve topla algoritması ile gerçekleştirilmiştir. Yazarlar, nesne tespiti için ultra geniş bant darbeleri radar adı verilen alternatif bir yöntem kullanmıştır. Görüntü yeniden oluşturma probleminde modifiye edilmiş geciktir ve topla tekniği kullanılmıştır.

(Salvador vd. 2009)'da yazarlar MG kullanarak kemik dokusu bağlarını ve tendonları görüntülemeye çalışmışlardır. Doku algılamalı uyarlanabilir radar geliştirilmiş ve fantomlar üzerinde test edilmiştir. Yazarlar, dizin görüntülenmesi için radar tabanlı mikrodalga yaklaşımlarının potansiyelini, eklem bağlarına ve tendonlarına kadar genişletmiştir. Gerçek sığır dokuları hem simülasyonlar hem de deneysel olarak incelenmiştir. Dokuların anizotropisi deneysel testlerle incelenmiştir. Elde edilen S_{11} saçılma verileri ters z-dönüşümü kullanılarak zaman alanı işaretine dönüştürülmüştür. Ölçümler, tendon ana eksenine ile anten açıklığı arasındaki farklı yönelimleri elde etmek için tendonun döndürülmesi tekniği ile alınmıştır. Doku algılamalı radar sisteminin lezyonları tespit etme kabiliyetini araştırmak için tüm dizin sayısal bir modeli oluşturulmuştur. Kemiklerin dielektrik özellikleri, literatürdeki deneysel verilerden elde edilen Debye modellerine göre belirlenmiştir.

(Vispa vd. 2019)'da yazarlar, mikrodalga görüntü elde etmek için ultra geniş bant (UGB) görüntüleme cihazı ve Huygens ilkesini kullanmıştır. Cihaz, B bandında 1 ila 9 GHz arasında çalışmaktadır. Yazarlar, farklı dielektrik özelliklere sahip dokuları ayırt etmeyi başardılar. UGB mikrodalga görüntüleme, görüntü oluşturmak için bireysel frekansların bilgilerini birleştirerek frekans alanındaki tüm bilgilerin kullanılmasına izin verir. Görüntü kalitesi üzerinde farklı alt bantların etkisi incelenmiştir. Ayrıntılı bilgi (Vispa vd. 2019) içinde bulunabilir.

(Akdoğan vd. 2022)'de sırasıyla 4-10 GHz ve 3-18 GHz frekans bandına sahip tek kutuplu anten ve boynuz anten yaklaşımı olmak üzere iki farklı tasarım yaklaşımı incelenmiştir. Mikrodalga yaklaşımı ile 4-10 ve 3-18 GHz bantları için silindirik ve düzlemsel kemik yapıları incelenmiştir. Amaç, mikrodalga görüntüleme ile kemik iyileşme periyodunu takip edilmesidir. Çalışmalarının esas hedef noktası kemik sağlığını belirlemeye yardımcı olabilecek mikrodalga yöntem geliştirilmesiydi. Yazarlar bu çalışmada kemik yapısının tam ölçekli görüntüsünü oluşturamamışlardır. Bunun yerine kemik kalınlığı ölçülerek kemik gelişiminin takibi yapılmıştır. Çalışmadan çıkan en önemli sonuç, kemik yarıçapının, 7 GHz civarındaki rezonans frekans bölgesinin iletim değeri ile ters orantılı olmasıdır.

(Alkhodari vd. 2022)'de kemik sağlığını tespit etmek için bir mikrodalga tomografi tekniği kullanılmıştır. Kemiklerin dielektrik özellikleri araştırılarak kemik sağlığı ve yoğunluğunun izlenmesi hedeflenmiştir. Görüntülerdeki yapısal bilgileri çıkarmak için sınıflandırma algoritması olarak K-means algoritması kullanılmıştır. Ayrıca görüntülere kenar algılama algoritması uygulanarak mikrodalga tomografi görüntülerinden bacak modelinin yapı çıkarımı yapılmıştır. Sonuçlar, orijinaline kıyasla minimum hataya sahiptir. Ancak mikrodalga tomografik yaklaşım yoğun matematiksel denklemler içermektedir.

(Aslanyürek vd. 2014)'te yazarlar, MG ile mükemmel iletken nesnenin şeklini tespit etmeye çalışmışlardır. Saçılan EM dalga ölçümleri yapılarak geliştirilmiş empedans sınır koşullarına dayalı görüntüleme yöntemi kullanılmıştır. Yüzey empedansı değeri saçılmış alan ölçümlerinden yeniden oluşturulmuştur. Ancak yöntemin performansı, empedans yüzeyinin doğru seçimine bağlıdır. Burada ele alınan ters saçılma problemi, dairesel bir bölge üzerinde saçılan alanın ölçümünü kullanarak mükemmel iletken nesnenin şeklini yeniden oluşturmaktan ibarettir.

(Shumakov vd. 2018)'de mikrodalga görüntüleme için yeni bir doğrudan ters çevirme yöntemi olan dağınık güç haritalaması (DGH) tanıtılmıştır. Yazarlara göre DGH, matematiksel hesaplama süresinde ciddi bir iyileşmeye sahiptir. DGH, zayıf saçılma problemlerinin çözümü için tasarlanmıştır. DGH yaklaşımında geniş bant verileri kullanılır. Veriler S parametreleri biçimindedir. Tüm doğrudan ters saçılma yöntemlerinin ve DGH yaklaşımının en büyük sınırlaması, incelenen nesnede mevcut olan çoklu saçılmayı hesaba katamamasıdır. Bu sebeple, değişken dielektrik geçirgenliğe ve gömülü saçıcılara sahip yüksek kontrastlı katmanlardan oluşan karmaşık bir nesnenin yeniden yapılandırılması büyük olasılıkla başarısız olacaktır.

(Asok, Nath ve Dey 2022)'de yazarlar, ultra geniş bant mikrodalga görüntüleme uygulamaları için monostatik modda antipodal Vivaldi anten tasarımını sunmuşlardır. Tasarlanan antenin biyomedikal uygulamalara uygunluğunu kontrol etmek için simülasyonlar ile spesifik soğurma oranları hesaplanmıştır. Literatürde sıklıkla uygulanan geciktir ve topla görüntü yeniden oluşturma algoritması tümör görüntüsünü yeniden yapılandırmak için kullanılmıştır. Elde edilen ham görüntülere görüntüleme işlemi öncesi artefakt giderme yöntemi de uygulanarak görüntü kalitesi ve keskinliği artırılmıştır.

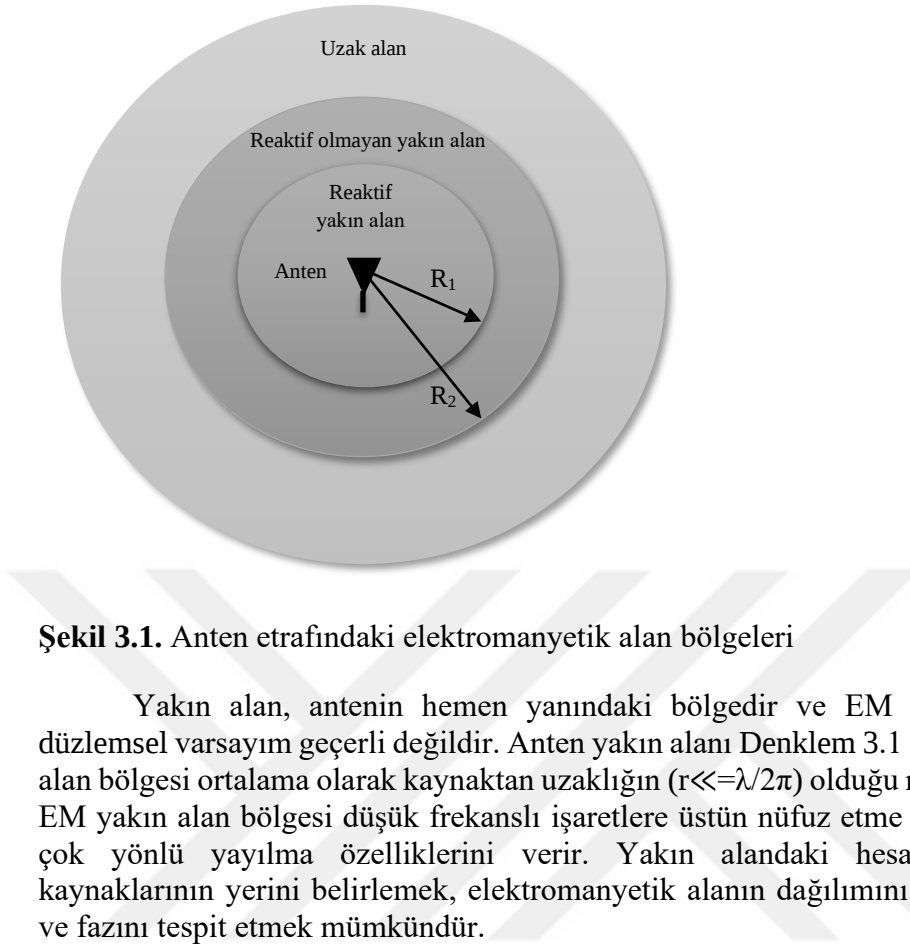
3. MATERYAL VE METOT

Elektromanyetik saçılma, yüzyılı aşkın süredir araştırılan geniş bir konudur. Bu tez iki bölüme ayrılmıştır. İlk bölümde düzgün düzlem dalganın propogasyonu, saçılma problemleriyle yüzleşmek için gerekli matematiksel arka plan ve sonsuz uzunluklu dairesel silindirik yapıdaki EM saçılmanın çözümü verilmiştir. İkinci bölümde ise, EM alan saçılma parametreleri esas alınarak görüntüleme tekniği, görüntü işleme, filtreleme işlemleri, test ve doğrulama ile ilgili bazı uygulamalar verilmiştir. Ölçüm düzeni ve görüntü üzerinden yönelim açısı hesabı ise bu bölümün sonunda verilmiştir.

Prensip olarak, kabul edilen kurallarla birlikte yalnızca belirli denklemler ve teoremler kullanılarak anlamlı sonuçlar oluşturulmalıdır. Görüntü yeniden oluşturma sürecini anlamak için sürece ilişkin matematiksel denklemlerin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir. Bölüm 3, bu tezde kullanılan MG sürecinin matematiksel arka planını ve görüntü elde etme sürecini açıklamaktadır. Dolayısıyla, bu bölüm yakın alan mikrodalga görüntülemenin matematiksel arka planı, ölçüm yöntemi, s-parametreleri, saçılma olayları, görüntü yeniden elde etme süreci ve görüntü işleme hakkında bilgi vermektedir. Bahsedilen kavramlar bu çalışmanın temelini oluşturduğu için önemli konulardır. Geri saçılan alanın analizi ve görüntü yeniden oluşturma adımları bu başlıklar yardımıyla yapılmaktadır. Bu çalışmanın matematiksel altyapısı, kesinliği ve sonuçları bu bölümün denklemleri ve açıklamalarına dayanmaktadır. Bölüm 3'te anlatılan teknikler kullanılarak elde edilen görüntüler ve sonuçlar bulgular ve tartışma bölümünde verilmiştir.

3.1. Yakın Alan MG

Verici antene bir işaret uygulandığında anten elektromanyetik dalgaları boş alana gönderir. Kaynaktan uzaklaşan EM dalga yakın ve uzak alan bölgeleri olarak adlandırılan iki ayrı yayılma bölgesinde ilerler. Anten yakın ve uzak alan bölgeleri Şekil 3.1'de gösterilmiştir. Yakın alan bölgesi, R_1 ve R_2 değerlerine göre reaktif ve reaktif olmayan yakın alan olmak üzere iki bölgeye ayrılır. EM dalga, kaynağın etrafındaki tüm boşlukta aynı yayılma özelliklerine sahip değildir. EM alan özellikleri antenden uzaklığın bir fonksiyonu olarak değişir. Örneğin, antenin etrafındaki EM alan küreseldir. Antenden uzaklaştıkça alan daha düzlemsel hale gelir. Anten ışıma şiddeti anten uzak alanı ile yakın alanı arasında farklıdır. Bu farklılık yakın alan ve uzak alan bölgesi hesaplamalarını değiştirmektedir. Yakın alan, verici anten gibi bir nesnenin hemen etrafındaki EM alan bölgesini veya bir nesneden saçılan ışımayı ifade etmektedir. Yakın alan bölgesinde, anten ışıma örüntüsü, ışıma gücü ve yoğunluğu antenden olan mesafeye göre değişir. Reaktif yakın alan davranışları antene veya saçılan nesneye yakinken (genellikle birkaç dalgaboyu), EM ışımanın uzak alan davranışları ise daha büyük mesafelerde baskındır. Uzak alan içerisinde herhangi bir noktada ise EM dalga özellikleri değişmez. Uzak alan bölgesinde ölçümler yaparken karşılanması gereken bir koşul, antenden olan mesafenin antenin boyutundan ve dalga boyundan çok daha büyük olması gerektiğidir. Böylece EM dalganın ileri yönde ilerlemesinde mesafeye bağlı değişim ihmal edilebilir duruma gelmektedir. Bu bölgede bir antenin ışıma örüntüsü, antene olan mesafesinden bağımsızdır. Deneysel olarak laboratuvarda ölçüm yapılırken uzak alan ölçümü mümkün değildir. Çünkü hedef ile antenin odak noktası arasındaki mesafenin anten boyutuna göre büyük olması gerekmektedir. Başka bir deyişle, uzak alan ölçümü yapabilmek için anten boyutunun, saçıcı nesnenin uzaklığına göre küçültülmesi gerekmektedir. Elektriksel olarak küçük verici tasarımı ise karmaşık bir işittir.



Şekil 3.1. Anten etrafındaki elektromanyetik alan bölgeleri

Yakın alan, antenin hemen yanındaki bölgedir ve EM dalga yayılımı için düzlemsel varsayım geçerli değildir. Anten yakın alanı Denklem 3.1 ile tanımlanır. Yakın alan bölgesi ortalama olarak kaynaktan uzaklığın ($r \ll \lambda/2\pi$) olduğu mesafede tanımlanır. EM yakın alan bölgesi düşük frekanslı işaretlere üstün nüfuz etme derinliği, kırınım ve çok yönlü yayılma özelliklerini verir. Yakın alandaki hesaplamalarla saçılma kaynaklarının yerini belirlemek, elektromanyetik alanın dağılımını, değerini, büyüklük ve fazını tespit etmek mümkündür.

$$Yakın Alan Bölgesi < \frac{2D^2}{\lambda} \quad \begin{array}{l} D: \text{Anten boyutu} \\ \lambda: \text{Dalgaboyu} \end{array} \quad (3.1)$$

Bu tezde tüm ölçüm ve analizler anten yakın alanında yapılmıştır. Bunun nedeni, uzak alanda antenler ile görüntüleme hedefi arasındaki elektriksel mesafenin, iletilen ve saçılan EM dalgaların uzak alan yaklaşımlarının kullanılmasına izin verecek kadar büyük olmasıdır. Yakın alan bölgesinde EM dalgalar küresel olarak yayılır ve görece kaotik bir yapıya sahip oldukları için yorumlanması zordur. Ancak radar tabanlı yöntemde hedefin komple dielektrik profili çıkarılmayıp dielektrik sabiti kontrast farkı üzerinden hesaplandığından yorumlamak kolaylaşmaktadır. Ayrıca yakın alan görüntüleme biyomedikal uygulamalar için daha güvenli ortam sağlar. Bununla birlikte, mikrodalga biyomedikal görüntüleme veya malzemelerin tahribatsız testi gibi uygulamalar için uzak alan analitik yaklaşımları yetersizdir ve bu durum görüntü yeniden oluşturma kalitesinin düşük olmasına neden olur. Tüm bunların ötesinde yazılımlar ve gerekli dönüşüm algoritmaları kullanılarak yakın alan karakteristikleri uzak alan karakteristiklerine dönüştürülebilir. Bu matematiksel dönüşüm, kapsamlı matematiksel hesaplamalar içerir.

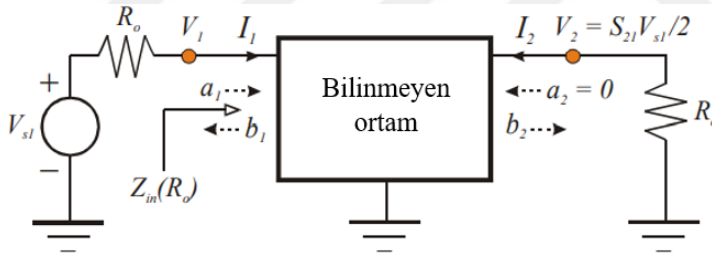
3.2. Saçılma Parametreleri

S kısaltması saçılma kelimesinden türetilmiştir. S-parametreleri, frekans alanında yansıma/iletim özelliklerini (genlik ve faz) göstermek için doğrudan veya matris şeklinde

ifade edilen karmaşık (gerçek ve sanal) sayılardır. Zamanla değişen veya frekansa bağlı EM işaret doğrusal bir ortamdan geçirildiğinde, genlik değişimleri ve faz kaymaları, işaret biçimini önemli ölçüde bozabilir. Bu nedenle, frekans alanında hem genlik hem de faz bilgisi bu değişimi ölçmek için önemlidir. Saçılma matrisi akım ve gerilim değerlerinin analiz için doğrudan kullanılmadığı yüksek frekans ve iletim hattı uygulamalarında cihaz veya bilinmeyen ortam karakterizasyonu için birçok avantajı olan parametredir. Yüksek frekanslar için belirli bir ortamı gerilimler veya akımlar yerine dalgalar cinsinden tanımlamak uygundur.

S-parametreleri ve saçılma matrisi, RF enerjisinin bilinmeyen ortam üzerinde nasıl propogasyona uğradığını ölçen bir metriktir. Temel olarak, özellikleri bilinmeyen ortamın birçok parazit ve bilinmeyen değerler de dahil olmak üzere modellenmesini yaparak ortam bileşenlerinin özelliklerinin doğru karakterizasyonuna ve tanımlanmasına olanak tanır. Elektronik olarak bu bileşenler devrelerdir. Devrenin empedanslarını, dirençlerini, kapasitanslarını ve endüktanslarını daha yüksek frekanslarda ayrıca modelleme ihtiyacını ortadan kaldırır. Yüksek frekanslarda s-parametrelerini kullanmadan modelleme yapmaya kalkmak çok zordur ve muhtemelen birçok parazitik etki ihmal edilecektir.

İki kapılı bilinmeyen ortam için S_{11} , S_{12} , S_{21} ve S_{22} olmak üzere dört farklı s-parametresi tanımlanabilir. Bunlar sırasıyla giriş kapısı gerilim yansıma katsayısı, geri yönde gerilim kazancı, ileri yönde gerilim kazancı ve çıkış kapısı gerilim yansıma katsayısı olarak adlandırılır.



Şekil 3.2. Saçılma parametrelerinin ölçülmesi

İncelenmekte olan iki kapılı bilinmeyen ortamın tüm saçılma parametreleri (S_{ij}) Denklem 3.2'de gösterildiği gibi matris formunda gösterilebilir. İki kapılı bilinmeyen ortam için bahsedilen dört saçılma parametresi bu matris kullanılarak elde edilir.

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Başlangıç koşulu olarak, Denklem 3.2'de $a_2 = 0$ için Denklem 3.3 yazılabilir.

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1} \quad S_{21} = \frac{b_2}{a_1} \quad (3.3)$$

Daha önce bahsedildiği gibi, S_{21} ileri yönde gerilim kazancını belirtir ve a_2 'nin sıfıra eşit olması koşulu altında Şekil 3.2'ye göre Denklem 3.3'teki gibi ifade edilir. Şekil 3.2'deki giriş kapısı empedansının, $Z_{in}(R_o)$, karakterizasyon için tanımlanan iki kapılı ortamın giriş noktasına ait giriş empedansı olmadığını anlamak önemlidir. Yani gerçek

yük koşullarında bu empedans giriş empedansı değildir. Bunun yerine, referans giriş empedansına eşit olarak seçilmiş yük empedansı koşulu altındaki giriş empedansıdır. Bu durumda birinci kapı tarafında yansıma olmayacak ve tüm enerji ikinci kapıya iletilecektir. Şekil 3.2 ve Denklem 3.4 bu gözlemin altını çizmeye çalışmaktadır.

$$S_{21} = \frac{b_2}{a_1} = \frac{V_{2r}}{V_{1i}} = 2 \frac{V_2}{V_{s1}} \quad (3.4)$$

Denklem 3.4'e göre, çıkış kapısında sıfır enerji girişinin olması durumunda, S_{21} sadece çıkış kapısı voltajı V_2 'nin yansıyan kısmı olan, V_{2r} , ve giriş kapısı voltajı olan, $V_{1i} \equiv V_{s1}/2$, değerlerine bağlıdır. Şekil 3.2'de gösterildiği gibi, S_{21} ileri yön gerilim kazancı, yük empedansının (R_0) Thevenin kaynak empedansına (R_0) eşit olması koşulu altında voltaj kazancının iki katı olarak görülür.

Elde edilen S_{21} parametresinin mutlak karesinin büyüklüğü, Denklem 3.5'te gösterildiği gibi bilinmeyen ortamın iletim yönündeki işaret gücü kazancıyla yakından ilişkilidir. Denklem 3.5'in en sağ tarafında, çıkış kapısı tarafından R_0 referans empedans yüküne iletilen gücün açıkça belirtildiği görülmektedir. Denklem 3.5, giriş kapısından çıkış kapısına iletilebilecek maksimum olası gücü temsil eder. Böylece, bilinmeyen ortam çıkış kapısında R_0 ile sonlandırıldığında ve giriş kapısı Thevenin eşdeğer direnci R_0 olan bir işaret kaynağı tarafından beslendiğinde, S_{21} 'in mutlak karesinin büyüklüğü basitçe iletilen (ikinci kapı) çıkış gücünün maksimum kullanılabilir kaynak gücüne oranıdır. Bu oran, doğrusal bir ortamın güç kazancı, G_T , olarak adlandırılır ve Denklem 3.5'teki gibi ifade edilir. Böylece S_{21} parametresi incelenen bir noktanın ileri yön işaret güç kazancı ile doğru orantılıdır ve toplanan veriler tam bir ölçekte bilinmeyen ortama ait özelliklerin çıkartılmasında kullanılabilir.

$$|S_{21}|^2 = \left| 2 \frac{V_2}{V_{s1}} \right|^2 = 4 \left| \frac{V_2}{V_{s1}} \right|^2 \triangleq G_T \quad (3.5)$$

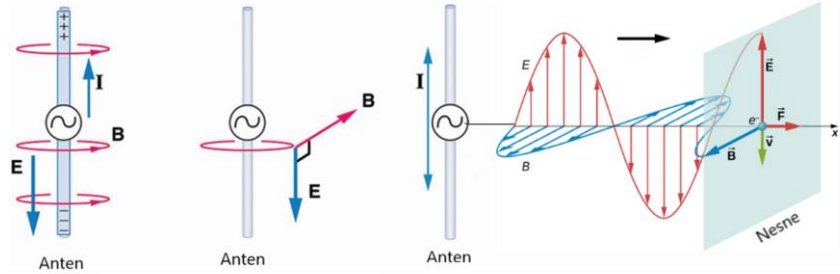
Aktif bir devrenin veya cihazın frekansa bağlı güç kazancının elde edilmesi, cihaz veya devrenin akım/gerilim kazancının eldesinden daha anlamlıdır. Belirtilen kazanç, bilinmeyen ortamın dielektrik özelliklerine göre değişecektir.

S_{22} ve S_{12} parametreleri, S_{11} ve S_{21} 'in eşitliklerine benzer şekillerde tanımlanır. Sadelik açısından diğer parametrelerin eldesi burada bahsedilmemiştir. Bu tezde ölçüm parametresi olarak yalnızca saçılma matrisine ait S_{21} iletim katsayıları kullanılmıştır.

3.3. EM Dalga İlerlemesi ve Saçılma

EM dalgalar uzaya antenler aracılığı ile yayılır ve toplanır. Yani antenler EM dalgayı boş uzaya yaymak ve boş uzaydan saçılıp gelen EM dalgayı toplamak için kullanılan yapılardır. Alternatif gerilim uygulanan yalıtkan olmayan bir malzeme üzerinde de-polarizasyon nedeni ile yük değişimi meydana gelecek ve zıt kutuplar arasında alternatif akım oluşacaktır. Bu alternatif akım nedeni ile malzeme etrafında Şekil 3.3'te gösterildiği gibi EM alan oluşacak ve boş uzaya yayılacaktır. Boş uzayda yayılan EM dalga hedef nesne ile etkileşime girerek hedef nesnenin yük dağılımını değiştirerek saçılmaya uğrayacaktır. Saçılma, cismin geometrik yapısına ve elektriksel özelliklerine göre değişecektir. Evrendeki her bir nesne aslında birer saçılma kaynağıdır ve anten gibi

davranmaktadır. Nesne üzerine gönderilen EM dalganın yük polarizasyonuna neden olarak nesne üzerinde gerilim farkı oluşturur ve EM dalgasını üretir. Polarizasyonun şiddetini malzemeye özgü dielektrik katsayısı belirlemektedir.



Şekil 3.3. EM dalganın antende oluşması ve ilerlemesi

EM dalganın propagasyonu Şekil 3.3'te gösterilmiştir. Dalganın ilerlemesinin matematiksel denklemleri ise aşağıda sunulmuştur. Kayıplı bir ortamda Şekil 3.3'teki gibi +x yönünde ilerleyen düzgün düzlem dalgayı düşünelim. Bu dalganın EM teorisinde matematiksel olarak Denklem 3.6'daki gibi ifade edilmektedir. EM teorisine göre dalganın denklemini Denklem 3.8'i sağlamalıdır. Denklem 3.7'de gösterildiği gibi sadelik açısından üstel ifadenin yalnızca bir tanesini analiz edersek; +x yönünde ilerleyen dalganın ($e^{-j\beta_x x}$), $e^{-\alpha_x x}$ ile belirlenen oranda zayıflayacağını göstermektedir. Daha önce de belirtildiği üzere malzemelerin elektriksel davranışı σ (iletkenlik), μ (geçirgenlik) ve ϵ (dielektrik) tarafından belirlenmektedir. Buna göre saçılma durumundan kaynaklı olarak EM dalganın genlik ve faz sabiti ortam tarafından değiştirilecektir. Genlik bilgisi gürültü ve diğer bozucu etkilere karşı daha hassas olduğu için bu çalışmada saçılmış EM dalgadaki faz bilgisi ölçülmüştür. Ayrıca genlik bilgisi daha çok hareket halindeki hedefleri tespit etmekte kullanılırken, faz bilgisi ise durağan hedeflerin tespitinde kullanılmaktadır.

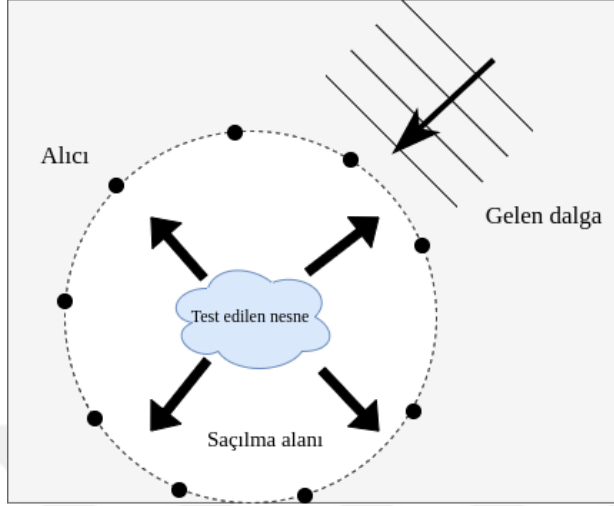
$$h_1(x) = Ae^{-\gamma_x x} + Be^{+\gamma_x x} \quad (3.6)$$

$$Ae^{-\gamma_x x} = Ae^{-\alpha_x x} e^{-j\beta_x x} \quad (3.7)$$

$$\nabla^2 E_x - \gamma^2 E_x = 0 \quad \begin{aligned} \gamma^2 &= j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon) \\ \gamma &= \alpha + j\beta \quad \begin{aligned} \gamma &= \text{propogasyon sabiti} \\ \alpha &= \text{zayıflama katsayısı (Np/m)} \\ \beta &= \text{faz sabiti (Rad/m)} \end{aligned} \end{aligned} \quad (3.8)$$

Saçılma ya da saçılım, ışık, ses ya da hareket eden parçacıklar gibi birtakım ışıma biçimlerinin, geçtikleri ortamlardaki çeşitliliklerden dolayı, düz yörüngelerinden bir ya da birden fazla yola sapmalarıdır. Değişik dalga boylu dalgalar boşlukta aynı c hızıyla yayılmalarına karşılık, maddesel ortamda hızları dalga boyu ile değişmektedir (Mengüç 2018). Dolayısıyla saçılma, maddesel ortamın özellikleri ve frekansa göre değişmektedir. Saçılma birçok görüntüleme senaryosunda en önemli sorundur. Saçılma günlük yaşamın her alanında ortaya çıkmaktadır. Örneğin, gökyüzünün mavi görülmesi Rayleigh tipi saçılmanın sonucudur. Rayleigh saçılmasında dalga boyuna bağlı olarak renkler farklı şekilde saçılmaktadır. Mavi renk daha çok saçıldığı için gökyüzü çoğunlukla mavidir. Ek olarak radar ve tıbbi amaçlı biyolojik doku görüntülerinde saçılma olayı sık rastlanan

durumdur. Bir saçılma probleminde iki ana unsur vardır. Bunlar; gelen EM dalga ve dalgaının etkileştiği, saçıcı olarak adlandırılan nesnedir. Saçılma geometrisi Şekil 3.4'te gösterilmektedir.

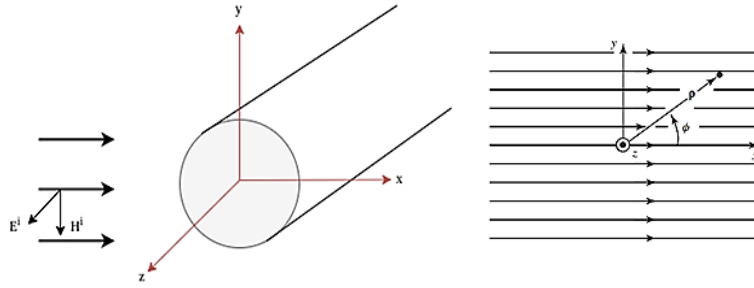


Şekil 3.4. Saçılma geometrisi

Saçılma, fizikte, hareket eden parçacıkların veya ışık, ses gibi bazı formlardaki EM ışımanın, içinden geçtikleri ortam tarafından düz bir yörüngeden sapmaya zorlandığı çok çeşitli fiziksel süreçleri tanımlamak için kullanılır. Doğal bir yüzeydeki elektromanyetik saçılma, esas olarak iki yüzey parametresine bağlı olan karmaşık bir süreçtir. Bunlar yüzeyin dielektrik özellikleri ve geometrik yapısıdır. Elektromanyetik teoride toplam elektrik alan, gelen elektrik ve saçılan alanın toplamı ile tanımlanmaktadır. Denklem 3.9'da belirtilen gelen (doğrudan) alan E^i , herhangi bir saçıcı yokluğunda kaynaklar tarafından üretilen toplam alanı temsil eder. E^s , saçıcıların varlığından dolayı saçılmış alanı temsil ederken E^t , toplam alanı gösterir.

$$E^t = E^i + E^s \quad (3.9)$$

Ayrıca, aşağıda da görüleceği gibi, saçılan alanların örüntüsü saçıcının şekline bağlı olacaktır. Silindirler, geometrik yüzeylerin en önemli sınıflarından birini temsil eder (Balanis 2012). Sonsuz uzunlukta dairesel bir silindir tarafından saçılan elektromanyetik alan (Balanis 2012) ve (Frezza, Mangini ve Tedeschi 2018)'de tanımlanmıştır. İki boyutlu silindirin saçılma genişliği yazarlar tarafından Bessel fonksiyonlarının önemli özellikleri kullanılarak hesaplanmıştır. Bir TM^z düzgün düzlemsel dalgaın Şekil 3.5'te gösterildiği gibi, (a) yarıçaplı mükemmel iletken dairesel bir silindir üzerine $+x$ yönünde hareket ettiğini ve elektrik alanının Denklem 3.10 gibi yazılabileceğini varsayalım. Tez boyunca EM dalgaının zamana bağlılığı ihmal edilmiştir.



Şekil 3.5. Düzgün düzlem dalganın +x yönünde a yarıçaplı silindirik yüzeye ilerlemesi

$$E^i = \vec{a}_z E_z^i = \vec{a}_z E_0 e^{-j\beta x} = \vec{a}_z E_0 e^{-j\beta \rho \cos\phi} \quad (3.10)$$

Denklem 3.11 kullanılarak Denklem 3.10, Denklem 3.12'deki gibi ifade edilebilir. J, akım yoğunluğu parametresini temsil ederken β ve ρ sırasıyla faz sabiti ve mesafeyi göstermektedir.

$$e^{-j\beta \rho \cos\phi} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} j^{-n} J_n(\beta \rho) e^{jn\phi} \quad (3.11)$$

$$E^i = \vec{a}_z E_0 \sum_{n=0}^{\infty} (-j)^n \varepsilon_n J_n(\beta \rho) \cos(n\phi) \quad (3.12)$$

Saçılan EM alan her zaman dışa doğru hareket eder ve silindirik yüzeyden saçılan EM dalganın denklemi aşağıda Denklem 3.13'te gösterilmiştir.

$$E^s = \vec{a}_z E_z^s = -\vec{a}_z E_0 \sum_{n=0}^{\infty} (-j)^n \varepsilon_n \frac{J_n(\beta a)}{H_n^2(\beta a)} H_n^2(\beta \rho) \cos(n\phi) \quad (3.13)$$

Silindir yarıçapı (a) arttıkça, Denklem 3.13'ün yakınsaması için sonsuz serideki daha fazla terime ihtiyaç duyulur. Ancak Denklem 3.13'de küçük silindir yarıçaplarında birinci terim baskın olup diğer terimler ihmal edilebilir. Yüksek frekans bölgesinde çalışılırken bahsedilen küçük yarıçap yaklaşımı sonsuz serinin yakınsaması için geçerli değildir. Çünkü frekans arttıkça silindirin yarıçapı dalga boyu ile karşılaştırılabilir hale gelmektedir.

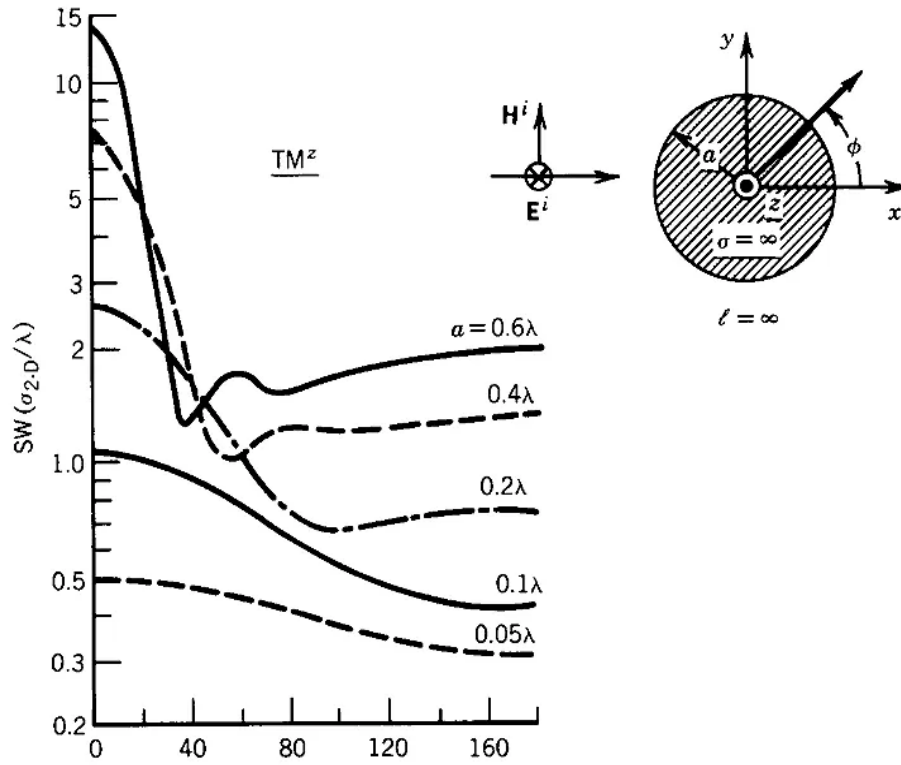
Yankı alanı veya radar kesiti, “izotropik olarak saçıldığında alıcıda gerçek hedef tarafından saçılan yoğunluğa eşit bir yoğunluk oluşturan güç miktarını yakalayan alan” olarak tanımlanır (Balanis 2012). İki boyutlu bir hedef için saçılma parametresine saçılma genişliği (SG) veya alternatif olarak birim uzunluk başına radar kesiti denir. Uzak bölgedeki saçılan alan bilinirse buna ait saçılma genişliği (σ) hesaplanabilir (Balanis 2012). Antenden uzaktaki herhangi bir bölgede, Denklemler 3.10, 3.11, 3.12 ve 3.13'deki ($\beta \rho$) değeri büyük olmaktadır. Antenden uzak mesafede saçılan E alanı Denklem 3.14'deki gibi yazılabilir. Kaynak tarafından gelen E alanı daha önce Denklem 3.10'da ifade edilmişti. Bir silindirik malzemeye ait saçılma genişliği (SG), saçılmış E alanının bir fonksiyonu olarak hesaplanabilir. Uzak bölgedeki SG, bu bölgedeki saçılmış E alanının kaynak tarafından gelen E alanına bölünmesidir ve Denklem 3.15 gibi ifade edilebilir.

$$E_z^s \cong -E_0 \sqrt{\frac{2j}{\pi\beta}} \frac{e^{-j\beta\rho}}{\sqrt{\rho}} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \frac{J_n(\beta a)}{H_n^2(\beta a)} e^{jn\phi} \quad (3.14)$$

$$SG = \sigma = \lim_{\rho \rightarrow \infty} 2\pi\rho \left[\frac{|E_z^s|^2}{|E_z^i|^2} \right] = \frac{2\lambda}{\pi} \left| \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} \varepsilon_n \frac{J_n(\beta a)}{H_n^2(\beta a)} \cos(n\phi) \right|^2 \quad (3.15)$$

Bir elektrik alanın enerji yoğunluğu E^2 ile orantılıdır. EM dalgaların birim alan başına ortalama gücüne "ışınma" veya "yoğunluk" denir ve bu ortalama güç de E^2 ile orantılıdır. Denklem 3.15'e göre, saçılan alanın gelen alana karesel oranı, anten uzak bölgesindeki saçılma yoğunluğunu verir. Bu bilgi kullanılarak incelenen noktadaki saçılma genişliği hesaplanabilir. Daha önce bahsedildiği gibi doğrusal bir ortamın güç kazancı, G_T , Denklem 3.5'te ifade edilmişti. Benzer şekilde, Denklem 3.15'in sol tarafı, saçılan alanın yoğunluğu veya doğrusal ortamın saçılan güç kazancı olarak kabul edilebilir. Yani basit bir şekilde S_{21} parametresinin mutlak karesi test altındaki nesnenin saçılma genişliğinin hesaplanmasında kullanılabilir. S_{21} parametrelerinin karesi nesnenin ileri yöndeki güç kazancını tanımlar ve bu kazancın Denklem 3.15'in sol tarafı ile korelasyonu vardır.

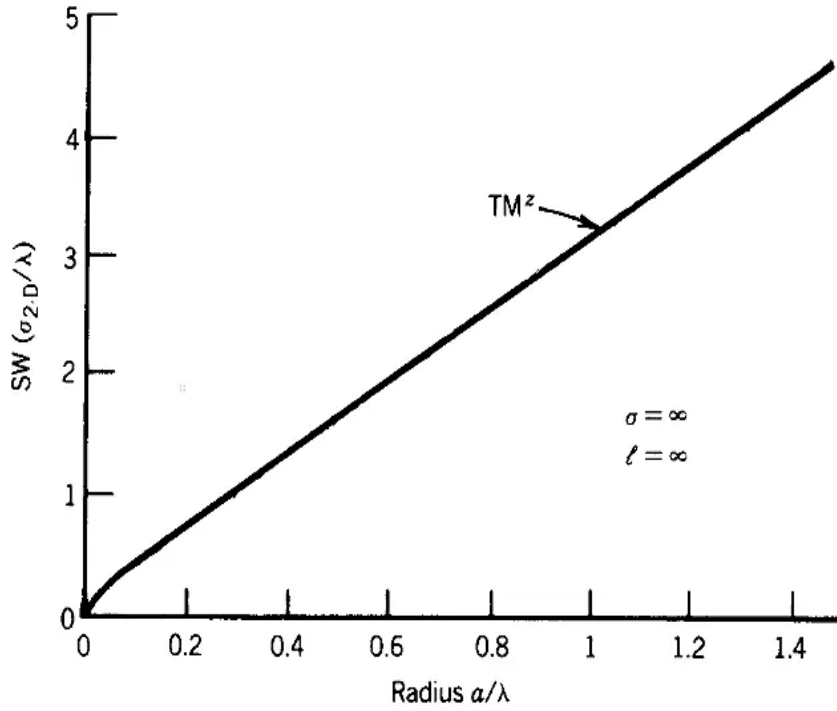
Denklem 3.15'e göre, geri saçılma durumunda ($\phi=180$) saçılma genişliği (σ) saçılan ve gelen elektrik alana göre değişmektedir. Şekil 3.6'da görüldüğü gibi geri saçılma durumu için ($\phi=180$), farklı a/λ değerlerine göre saçılma genişliği değeri değişmektedir. Oran (a/λ) 0.6'ya yakınsa saçılma genişliği 2'ye yakındır. Ayrıca oran 0,05'e yakınsa saçılma genişliği 0,3'e yakındır. Buna göre, a/λ oranı %1100 değişirse saçılma genişliğinin yaklaşık olarak %566 değişeceği anlamına gelir. Bu sonuca göre uzak bölge ölçümünde farklı a/λ oranlarına göre saçılma genişliği ayırt edilebilmektedir. Ancak a/λ oranının daha yüksek değerlerinde saçılan genişlikteki değişim büyük olacaktır. Farklı frekans ve sabit silindirik yarıçap (a) değeri ölçümleri durumunda, λ frekansa göre değişecektir. Sonuç olarak, saçılma genişliği sadece frekansa göre değişecektir. Saçılma genişliğini ve güçlü ters saçılma algoritmaları kullanılarak nesneye ait saçılma merkezleri (piksel değerleri) belirlenebilir. Bu çalışmada sunulan görüntüleme tekniği ile (a/λ) oranının 0.2 olduğu bölgeye kadar görüntü yeniden oluşturma algoritması saçılmış alandan piksel değerlerini elde ederek görüntüleri elde edebilmiştir. Ancak daha yüksek frekans bölgesinde SG yüksek olması nedeni ile ters işleme algoritması başarısız olamaktadır. Çünkü çoklu saçılma (multi-scattering) saçılan EM dalgaının rastgeleliğini arttırmaktadır. Çoklu saçılma durumunda dalga alıcıya ulaşmadan önce birden fazla saçılma merkezinden saçılmakta ve hedefe ait saçılma merkezi bilgisi kaybolmaktadır.



Şekil 3.6. Silindirik şekilli iletken bir cismin iki boyutlu TM^z bistatik saçılma genişliği (SG). (J. H. Richmond'un izniyle, Ohio Eyalet Üniversitesi) (Balanis 2012)

Mükemmel bir iletken silindirin (a/λ) oranına göre saçılma genişliği, TM^z polarizeli ve 0.1 MHz ila 8.0 GHz frekans aralığındaki düzlem dalgaya göre Şekil 3.7'de verilmiştir. Saçılma genişliği, (Frezza, Mangini ve Tedeschi 2018)'deki formüle göre hesaplanmaktadır. Şekil 3.7'ye göre normalize edilmiş saçılma genişliği, a/λ oranı arttıkça artar. Bu, daha yüksek frekansta saçılma genişliğinin artmasına neden olur. Bu sonuç, yüksek frekanslarda nesneye ait saçılma alanının çok fazla olacağı ve ters işleme hesaplamalarının daha yoğun şekilde kullanılması gerektiğini söylemektedir.

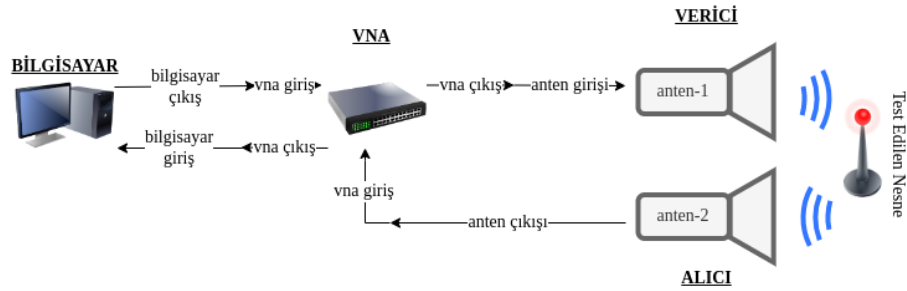
Sonuç olarak, bu bölümde, herhangi bir saçılma problemine doğru şekilde yaklaşmak için silindirik şekilli malzeme için temel teorik formülasyonlar sunulmuştur. Saçılma genişliği kavramı tanımlanmış ve elektromanyetik güç ile ilişkisi açıklanmıştır. Görüntüleme sisteminin matematiksel altyapısı, silindirik şekil üzerindeki saçılma genişliği hesaplamalarına dayanmaktadır.



Şekil 3.7. Silindirin saçılma genişliği ((Balanis 2012)'den alınmıştır)

3.4. Ölçüm Sistemi Altyapısı

Önceki bölümlerde yakın alan ölçüm sisteminin matematiksel altyapısı verilmişti. Tezin bu alt başlığında yakın alan ölçüm sisteminin bileşenleri ve tanımları verilecektir. Bu bölümdeki başlıklar tezin donanım gücünü oluşturmaktadır. Görüntü yeniden oluşturma işlemine başlamadan önce fiziksel ölçümlerle ham veriler elde edilmelidir. Bu çalışma kapsamında ham veri toplama süreci, hedefin iletim parametrelerinin (S_{21}) ölçülmesinden oluşmaktadır. Bu amaçla yakın alan mikrodalga ölçüm düzeneği kurulmuştur. Tipik yakın alan ölçüm sistemi şeması bileşenleri ile birlikte Şekil 3.8'de gösterilmiştir. Ölçüm sisteminin temel elemanları boynuz antenler (verici ve alıcı olarak), tarayıcı sistem (dikey ve yatay), vektör network analizörü (VNA), radyasyon soğurucu malzeme (RAM) ve bilgisayardır. Bilgisayar arayüzü ile kontrol edilen VNA kullanılarak EM işaret, verici anten aracılığı ile dış ortama yayılır. TEM üzerinde saçılan işaret alıcı anten tarafından algılanır ve işlenmek üzere PC'ye kaydedilir. PC'deki işlemler görüntüleme sisteminin yazılım gücünü oluşturmaktadır. Bu bileşenlere ilişkin genel açıklamalar aşağıda verilmiştir. İlerleyen bölümlerde sistem kurulumu ve bu bileşenlerin deneylerde nasıl kullanıldığı anlatılacaktır.



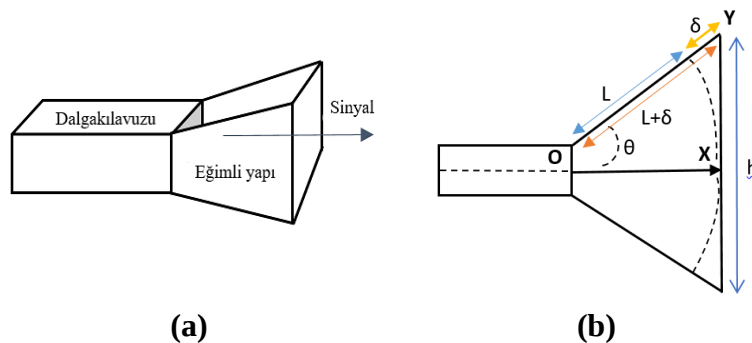
Şekil 3.8. Ölçüm sistemi şeması

Mikrodalga ölçümleri, frekans veya zaman domeninde yapılabilir. Tipik olarak frekans domeni ölçümleri, geniş bir bantta s-parametresi ölçümlerinin elde edilmesi ile yapılır. Ölçümler ile elde edilen işaret faz ve genlik bilgilerini içerir. Ölçümler genellikle VNA, anten, tarama sistemi ve kontrol ünitesi kullanılarak yapılır. Ters saçılma algoritmaları giriş verisi olarak saçılan işareti kullanır. Frekans alanında, görüntü yeniden yapılandırma sürecinde hem genlik hem de faz bilgisi kullanılabilir. Ölçüm sisteminin hassasiyeti VNA, anten ve tarama sistemi tarafından belirlenen sınırdadır. Bu hassasiyet donanımsal ve yazılımsal bileşenler ile geliştirilebilir. Ayrıca ölçüm sistemine ait bileşenler uygulama tipine göre farklılık gösterebilir. Çalışma frekansı bölgesi ve ölçüm ortamına göre anten tipi ve konfigürasyonu değiştirilebilir.

3.4.1. Boynuz anten

Anten performansı, yeniden oluşturulan görüntünün netliğini büyük ölçüde etkilediğinden, görüntüleme uygulamaları için anten tasarımı çok önemlidir (Asok, Nath, ve Day 2022).

Boynuz anten, EM dalgaları bir dalga kılavuzundan uzaya iletme veya EM dalgaları dalga kılavuzu ile almak için kullanılır. Şekil 3.9'da tipik bir boynuz anten ve şeması gösterilmektedir. Boynuz antenler, piramit şeklinde olan ve RF mikrodalga işaretlerinin iletilmesinde ve alınmasında dalga kılavuzu kullanan yapılardır. Bu yapı nedeniyle, yönlülükleri yüksek olup yayılan işaretler uzun mesafelere kolayca iletebilmektedir. Boynuz antenlerin çok az kaybı vardır, bu nedenle bir boynuz antenin yönlülüğü kabaca kazancına eşittir.



Şekil 3.9. Piramit şekilli boynuz anten; a) b) Boynuz antenin şematik diyagramı

Boynuz antenler mikrodalga frekanslarında kullanılmaya uygundur. Bu tip antenler yüksek frekans uygulamaları (300 MHz-3 GHz) ve üzeri frekanslarda oldukça popülerdir. Boynuz antenler genellikle yüksek anten kazancı, yüksek empedans bant genişliği, düşük duran dalga oranı (DDO), yüksek yönlülük, basit yapı ve ayarlama vb. gibi avantajlara sahiptir. Giriş empedansı geniş frekans aralığında çok az değişmektedir. Bu nedenle, performansı tüm frekans aralığı için kararlıdır.

Boynuz antenler piramidal, konik ve üstel olmak üzere farklı tiplerde sınıflandırılır. Dalga kılavuzunun her iki duvarının da genişletilmesiyle oluşturulan boynuz anten türü, piramidal anten olarak bilinir. Piramidal boynuz antenlerde genellikle dikdörtgen dalga kılavuzu kullanılır ve hem elektrik hem de manyetik alan vektörleri doğrultusunda propogasyon yapılır. Piramit şekilli yapı, antenin yönlülüğünü arttırmak ve dalga kılavuzu açıklığı ile boş alan arasındaki empedansı eşleştirmek için kullanılır. Burada dalga kılavuzunun genişleyen yapısı bir piramidi andırdığından bu şekilde adlandırılmıştır.

Boynuz anten üzerindeki eğim açısının (θ) kazanç ve huzme genişliği üzerinde belirgin bir etkisi vardır. Matematiksel teori karmaşık olduğu için burada ayrıntılı olarak açıklanmamıştır. Boynuz antenin kazancı, frekansa ve ayrıca eğim açısına göre değişecektir. Boynuz anten teorisi ve matematiğine derinlemesine girmeden, optimum bir eğim açısı olduğu kabul edilebilir. Eğim açısı arttıkça ağızdaki yansıma hızla azalır ve bunun sonucunda antenin kazancı artar. Teori ayrıca antenin kenarlarının eğime başladığı noktada yansıma miktarının düştüğünü ve bunun da kazanç seviyesinde artışa neden olduğunu belirtmektedir.

Dışa doğru yayılan düzgün EM dalga cepheleeri silindirikdir. Şekil 3.9b'deki yol farkı δ ve anten geometrisine göre Denklem 3.16 ve 3.17 yazılabilir. 'OYX' dik açılı üçgeni dikkate alınarak ve Pisagor teoremi uygulanarak Denklem 3.18 elde edilir. δ küçük olduğu için δ^2 ihmal edilebilir. Böylece, Denklem 3.19 elde edilir. Bu nedenle Denklemler 3.17 ve 3.19 boynuz antenin tasarım denklemleridir.

$$\cos\theta = \frac{L}{L+\delta}, \quad \tan\theta = \frac{h/2}{L}, \quad \tan\theta = \frac{h}{2L} \quad (3.16)$$

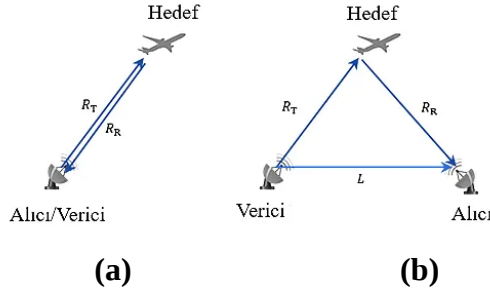
$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{h}{2L}\right) = \cos^{-1}\left(\frac{L}{L+\delta}\right) \quad (3.17)$$

$$(L + \delta)^2 = L^2 + \left(\frac{h}{2}\right)^2, \quad L^2 + 2L\delta + \delta^2 = L^2 + \frac{h^2}{4} \quad (3.18)$$

$$2L\delta = \frac{h^2}{4}, \quad L = \frac{h^2}{8\delta} \quad (3.19)$$

Antenler üç farklı şekilde konumlandırılabilir. Bunlar mono-statik, bi-statik ve multi-statik konfigürasyonlardır. Doğruluk, maliyet ve hız gibi parametreler göz önünde bulundurularak görüntüleme sisteminin ihtiyaçlarına göre avantaj ve dezavantajlar incelenmeli ve en uygun radar konfigürasyonu belirlenmelidir. Bu tezde bi-statik radar konfigürasyonu tercih edilmiştir. Şekil 3.10a ve b'de monostatik ve bi-statik radar konfigürasyonları gösterilmektedir. Monostatik konfigürasyonda verici ve alıcı olarak bir

anten kullanılırken, bi-statik konfigürasyonda iki ayrı anten kullanılmaktadır. Şekildeki R_T ve R_R , sırasıyla hedeften verici ve alıcı antenlere olan mesafeleri gösterir.

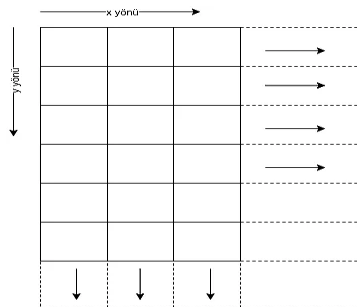


Şekil 3.10. Anten konfigürasyonu; **a)** Mono-statik mod; **b)** Bi-statik mod

Anten tasarımı ve üretimi bu tezde yer almamaktadır. Bu tezde, EM dalgayı iletmek ve almak için iki adet piramidal boynuz anten kullanılmıştır. Bu iki antenin çalışma frekansı aralığı 1-18 GHz'dir. Sabit bir sinyal üretici ile beslenen antenlerin güç, kazanç, yönlülük ve band genişlikleri ölçüm sırasında sabit tutularak alıcı antende frekansa bağlı olarak EM dalga toplanmıştır. Boynuz antenlerin tercih edilme nedeni, görüntüleme sırasında mükemmel çözünürlük ve hassas hedef lokalizasyonu sağlayan geniş bant özellikleridir (Asok, Nath ve Dey 2022). Antenler, Türkiye'de EMC Electronics Company tarafından üretilmiştir ve Akdeniz Üniversitesi EMUMAM laboratuvarlarında bulunmaktadır. Boynuz antenlerin deneylerde nasıl kullanıldığı bir sonraki bölümde anlatılacaktır.

3.4.2. Tarama sistemi

Tarayıcı sistemler önceden tanımlanmış alanı taramak için kullanılırlar. İyi bir tarayıcı sistem diğer uygulamalara entegre edilmesi kolay ve verimli olmalıdır. Tarayıcılar ayarlanabilir tarama hızlarına, çözünürlüğe (tarama adımı uzunluğu), tarama konumunu belirleme ve taranmak istenen alana esnek bir şekilde uyarlanma yeteneğine sahiptir. İki boyutlu tarayıcılar hem yatay (x) hem de dikey (y) yönde hareket edebilir. Uzaysal çözünürlüğü fazla olan üç boyutlu tarayıcılar ise hedefi farklı görüş açılarında tarama özelliğine sahiptir. Hareket yetenekleri genellikle adım motorlar tarafından sağlanmakta ve hareket yatay ve dikey yöndedir. Adım motoru, tam dönüşü birkaç eşit adıma bölen DC elektrik motorudur. Adım motorlar ve hareketleri yazılım ile kontrol edilmektedir. Şekil 3.11'da yatay (x) ve dikey (y) tarama yönleri gösterilmektedir. Şekil 3.11'deki her dikdörtgen bölge odak noktasını veya piksel konumunu temsil etmektedir.



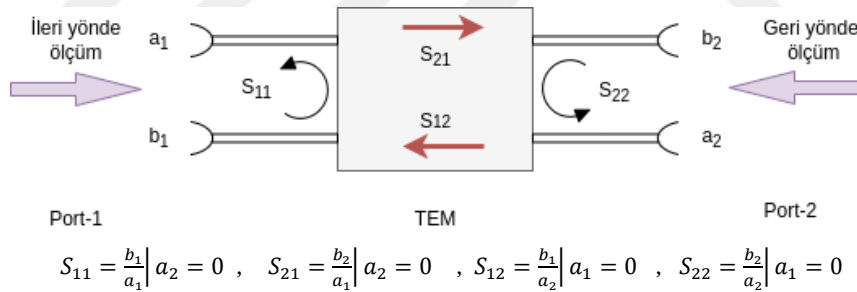
Şekil 3.11. Düzlemsel iki boyutlu ızgara yüzeyli tarama alanı

Bu tez kapsamında iki adet adım motora sahip iki boyutlu tarayıcı sistem kullanılmıştır. Bahsedilen motorlar ve VNA, Python yazılım dili ile kodlanan algoritma ile kontrol edilerek ölçümler gerçekleştirilmiştir. Tarama sistemi sayesinde görüntüleme amaçlı iki boyutlu (yatay ve düşey) ayarlanabilir tarama alanı elde edilmiştir. Vexta marka, PK264-03A-P1 model, DC 3V, 2-Faz, 1.8" adım motorlar *Oriental Motor Co. Ltd.* tarafından Japonya'da imal edilmiştir. Motor ayarları için VXM step motor kontrol ünitesi ve bilgisayar kullanılmıştır.

3.4.3. Alıcı/verici olarak vektör network analizör

Vektör network analizör (VNA), RF ve mikrodalga ölçümlerinin en önemli ekipmanlarından biridir. VNA'nın temel unsuru, frekansa bağlı olarak işaretin hem genliğini hem de fazını ölçebilmesidir. VNA, elektrik devrelerinin ve cihazlarının saçılma parametrelerini ölçen bir cihazdır. Yüksek frekanslarda elektrik devrelerinin yansıma ve iletim katsayıları saçılma parametreleri cinsinden ölçülmektedir. Bu sebeple çoğunlukla yüksek frekanslarda kullanılır; çalışma frekansları 1 Hz ile 1,5 THz arasında değişebilir.

VNA, test edilen materyalden bir işaret geçerken iletilen ve yansıyan dalgaları ölçme konseptini kullanır. Tipik olarak iki kapılı devrenin s-parametreleri ve ölçüm şekli Şekil 3.12'de gösterilmiştir. Bazı s-parametrelerinin hesaplanması da Şekil 3.12'de verilmiştir. Çalışılan frekans bandı boyunca gerilim ve akım yerine, iletilen ve yansıyan işaretlerin ölçülmesi, bir cihazın/devrenin özelliklerinin belirlenmesini sağlar. Girişi ve çıkışı karakterize etmek için hem iletilen hem de yansıyan işaretler kullanılırsa, cihaz tam olarak karakterize edilebilir. Yansıma, iletim katsayısı ve geri dönüş kaybı, VNA'nın anahtar parametreleridir.

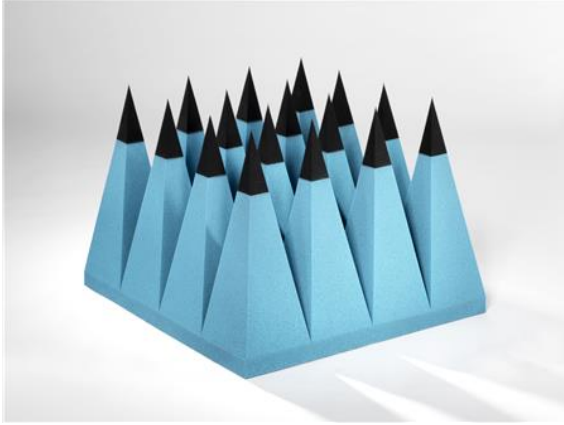


Şekil 3.12. İki kapılı devrenin s-parametreleri

Bu tezde, EM dalgaları iletmek ve almak için 1 - 6GHz frekans bölgesinde çalışan LibreVNA 2 portlu VNA cihazı kullanılmıştır. Cihaz açık kaynak kodlu USB tabanlı portatif bir analizördür. Kullanılan VNA, bir miktar işlem gücüne sahip bir RF ön ucudur, ancak geri kalan her şey PC uygulamasında gerçekleştirilmektedir.

3.4.4. Soğurucu

Radyasyon soğurucu malzeme her yönden gelen RF ışımasını mümkün olduğu kadar etkili bir şekilde soğurmak için özel olarak şekillendirilmiş malzemedir. Genelde yansısız odalarda özel ölçümler için kullanılır. Piramit, bükülmüş piramit, içi boş piramit soğurucu, çok katmanlı dielektrik soğurucu ve hibrit dielektrik soğurucu gibi çeşitli tasarımları mevcuttur (Silva ve Kretly 2011).



Şekil 3.13. Piramit tipli soğurucu

Şekil 3.13'te gösterildiği gibi piramit tipli soğurucu, boş uzayın 377Ω 'luk empedansından soğurucuyu destekleyen metal plakanın empedans değerine yumuşak bir geçiş sağlar. Soğurucu ne kadar uzun olursa, geçiş o kadar yumuşak olur ve yansıtma o kadar iyi olur (Gregson, McCormick ve Parini 2007).

Elektromanyetik ölçümler, hem EM dalganın kayıpsız iletilmesi hem de çevresel saçılmaların azaltılması için özel koşullar altında yapılmalıdır. Bu tezde yapılan tüm ölçümler piramit tip soğurucu ile kaplı odada yapılmıştır. Çalışmada çevreden ve arka plandan kaynaklanan saçılmalardan kaçınmak amacı ile kullanılmıştır.

3.4.5. Test edilen materyal (TEM)

Test altındaki nesne, araştırılan hedef cismi ifade eder. Herhangi bir nesne olabilir. Laboratuvar koşullarında ölçüm amaçlı özel içeriklerle hazırlanan materyaller fantom olarak adlandırılmaktadır. Biyomedikal amaçlı fantom ise, çeşitli görüntüleme cihazlarının performansını değerlendirmek, analiz etmek ve ayarlamak için tıbbi görüntüleme alanında taranmak veya görüntüsü alınmak üzere özel olarak tasarlanmış bir nesnedir. Bir görüntüleme cihazını değerlendirmek için kullanılan fantom, gerçek insan dokularının ve organlarının söz konusu özel görüntüleme yöntemindeki cevapları ile benzer olmalıdır. Bu tez kapsamında fantom tasarımı yapılmamıştır. Yalnızca silindirik şekilli farklı elektriksel özelliklere sahip test nesneleri incelenmiştir. Son olarak ise gerçek kemik dokusunun ölçümü yapılmıştır.

3.5. Görüntülemeye Giriş

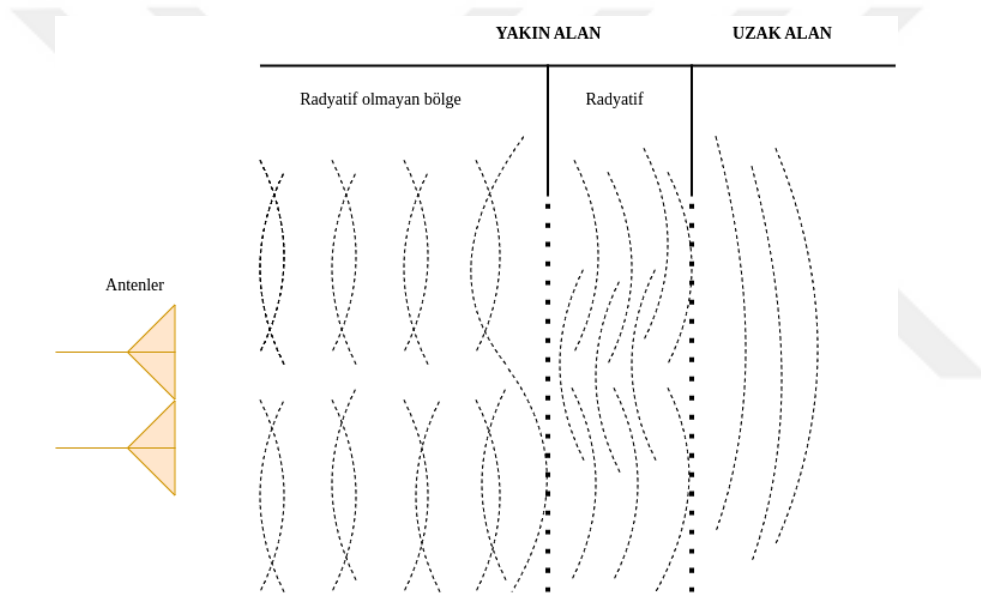
Bu tezde, mikrodalga görüntülerin elde edilmesi genel olarak veri ölçüm ve işleme basamaklarından oluşmaktadır. Şekil 3.14'e göre ilk olarak yukarıda bahsedilen donanım bileşenleri ve yakın alan ölçüm sistemi ile hedef nesneye ait saçılma verileri elde edilir. Sonra bazı veri ön işlemlerinden sonra ters saçılma algoritması ile mikrodalga ham görüntüler elde edilir. En son olarak ise ham görüntülere çeşitli görüntü işleme ve filtreleme algoritmaları uygulanarak sonuç görüntüler elde edilir. En son olarak da mikrodalga görüntüler üzerinden yönelim açısı hesabı otomatik olarak yapılır. Buna göre, bu bölümün altında bahsedilen basamaklar sırasıyla anlatılmıştır. Öncelikle anten yakın alanı ile ilgili kısa bilgiler verildikten sonra sırasıyla ölçüm sistemi, görüntü oluşturma ve görüntü işleme, filtreleme basamakları ve yönelim açısı hesaplama tekniği anlatılmıştır.



Şekil 3.14. Mikrodalga görüntü elde etme işlemi ve açı hesabı ana basamakları

3.6. Anten Yakın Alanı

Antenden yayılan elektromanyetik alan, yakın alan ve uzak alan olmak üzere iki geniş bölgeye ayrılmaktadır. Yakın alan kendi içinde ışıınımsız (reaktif) ve ışıınımlı (Fresnel) bölge olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Şekil 3.15 anten yakın alan ve uzak alan bölgelerini ve bu bölgelerdeki EM dalga propogasyonunu göstermektedir.



Şekil 3.15. Anten yakın ve uzak alanları

Antenlerin ışıma karakteristikleri uzak alan EM propogasyon modelleriyle karakterize edilir. Antenlerin boyutu veya çalışma frekansı arttıkça, uzak alanda anten özelliklerinin yeterli ölçümünü elde etmek giderek zorlaşır.

Anten uzak alanı, küçük antenler için antenden yaklaşık $r \approx 2\lambda$ uzaklıkta başlar (genellikle geometrik boyutları dalga boyundan küçüktür). Çok uzaktaki nesneleri gözlemlerken ve ışıma hesaplarını yaparken yakın alan terimleri genellikle ihmal edilebilir. Bu varsayım matematiksel hesaplamaları kolaylaştırmaktadır. Anten ışıma karakteristiklerini belirlemek için yapılan hesaplamalar genellikle uzak alan için yapılır. Ayrıca gerekli matematiksel ifadeler kullanılarak yakın alan verileri uzak alan verilerine de dönüştürülebilmektedir. Uzak alan bölgesi için hesaplanan elektrik alan ve manyetik alan değerleri, yayılan güç ve diğer önemli büyüklükler, uzak alan sınırından sonra herhangi bir mesafede değişmez. Ancak yakın alanda yapılan her hesaplama sadece o nokta için geçerlidir ve yakın alanda noktadan noktaya farklılık gösterir.

Çalışma frekansı yeterince yüksek olduğunda, uzak alan mesafesi engelleyici derecede büyük olabilir. Bu nedenle, yakın alan verilerinin elde edilmesinin avantajlı olduğu durumlar vardır. Özellikle biyomedikal uygulamalarda yakın alan ölçümleri güvenli bir ortam oluşturma açısından yararlıdır. Böylece anten ile hedef arasındaki yol boyunca olabilecek bozucu etkiler en az seviyeye indirgenmektedir. Yakın alan ölçümlerinde anten ve hedef arasındaki mesafe ölçümleri engelleyecek kadar büyük değildir. Başka avantajları da bulunmaktadır. Yakın alan yöntemi genellikle bir oda içerisinde uygulandığı için hem hava şartlarından etkilenmez hem de daha güvenli bir ortam sağlar. Elde edilen ham verilere Fourier/Ters fourier dönüşümü uygulanarak yakın/uzak alan geçişleri yapılabilir. Kapalı bir ölçüm düzeneğinde yakın alan değerleri biliniyorsa, yakın alan uzak alan dönüşümü, iyi bilinen elektromanyetik formüller kullanılarak yapılabilir. Fourier dönüşümünün yetersiz kaldığı durumlarda OR (otoregresyon) yöntemi de kullanılabilir (Ölçer 1995). OR yöntemi fourier katsayılarını belirlemede kullanılan regresyon analizine dayanan bir tekniktir.

Yakın alan, elektrik ve manyetik alan bileşenlerinin düzlem dalga özelliği göstermediği bölgedir. Bu bölgede hesaplama yapmak oldukça zordur. Bu alanda ilişkiler karmaşıktır ve ölçümler çok zordur. Bu nedenle, doğru matematiksel hesaplamalar elde etmek için işaret seçimi ve filtreleme teknikleri uygulanmalıdır. Bu sayede saçılma merkezleri belirlenerek nesne tespiti yapılabilir.

Bir antenin istenen çalışma frekansı için yakın alan ve uzak alan bölgesi Denklem 3.20 kullanılarak bulunabilir. Bu denklemde D , anten açıklığını ifade ederken, λ ise EM dalgaya ait dalga boyudur.

$$Yakın Alan < \frac{2D^2}{\lambda} < Uzak Alan \quad (3.20)$$

Boş alanda veya havada çalışmak üzere tasarlanmış olan antenler, insan vücudunun yakın alanına veya üzerine yerleştirildiklerinde ortamın elektriksel özelliklerine göre EM dalga ile etkileşime gireceklerdir. Gönderilen ve alınan EM dalgadaki değişiklikler çalışma ortamının farklı dielektrik özelliklere sahip malzemelerden oluşmasından kaynaklanmaktadır (Rokunuzzaman 2019). Karakteristiklerdeki sapma, gelen EM dalganın özelliklerini değiştirecektir. Bazı uygulamalar için bir antenin hem uzak alan hem de yakın alan radyasyon özelliklerini analiz etmek önemlidir.

Mikrodalga görüntülemeye anlamlı sonuçlar elde etmek için nesnenin saçılma merkezleri geniş bir bant aralığında incelenmelidir. Bu tezde standart bir ölçüm sistemi olan yakın alan ölçüm sistemi ve bileşenleri kullanılmıştır. Ayrıntılı deney düzeneği, ölçümler ve sonuçları ilerleyen bölümlerde verilecektir.

3.7. Yakın Alan Ölçümleri

Mikrodalga yakın alan ölçümlerinin amacı görüntüleme algoritmasının kullanılabileceği anlamlı verilerin elde edilmesidir. Bu tezde sunulan mikrodalga görüntüleme yöntemi üç ana başlıkta incelenebilir. Bunlar, yakın alan saçılma verilerinin elde edilmesi, görüntü yeniden oluşturma ve görüntü işlemedir. Mikrodalga yakın alan ölçümü, bu bölümün başında açıklanan donanım bileşenleri ile yapılmaktadır. Yakın alan ölçüm sistemi, görüntüleme alanından veri toplamaktadır. Şekil 3.16'da gösterildiği gibi

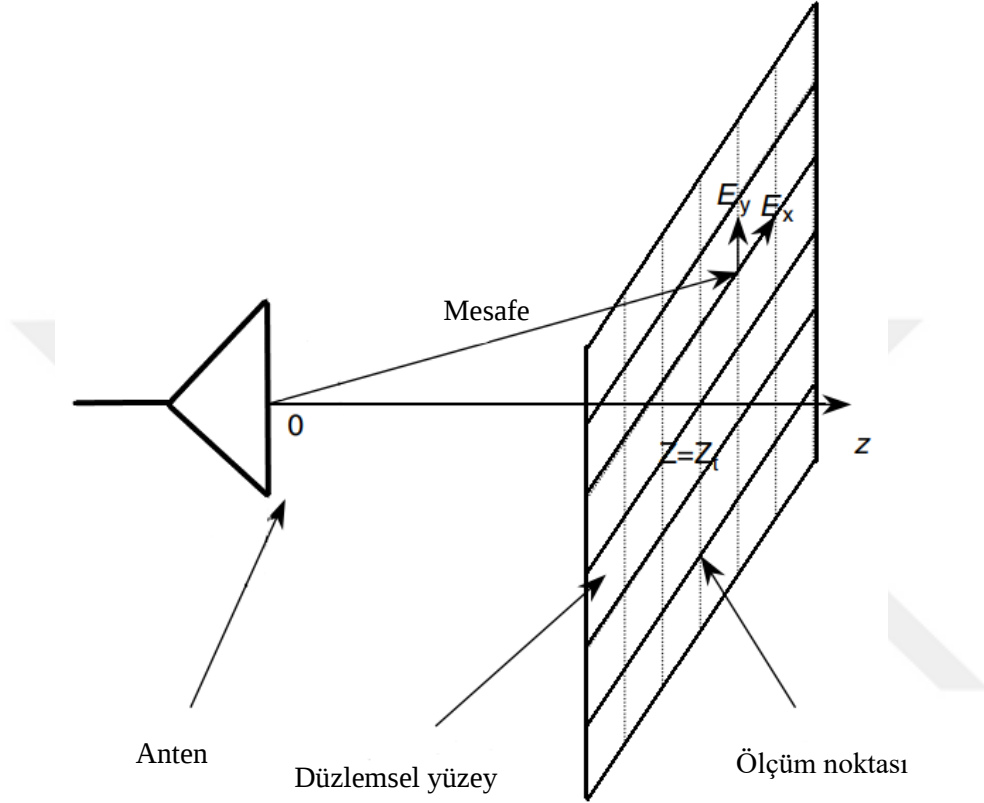
sekiz adım içerir. Şekle göre 1'den 5'e kadar olan adımlar ölçüm sisteminin donanım gücünü, 6'dan 8'e kadar olan adımlar ise yazılım gücünü oluşturmaktadır. İlk altı adımdan sonra veriler bilgisayara kaydedilir. Fiziksel ölçümler tamamlandıktan sonra görüntü yeniden oluşturma adımına geçilir. Bilgisayara kaydedilen ilk veriler ham veri olarak adlandırılır ve görüntüleme algoritması için bir anlamı yoktur. Bununla başa çıkmak için, ölçülen alan değerleri, frekans alanı ölçümleri için genlik ve faz parametrelerine dönüştürülür. Daha sonra görüntü oluşturma ön işlemi adımı başlatılır ve ön görüntü matrisleri elde edilir. Görüntü matrisleri elde edilip bilgisayara kaydedildikten sonra bu matrislere saçılma ters çevirme algoritması uygulanır Görüntü yeniden oluşturma ölçüm sisteminin yazılım gücünü oluşturmaktadır ve tezin görüntünün yeniden elde edilmesi bölümünde anlatılmıştır. Görüntüleme algoritmasının uygulanması sonucu elde edilen ilk görüntülere mikrodalga ham görüntü adı verilir. En son olarak görüntü işleme algoritmaları ile ham görüntülerin keskinliği ve kalitesi artırılarak hedef tespiti yapılır.



Şekil 3.16. Yakın alan mikrodalga ölçüm basamakları

Ölçüm sistemi, hedef saçılma merkezlerini tarayarak buradan veri toplamaktadır. Saçılma merkezlerinin tam ölçeği görüntüleme alanının saçılma genişliğini oluşturur. Yakın alan ölçümleri, yayılan elektrik ve/veya manyetik alanların farklı bileşenlerine duyarlı problemlerden oluşan ve yayılan alanın genliğini ve/veya fazını haritalayan bir tarama sistemi kullanılarak gerçekleştirilir. Bu ölçümler, saçılma kaynaklarının yerini belirlemeyi mümkün kılar. Yakın alan anten ölçümünde küresel, silindirik ve düzlemsel yüzeyler kullanılmaktadır. Geometrik yüzeyin karmaşıklığı düzlemsel yüzeyden küresel yüzeye doğru artar. Geleneksel olarak, düzlemsel yakın alan ölçüm sistemleri, saçılan yakın alanın genliğini ve fazını düzenli aralıklarla ölçer. Hedef nesne anten açıklık

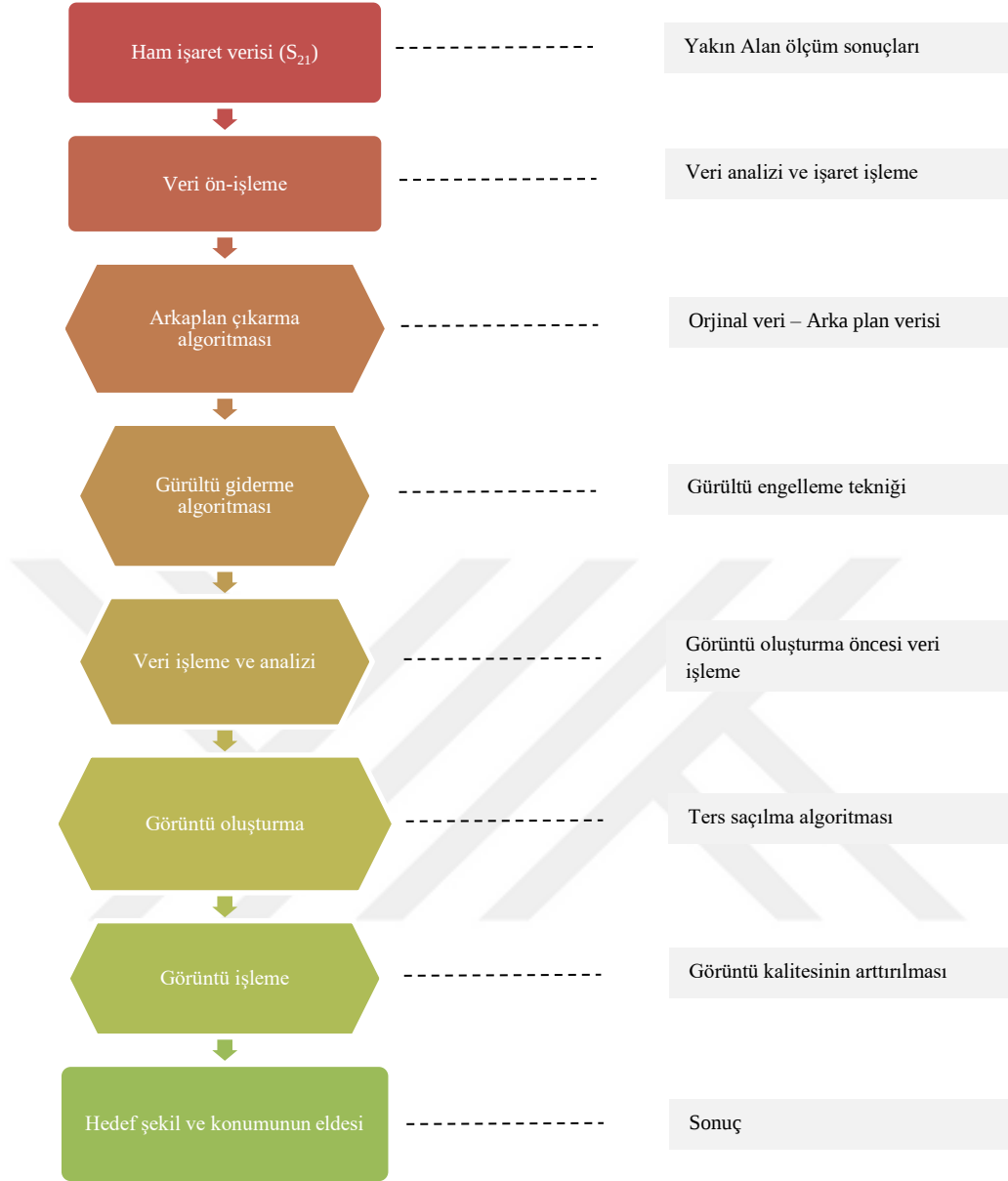
düzlemine teğet olan ve antenden birkaç dalga boyu uzağa yerleştirilmiş düzlemsel ızgara yüzey üzerinde taranır. Örnek düzlemsel ızgara tipi görüntüleme alanı Şekil 3.17'de gösterilmiştir. Tipik olarak ölçümler, x ve y eksenlerine paralel olan yollar boyunca düzenli bir dikdörtgen ızgaraya karşılık gelen bir kafes üzerinde yapılır (Gregson, McCormick ve Parini 2007). Hedefin saçılma verilerinin elde edilebileceği bir ölçüm sisteminin doğru bir şekilde kurulması görüntü kalitesi açısından oldukça önemlidir.



Şekil 3.17. İki boyutlu düzlemsel yakın alan ölçüm sistemi

3.8. Görüntüleme Yöntemi

Bu bölümde, mikrodalga görüntüleri elde etmek için kullanılan işaret işleme teknikleri verilmektedir. Görüntüleme işlemi üç adıma ayrılabilir. İlk olarak, ham işaret üzerinde veri analizi ve işleme kodlama teknikleri ile yapılır. Bu ilk adımda elde edilen ham veriler bilgisayar diline dönüştürülür. Vektör ve matrisler elde edilir. Birinci adımın sonunda veriler, görüntü yeniden oluşturma algoritması için kullanıma hazır hale gelir. İkinci olarak, görüntü yeniden oluşturma algoritması kullanılarak mikrodalga ham görüntü elde edilir. Algoritma, ilk adımda elde edilen sonuçları giriş verisi olarak kullanır. Son olarak, ham görüntülere görüntü işleme teknikleri, filtreleme, görüntü segmentasyonu ve görüntü zenginleştirme algoritmaları uygulanmaktadır. Görüntüleme işleminin blok şeması ve söz konusu işlemlerin bazı temel açıklamaları Şekil 3.18'de gösterilmektedir. Görüntüleme kavramını anlamak için öncelikle bu bölümün başında bazı temel tanımlar açıklanacaktır. Bu amaçla görüntü tanımı ve matrisleri, RGB (Kırmızı, Yeşil, Mavi) renk uzayı, gri seviyeli görüntüler ve filtreleme teknikleri tanımlanacaktır. Daha sonra ham mikrodalga görüntüleri elde etmek için görüntü yeniden oluşturma algoritmaları ve işaret işleme teknikleri verilecektir.



Şekil 3.18. Görüntüleme süreci blok diyagramı ve bazı temel açıklamalar

3.8.1. Görüntü matrisi ve görüntü

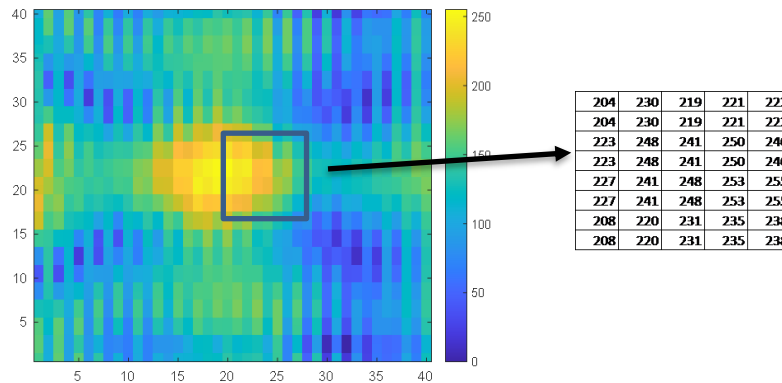
Matrisler ve dijital görüntüler arasında bir ilişki vardır. Görüntü, sütunlar ve satırlar halinde düzenlenmiş kare piksellerden (resim öğeleri) oluşan bir dizi veya matristir. Modern dijital görüntülemelerde amaç, incelenen nesnenin sayısal vektörünü (sadece vektörü oluşturan sayıların bir koleksiyonunu) tahmin etmeye çalışmaktır. Bu vektör, nesne hakkında farklı ölçekte bilgilere sahiptir. Nesneyi temsil etmek için Denklem 3.21 kullanılabilir. Denklem 3.21'de; $f(r)$, θ_j , b_j sırasıyla sürekli nesne, piksel değeri ve piksel koordinatını temsil eder. Nihai nesne temsili, bit haritası (bitmap) ile yapılır. Bir bitmap görüntüsü, belirli bir hücreye onu dolduran veya boş bırakan bir değer verilen ve böylece verilerden bir görüntü oluşturan satır ve sütunlardan oluşan bir ızgaradır. Bit haritası, görüntüleme alanındaki her piksel veya "bit" için rengi tanımlar.

$$f(r) \approx \sum_{j=1}^J \theta_j b_j(r) \quad (3.21)$$

Sürekli nesne, bit haritası ile temsil edildikten sonra görüntü işleme algoritmalarında ilk olarak ayrık formda işlenir. Çünkü sürekli formda işleme süresi çok uzun olduğundan nesne temsili ayrık dönüşüm modunda yapılmalıdır. Ayrık dönüşüm modu vektör veya piksel bazında işlem yapmayı sağlar.

Bilgisayar dilinde tüm işaretler vektörden oluşur ve vektör sadece sayıların listesini içerir. Satırları ve sütunları olan matrisler, vektörlerin koleksiyonunu içerir. Görüntüler, görüntü matrisleri kullanılarak tanımlanır ve son olarak görüntüler sadece sayıların listesini içerir. İşaret analizi ve görüntü işlemede, matrisleri bir vektörler topluluğu olarak ve her bir vektörün matrislerin bir satırını ve sütununu oluşturduğunu düşünmek yararlıdır. Bu vektörler ve matrisler üzerinde matematiksel hesaplamalar yapılır.

Görüntü, bir şeyin görsel temsidir. İki boyutlu veya üç boyutlu olabilir. Dijital görüntü, görsel verilerin bit temsiline oluşur. Görüntüler fotoğraf, grafik ve ayrı video kareleri şeklinde olabilir. Bu haliyle görüntü, oluşturulan veya kopyalanan ve bilgisayarda elektronik biçimde saklanan bir resimdir. Görüntüler farklı renk modellerinden oluşmaktadır. Uygulama tipine göre renk modelleri seçilmektedir. Dijital görüntülerin çoğu RGB renk modelini kullanır. RGB modeline göre dijital görüntüler, bir piksel ızgarası üzerinde belirli bir konumdaki kırmızı, yeşil ve mavi değişimlerini gösteren sayılara sahiptir. Piksel, programlanabilir rengin temel birimidir. Şekil 3.19'da görüldüğü gibi her görüntünün bir piksel matrisi vardır. Şekil 3.19'da tüm matris elemanları 0-255 aralığında sıkıştırılmak üzere ölçeklenmiştir. Her pikselin 0 ile 255 arasında bir değeri vardır. Piksel değerlerinin olası aralığı görüntünün renk derinliğine bağlıdır, bu örnekte 8 bit (256) ton bulunmaktadır. RGB renkli görüntü elde edildikten sonra gri tonlamalı görüntüye dönüştürülebilir. Gri tonlamalı görüntüde her pikselin 0 ile 1 arasında değeri vardır. Bilgisayardaki renkli görüntüler (RGB), üç gri tonlamalı görüntü matrisi (kırmızı, yeşil ve mavi renk için birer tane) ile sunulur. Yani gri tonlamalı görüntüde kırmızı, yeşil ve mavi renklerin üçü de aynı anda maksimum piksel değeri 1'e atanır. Diğer piksel değerleri 0-1 arasında atanır. Dolayısıyla, RGB renkli görüntülerin gri tonlamalı görüntülere dönüştürülmesi, görüntü işleme algoritmalarının çok daha hızlı çalışmasına neden olur.



Şekil 3.19. RGB görüntü, sütunlar ve satırlar halinde düzenlenmiş piksel matrisi

3.8.2. RGB renk modeli

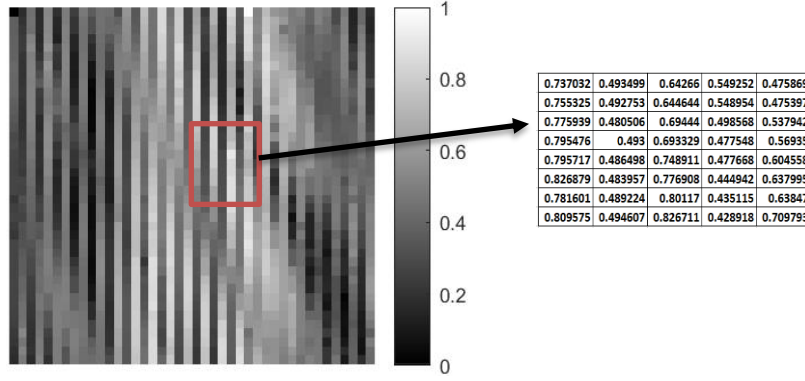
Renk modeli, renklerin belirli bir organizasyonudur ve renkleri sayısal değerler aracılığıyla tanımlamaya yardımcı olur. Renk çeşitliliğinin fazla olması nedeniyle var olan renkleri gruplara ayırma isteğinden dolayı renk modeli kavramı ortaya çıkmıştır (Akdemir 2018). Renk modeli, bilgisayar ekranında veya kağıtta rengin nasıl görüneceğini açıklar. Çoğu renk modeli tipik olarak üç veya dört değerin veya renk bileşenlerinin bir kombinasyonunu kullanmasına rağmen, renkleri temsil etmek için farklı matematiksel sistemler kullanan birçok renk modeli türü vardır. Rengi oluşturan nicelikler renk türü, parlaklık, doygunluk ve tondur (Akdemir 2018).

Bazı popüler renk modelleri şunlardır: RGB (Kırmızı Yeşil Mavi), CMYK (Mavi Macenta Sarı Siyah), HSV(Ton Doymunluk Değeri), HSL (Ton Doymunluğu Açıklık). Bu tezde sadece RGB renk modeli açıklanmıştır. Diğer renk modelleri hakkında bilgilere başka kaynaklardan ulaşılabilir.

RGB modeli çoğunlukla bilgisayar veya telefon ekranı gibi dijital ekran tabanlı tasarımlarla çalışırken kullanılır. Kırmızı, yeşil ve mavi, RGB'nin üç ana öğesidir. RGB renk modelinde, ana renkler olan kırmızı, yeşil ve mavi'nin her birine 0 ile 255 arasında bir değer atanır; burada 0 en koyu iken 255 en parlak değerdir. Renk, her bileşeni sıfırdan herhangi bir tanımlanmış maksimum değere kadar değişebilen bir RGB üçlüsü (r,g,b) ile ifade edilir. Örneğin kırmızı, (255,0,0) kullanılarak belirtilir. Kırmızı, yeşil ve mavinin farklı kombinasyonlarını kullanarak farklı renkler elde edilir. Tüm bileşenler sıfır ise sonuç siyahtır; hepsi maksimum ise sonuç beyazdır. RGB renk modeli, renklerin karıştırıldığında daha açık hale geldiği bir renk sistemidir. Bu renkli modelde, görüntü sadece siyah ve beyaz arasında 16,7 milyon renk seçeneğine sahiptir. Farklı uygulamalar için RGB görüntüleri gri tonlamalı görüntülere dönüştürmek mümkündür.

3.8.3. Gri tonlamalı görüntü ve histogram

Gri tonlamalı (gri düzeyli) bir görüntü, yalnızca grinin tonları olan tek renktir. Bir görüntü işleme tekniğinde, görüntünün histogramı normalde piksel yoğunluk değerlerinin gösterimini ifade eder. Histogram, görüntüde bulunan her farklı yoğunluğa karşılık gelen piksel sayısını gösteren bir grafiiktir. Yani, görüntü histogramı, her bir gri düzey değerinin oluşma sıklığını gösteren gri ölçekli bir değer dağılımıdır. Örnek bir gri ölçekli görüntü ve görüntüye ait matris Şekil 3.20'de gösterilmektedir. Bu tür görüntüleri diğer renkli görüntülerden ayıran en önemli fark, her bir piksel için daha az bilgi içermesidir. Aslında bir "gri" renk, RGB alanında kırmızı, yeşil ve mavi bileşenlerin hepsinin eşit yoğunluğa sahip olduğu bir renktir ve bu nedenle, gereken üç yoğunluğun aksine, her piksel için yalnızca tek bir yoğunluk değeri belirtilmektedir. Genellikle, gri tonlama yoğunluğu, siyahtan beyaza 256 olası farklı gri tonu veren 8 bitlik bir tamsayı olarak saklanır. Seviyeler eşit aralıklıysa, ardışık gri seviyeler arasındaki fark, insan gözünün gri seviye çözme gücünden önemli ölçüde daha iyidir. Kısmen günümüzün ekran ve görüntü yakalama donanımlarının çoğu yalnızca 8 bitlik görüntüleri destekleyebildiği için gri tonlamalı görüntüler çok yaygındır. Ayrıca, gri tonlamalı görüntüler birçok görüntü işleme algoritması için yeterlidir ve bu nedenle daha karmaşık ve işlenmesi daha zor olan renkli görüntüler kullanmaya gerek yoktur. İki boyutlu gri tonlamalı statik bir görüntü, görüntü işleme algoritmalarının görsel girdisi olarak kabul edilir. Gri tonlamalı görüntüdeki her piksel, algoritmada bir nokta uyarıcı olarak işlem görür.



Şekil 3.20. Gri tonlamalı görüntü ve matrisi

Görüntü histogramları, görüntüleri incelemek için önemli bir araçtır. Bir bakışta arka planı ve gri değer aralığının görülmesini sağlar. Görüntü segmentasyonu işlemlerinde yararlıdır. Ayrıca görüntüde var olan ton değişiklikleri ve gürültü nicemlemesi hemen tespit edilebilir. Önemli görüntü işleme algoritmalarından biri olan eşik değer belirleme gri düzey histogramına göre yapılmaktadır.

Görüntü segmentasyonu, bir görüntüyü bazı kriterlere göre piksel gruplarına bölmek için kullanılan yaygın bir tekniktir. Bilgisayarlı görüntüde, eşikleme gri tonlamalı görüntülerde yapılır. Görüntü eşikleme basit bir görüntü bölütleme tekniğidir. Temel olarak, gri tonlama değerlerinin histogram analizi kullanılarak ön plan (incelenen nesne) ve arka plan (incelenen nesnenin dışında) ayırt edilebilir. Bu iki farklı bölge histogramda iki ayrı tepe noktasıyla gösterilir. Böylece histogram değerleri kullanılarak farklı tonları ayırmak veya nesneleri ayırmak mümkün olabilir. Histograma ait eşik değeri, yerel minimum ve maksimum konumlarına göre istatistiksel yöntemlerle belirlenmektedir. Görüntü histogramından eşik değer belirleme görüntü işlemede en yaygın kullanılan tekniklerden biridir. Literatürde birçok eşik değer belirleme algoritması bulunmaktadır ve uygun birini seçmek zor bir iş olabilir. Bu tezde, ortalama görüntü yoğunluğu değeri ve uyarlanabilir eşik değeri belirleme yöntemleri eşğin ilk tahmininde kullanılmıştır. Yaygın eşikleme algoritmalarından bazıları aşağıdaki paragraflarda tartışılmaktadır.

3.8.4. Basit eşikleme algoritması

Basit eşikleme, ikili eşikleme olarak da bilinir. Bu teknik, bir eşik değeri belirler ve her pikseli o belirli eşik değeriyle karşılaştırır. Piksel değeri atanan eşikten küçük veya ona eşitse, piksel değeri sıfıra veya maksimum değere ayarlanır. İstenmeyen işaret piklerini ortadan kaldırmak çok faydalıdır.

3.8.5. Uyarlanabilir eşikleme

Hem basit eşikleme hem de Otsu eşiklemesi, görüntü eşiklemede tek bir eşik değeri kullanan küresel eşikleme teknikleridir. Ancak tek bir eşik değeri, görüntünün belirli bir bölümünde iyi çalışıp başka bir bölümünde başarısız olabileceği için yeterli olmayabilir. Bu sınırlamaları çözmek için uyarlanabilir eşikleme kullanılmaktadır. Sonuç olarak uyarlanabilir eşikleme, eşik değerinin daha küçük bölgeler için hesaplandığı yöntemdir ve bu nedenle farklı bölgeler için farklı eşik değerleri olacaktır.

Uyarlanabilir eşikleme, yerel bir eşikleme tekniğidir. Bu teknik, her pikseli ve komşuluğunu dikkate alır. Piksel yoğunluğunun aritmetik ortalaması veya Gauss ortalaması, komşuluğun eşliğini hesaplamak için yaygın olarak kullanılır. Daha sonra eşik değeri, pikseli sınıflandırmak için kullanılır. Gauss ortalamasında, bölgenin merkezinden daha uzaktaki piksel değeri bölgenin eşik değerinin bulunmasına daha az katkı sağlarken, aritmetik ortalama da tüm piksel değerleri eşit katkı sağlar.

3.8.6. K-means kümeleme algoritması

K-means algoritması, K değerini yapay olarak belirleyen ve ilk kümeleme merkezini rastgele seçen klasik bir kümeleme algoritmasıdır. K-means kümeleme bir grupta birleştirme algoritmasıdır ve görüntü sınıflandırması için kullanılır. Her verinin sadece bir gruba ait olması esasına göre hareket eden keskin bir kümeleme algoritmasıdır. K-means yönteminde nesnelerin kendi gruplarında merkeze olan uzaklıkları hesaplanır. N veri nesnesinden oluşan bir veri setini giriş parametresi olarak verilen K adet sete böler. Amaç, bölümlenme işlemi sonunda elde edilen kümelerin, kümeler arasında maksimum, kümeler arasında minimum benzerliklere sahip olmasını sağlamaktır. Her veri kümesindeki karesel hata oranı en az olmalıdır.

K-means algoritması, anlamlı kalıplar bulmaya, verileri gruplandırmaya veya orijinal verilerden farklı özellikleri çıkarmaya yardımcı olur. Görüntü işlemede veri girişi pikseller olduğu için K-means algoritması pikseller üzerinde çalışır. K-means algoritmasının işlem basamakları (Akdemir 2018)'e göre aşağıdaki gibidir.

1. Küme sayısı için bir K değeri seçilir.
2. Verilerden küme sayısı K kadar rastgele nokta seçilir.
3. Test kümesindeki tüm verinin seçilen noktalara yakınlığı Öklid uzaklığı yöntemi ile hesaplanır.
4. Her bir veri kendine en yakın merkez noktanın olduğu kümeye dahil edilir.
5. Oluşan kümelerin merkez noktaları o kümedeki tüm nesnelerin ortalama değerleri ile değiştirilir.
6. Kümeleme işlemi yeni merkez noktasına uygun olarak tekrar yapılır.

K-means algoritması aşağıda verilen durumların sağlanması halinde durdurulur.

1. Maksimum iterasyon sayısına ulaşılması.
2. Yeni oluşan kümenin merkezinin değişmemesi.
3. Veri noktalarının aynı kümede kalması.

K-means kümelemenin amacı, Denklem 3.22'de gösterildiği gibi, veri setindeki tüm noktalar ile küme merkezi arasındaki karesel uzaklık mesafeleri toplamını en aza indirmektir.

$$J = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^n \underbrace{\|x_i^{(j)} - c_j\|}_{\text{Karesel uzaklık}}^2$$

$$J = \text{sonuç fonksiyonu} \quad (3.22)$$

k = küme sayısı

n = toplam veri sayısı

x_i = durum i

c_j = küme merkezi j

K-means yönteminin başlıca avantajları, basit ve hızlı olmasıdır. K-means kümelemenin büyük veri kümelerine bile uygulanması oldukça kolaydır. Ancak k'nin başlangıç değerine karar vermek özel önem gerektirir ve nihai sonuç, küme merkezlerinin başlangıç değerlerine göre değişmektedir.

3.8.7. Otsu yöntemi

Gri tonlamalı görüntüler üzerinde çalışan bir yöntemdir. Gri tonlamalı bir görüntüyü siyah beyaz bir görüntüye dönüştürmek için kullanılan oldukça verimli bir yöntemdir. Belirtilen eşik değerinin üzerindeki pikseller beyaza döner; altındaki pikseller siyaha döner. Görüntüde piksel değerlerinin kaç kez bulunduğu ile ilgilidir. En iyi eşik değerinin belirlenmesi, sınıf içindeki varyansın (ortalama etrafındaki dağılım) en aza indirilmesiyle sağlanır. Bu eşik değeri belirlemek için Otsu algoritması kullanılmaktadır. Nesne algılama, segmentasyon uygulamaları için son derece uygundur.

Görüntü eşikleme, görüntüyü piksel yoğunluklarına göre ikili hale getirmek için kullanılır. Bu tür eşikleme algoritmasının girdisi genellikle gri tonlamalı bir görüntü ve bir eşiktir. Çıktı ikili bir görüntüdür. Giriş görüntüsündeki bir pikselin yoğunluğu bir eşikten büyükse, karşılık gelen çıkış pikseli beyaz (ön plan) olarak işaretlenir ve giriş pikseli yoğunluğu eşikten küçük veya ona eşitse, çıkış piksel konumu siyah (arka plan) olarak işaretlenir. Görüntü eşikleme, birçok uygulamada, özellikle tıbbi görüntü işlemede tümör tespiti ve endüstriyel uygulamalarda nesne tespiti için bir ön işleme adımı olarak kullanılır. Otsu'nun eşik belirleme tekniği, eşik değerini otomatik olarak belirler.

Otomatik global eşikleme algoritmaları genellikle aşağıdaki adımları izler;

1. Giriş görüntüsünü işleme
2. Görüntü histogramı elde etme (piksel dağılımı)
3. T eşik değerinin algoritma ile hesaplanması
4. Piksel değerinin T'den büyük olduğu bölgelerde görüntü piksellerinin beyaz ve aksi durumlarda siyah ile değiştirilmesi

Özellikle yukarıdaki 3. adımda, farklı uygulamalar için farklı algoritmalar kullanılabilir. Algoritmalar, görüntü histogramı üzerinde işlem yapar ve her sınıftaki varyansı en aza indirerek görüntüleri bölümlere ayırır. Genellikle bu teknik, biyomedikal görüntüler için uygun sonuçlar verir. Bu görüntünün histogramı, farklı yoğunluk değerleri aralıklarını temsil eden ve açıkça görülen iki tepe noktasını içerir.

Otsu Algoritmasında eşik bulmak için başlangıç adımı olarak iki seçenek vardır. İki durumun sonucunda sınıf içi varyans minimum iken sınıflar arası varyans maksimum olur. Birincisi yöntem, sınıf içi varyansı en aza indirmektir. Temel fikir, görüntü histogramını Denklem 3.23'e göre sınıfların ağırlıklı varyanslarının minimizasyonu sonucu tanımlanan eşik ile iki kümeye ayırmaktır. Denklem 3.23'te; $w_1(T)$ ve $w_2(T)$, 0-255 aralığında olup T eşikindeki iki sınıfın olasılıklarını ve σ varyans değerini göstermektedir.

$$\sigma_w^2(T) = w_1(T)\sigma_1^2 + w_2(T)\sigma_2^2 \quad (3.23)$$

İkinci yöntem, Denklem 3.24 kullanarak sınıflar arası varyansı maksimize eden eşik değerini bulmaya dayanmaktadır. Burada μ_i , i sınıfının ortalamasıdır.

$$\partial_b^2(T) = w_1(T)w_2(T)[\mu_1(T) - \mu_2(T)]^2 \quad (3.24)$$

3.9. Görüntü İşleme Algoritmaları

Görüntü işleme algoritmalarını görüntüye uygulamak, görüntüyü değiştirmenin başka bir yoludur. Böylece görüntüler daha derinlemesine incelenebilir. Farklı algoritmalar, görüntü işleme üzerinde çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Algoritmaların çoğu kullanımlarına ve amaçlarına göre sınıflandırılır. Görüntü işleme algoritmaları, filtreleme, konvolüsyon, morfolojik işlemler, görüntü zenginleştirme, görüntü segmentasyonu ve kenar algılama gibi birkaç kategoriye ayrılmıştır. Görüntü işleme algoritmaları, görüntünün kalitesini artırmak, istenmeyen nesneleri bir görüntüden kaldırmak ve hatta sıfırdan yeni görüntüler oluşturmak için kullanılabilir. Algoritmalar, özellikle tıbbi görüntülemelerde geometrik düzeltmeler, görüntü keskinleştirme, bulanıklığı azaltma, kenar algılama vb. teknikler ile ham görüntülerin geliştirilmiş versiyonlarını verebilir. Görüntü işleme algoritmaları, farklı sonuçlar elde etmek için kullanılabilecek birçok farklı tekniği içeren geniş ve karmaşık bir alandır. Aşağıda bu tez çalışmasında kullanılan farklı görüntü işleme algoritmaları kısaca açıklanmıştır. Görüntü işleme algoritmaları, bu tezde oluşturulan ham görüntülerin daha kaliteli duruma getirilmesi ve görüntülerden özellik çıkartılması amacıyla kullanılmıştır. Bu algoritmaların sonuçları ve elde edilen görüntüler bulgular ve tartışma bölümünde verilmiştir.

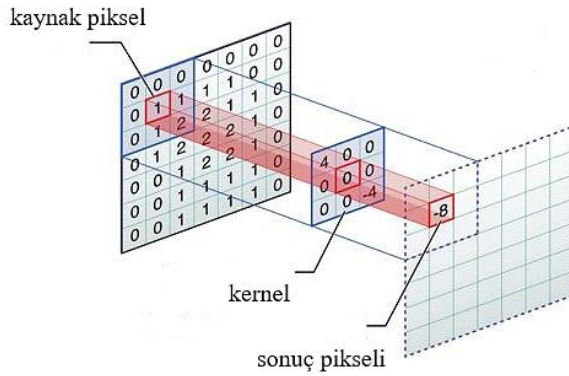
3.9.1. Nokta filtreleme

Filtreleme, görüntüyü değiştirmek veya geliştirmek için kullanılan bir tekniktir. Nokta işlemleri, diğer piksellerden bağımsız olarak görüntüdeki her piksele $y=f(x)$ işleminin uygulanmasıdır. Nokta filtre işlemi, görüntünün boyutunu, geometrisini ve yerel yapısını değiştirmeden piksel değerinin değiştirilmesidir. Yeni piksel değeri yalnızca önceki değere bağlıdır.

Fonksiyon koordinata bağlı değilse, buna “global” veya “homojen” filtreleme denir. Eğer koordinata bağlı ise “homojen olmayan” nokta filtreleme olarak adlandırılır. Görüntü işleme sırasında dengesiz parlaklık ve kontrast oranlarını telafi etmek için genellikle homojen olmayan nokta filtreleme kullanılır. Nokta filtrelemenin uygulanması, piksel yoğunluk değerlerini gösteren histogramı etkiler. Parlaklığı artırmak histogramı sağa kaydırırken görüntünün kontrastını artırmak histogramı genişletir.

3.9.2. Konvolüsyon

Görüntü işlemede, konvolüsyon, görüntünün tamamı boyunca her piksele ve yerel komşuluklarına bir çekirdek işlem (kernel) uygulayarak görüntüyü dönüştürme işlemidir. Kernel, boyutu ve değerleri konvolüsyon sürecinin dönüşüm etkisini belirleyen bir değerler matrisidir. Her bir pikseli bağımsız olarak ele almak yerine merkez pikselin yeni değeri hesaplanırken komşu pikseller dikkate alınır. Amaç, komşu piksellerin gri tonlarını vurgulamak veya görünmesini engellemektir. Konvolüsyon işleminin çıktısı kullanılan kernel değerine göre değişir.



Şekil 3.21. Konvolüsyon işlemi

Konvolüsyon işlemi aşağıdaki basamakları içerir;

1. Kernel, görüntünün her bir pikselinin üzerine yerleştirilerek kernelin tamamının görüntünün içinde olması sağlanır.
2. Kernelin her değeri karşılık gelen pikselle çarpılır.
3. Çarpım değerleri toplanır ve elde edilen değeri merkez pikselin yeni değeri olarak atanır.
4. Bu işlemler tüm görüntü boyunca tekrarlanır.

Şekil 3.21’de 3x3’lük kernel, 7x7’lik orijinal görüntünün üzerine konvolve edilmiştir. Kernelin merkez konumu, kaynak pikselin üzerine yerleştirilir. Kaynak piksel daha sonra kendisinin ve çevresindeki piksellerin ağırlıklı toplamı ile değiştirilir. Çıktı, yeni piksel değeri olarak atanır. Bu örnekte, ilk konumda, kaynak pikselde (0) ve kernelde (4) var. (4x0) (0), sonra bir sonraki piksele geçerken her iki yerde de (0) ve (0) var. (0x0) (0)’dır. Sonra tekrar (0x0) (0) olur. Daha sonra merkezde, kaynak görüntüde (1) ve kernelin karşılık gelen konumunda (0) bulunur. (0x1) (0)’dır. Sonra tekrar (0x1) (0) olur. O zaman (0x0) (0) ve (0x1) (0) olur ve son konumda (-4x2) yani (-8) olur. Şimdi tüm bu sonuçları toplanırsa cevap olarak (-8) elde edilir. Dolayısıyla bu konvolüsyon işleminin sonucu (-8) olur. Bu sonuç yeni görüntüde güncellenir.

Gri seviye yumuşatma, gri seviye farklarını vurgulama ve gri seviye adımlarını keskinleştirme olarak adlandırılan üç klasik konvolüsyon filtrelemesi vardır. Bu konuyla ilgili ayrıntılı bilgi literatürde başka bir yerde bulunabilir.

3.9.3. Max. ve min. Filtreleme

Maksimum ve minimum filtreler görüntüdeki her piksele, o pikselin etrafındaki komşuluktaki maksimum veya minimum değere eşit yeni bir değer atar. Düşük gri seviyeli pikselleri koruyan çok basit yumuşatma operatörü "min. operatör"dür. Minimum operatörü görüntüdeki minimum gri seviye pikselini yeni bir gri seviye olarak döndürür. Max. operatörünü ise min. operatörünün tersidir.

3.9.4. Ortanca filtreleme

Medyan filtre, görüntülerdeki ani gürültüyü gidermek için kullanılır. Medyan filtre doğrusal olmayan bir filtredir ve aynı zamanda yavaştır. Genellikle önceden

seçilmiş veri noktalarına uygulanır, tüm veri noktalarına uygulanmaz. Her çıkış pikseli, giriş görüntüsündeki karşılık gelen pikselin etrafındaki önceden belirlenmiş çekirdek komşuluğundaki medyan değerini içerir. Amaç aynı anda gürültüyü azaltmak ve kenarları korumak olduğunda, medyan filtre konvolüsyondan daha etkilidir.

3.9.5. Ortalama filtreleme

Ortalama filtreleme uzamsal yumuşatma filtresi olarak bilinmektedir. Ortalama ve medyan filtre kullanılarak orijinal görüntüdeki gürültü ortadan kaldırılabilir. Gauss tipi kernel görüntünün merkez konuma odaklanır. Sonuç olarak görüntü kenarları sıfır olarak kapatılır. Görüntüdeki kenarlar yumuşatılmış ve kapatılmış duruma gelir. Ortalama filtrelemede, kernel pikselleri incelenen görüntüye eşit olarak katkıda bulunur.

3.9.6. Kenar algılama

Kenarlar, dijital bir görüntüdeki önemli yerel yoğunluk değişiklikleridir. Bir kenar, iki ayrı bölge arasında bir sınır oluşturan bir dizi bağlı piksel olarak tanımlanabilir. Kenar algılama, bir görüntüyü süreksizlik bölgelerine ayırma yöntemidir. Örneğin, görüntü tanıma, görüntü morfolojisi, öznitelik çıkarımı gibi görüntü işlemede yaygın olarak kullanılan bir tekniktir. Kenar algılama, gri seviyeli görüntüyü kullanır ve önemli bir değişiklik için görüntünün özelliklerini gözlemlemeye olanak tanır. Kenar algılama çoğunlukla gri bir görüntüde ölçüm, algılama ve konum değişiklikleri için kullanılır. Kenarlar, bir görüntünün temel özelliğidir. Bir nesnede en net kısım kenarlar ve çizgilerdir. Kenarlar ve çizgiler yardımıyla nesne yapısı bilinir. Bu nedenle, grafik işlemede ve özellik çıkarmada kenarları çıkarmak çok önemli bir tekniktir. Kenar algılamanın çeşitli teknikleri olup bu tez çalışmasında ‘Canny’ kenar algılama tekniği kullanılmıştır.

3.10. Görüntünün Yeniden Elde Edilmesi

Görüntü yeniden eldesi, dağınık veya yansıyan verilerden iki veya üç boyutlu bir görüntünün oluşturulmasıdır. Görüntü yeniden oluşturma teknikleri, okunabilir ve kullanılabilir bir görüntü oluşturmak için matematiksel bir formül uygulamayı gerektirir. EM dalgalar ortamlara nüfuz etme eğilimindedir. Elektromanyetik ışıma saçılma yoluyla ortamdan geçerken zayıflatılır (Fricker 2009; Mengüç 2018). Frekans azaldıkça yani dalga boyu arttıkça saçılma olayı azalır. Örneğin, gün batımı veya gün doğumunda gökyüzü kırmızı ya da turuncu görünür çünkü ışık havada daha uzun yol alır. Daha fazla ışık yansıyıp dağılarak Güneş'in daha sönük görünmesini sağlar. Güneş'in rengi önce turuncuya ve sonra kırmızıya döner. Çünkü kısa dalga boylu mavi ve yeşil gibi renkler artık etrafa daha fazla dağılır ve yalnızca daha uzun dalga boylu (kırmızı, turuncu) görülebilir hale gelir. Sonuç olarak kısa dalga boyları, uzun dalga boylarından daha şiddetli şekilde saçılır. Saçılma özellikleri frekansa bağlıdır ve bir nesneden diğerine farklılık gösterir. Nesnenin dielektrik özellikleri saçılma olayını belirler. Frekans değiştiğinde, nesnenin dielektrik özellikleri ve dolayısıyla saçılma olayı da değişir. Ortamın dielektrik özellikleri frekansla değiştiğinde, ortamın dağıtıcı (dispersive) olduğu söylenir. Bu nedenle, ortamdaki mikrodalga penetrasyonu, dalga boyuna ve hedefe özgü karmaşık dielektrik sabitine bağlıdır. Yüzey veya nesnelerin spektral imzası, saçılan dalganın tayfına gömülüdür. Böylece ortamın dielektrik özellikleri, saçılma bilgisi ile belirlenebilir. Ortamların saçılma özelliklerini önceden belirlenmiş frekansta veya

frekans aralığında çıkarmak için güçlü ters saçılma algoritmaları kullanılmalıdır. Ancak bundan sonra görüntü yeniden elde etme ve işleme algoritmaları uygulanabilir.

MG teknikleri, EM dalgaların saçılması ilkesine dayanır. Temel olarak, malzemelerin farklı dielektrik özelliklerine bağlı olarak mikrodalgalar farklı nesnelerle etkileşime girdiklerinde farklı tepki verirler. Daha önce bahsedildiği gibi aktif MG iki kategoriye ayrılmıştır. Bunlar tomografik ve radar tabanlı yöntemlerdir. Tomografik yöntemler, doğrusal olmayan ters saçılma problemini içerir. Tomografik yaklaşımlar doğası gereği küçük deneysel belirsizliklere ve gürültüye karşı savunmasızdırlar (Fear, Li, Hagness ve Stuchly 2002). Ayrıca, ters saçılma problemi hesaplama açısından yoğun olabilecek görüntü yeniden oluşturma algoritmaları içermektedir. Radar tabanlı saçılma yöntemleri mikrodalga saçıcıların konumlarını tespit etmek için geri saçılan işaretleri kullanır. Saçılma, dielektrik özelliklerdeki önemli farklılıklardan kaynaklanır. Geri saçılma verileri, nesneye ait saçılma veya radar kesit alanının tam bir ölçekte temsildir. Radar tabanlı yöntemler görüntü yeniden yapılandırma algoritmalarının hızlı şekilde kullanılmasına izin verir. Frekans veya zaman domeninde ölçümler yapılabilmektedir. Zaman domenindeki işarete, geri saçılan işaretin erken ve geç zaman sabiti vardır. Erken zaman sabiti çoğunlukla gelen dalganın özelliklerini bulundurmaktadır. Geç zaman sabiti, test edilen nesne ve çoklu saçılma ile ilgili saçılma parametrelerini içerir. Radar tabanlı yöntemde görüntü yeniden yapılandırma algoritmaları, test edilen nesneye ait erken zaman sabitini azaltıcı ve geç zaman yanıtını artırıcı teknikler kullanmaktadır. Frekans domeni ölçümleri ise önceden belirlenen frekansta veya frekans aralığında hedef nesneden saçılan işaretler incelenir. Saçılan işaretlere ait genlik ve faz bilgileri elde edilmektedir. Frekansa bağlı ölçümler direkt olarak yapılabileceği gibi zaman domenindeki işaretin Fourier dönüşümünün alınması ile frekansa bağlı bileşenlere dönüştürülebilir.

Görüntünün yeniden oluşturulmasıyla ilgili birkaç önemli sorun vardır. Birden fazla saçılma merkezinde gerçekleşen çoklu saçılma, yeniden yapılandırma için en önemli problemdir. Saçılma merkezinden saçılan sinyal algılanmadan önce farklı odak noktalarında çoklu saçılmaya uğramaktadır. Bu durum sinyalin rastgeleliğini arttırmakta ve sinyal tespitini zorlaştırmaktadır. Herhangi bir elektriksel boyuttaki ve dielektrik kontrasttaki saçıcılar için geçerlidir. Bir ortamdaki çoklu saçılma, elektromanyetik saçılmanın doğrusal olmamasına neden olur. Dielektrik profilin sayısal olarak yeniden yapılandırılması genellikle doğrusal olmayan saçılma probleminin çözülmesini gerektirir. Doğrusal olmayan saçılma, doğrusal olmayan ters çevirme algoritmalarının kullanılmasını zorunlu kılar. Doğrusal olmayan ters saçılma teknikleri, yeniden yapılandırılacak nesnedeki elektriksel özelliklerin, geçirgenliğin ve iletkenliğin dağılımını tespit etmeye çalışır. Böylece, ölçülen saçılmış alana dayalı olarak dielektrik profili tahmin etmek için iteratif ve doğrusal olmayan optimizasyon yöntemi kullanılması zorunlu hale gelir. Bilinmeyen dielektriksel özellikler, tek frekans veya birden fazla frekans üzerinde karmaşık geçirgenlik değerlerini belirleyerek tahmin edilir (Shea vd. 2010). Mikrodalga saçılma verileri, farklı doğrusal olmayan ters çevirme algoritmaları aracılığıyla görüntülere dönüştürülür. Born yinelemeli görüntüleme yöntemi, E-alan hesaplamaları, genlik tekniği, geciktir ve topla, değiştirilmiş geciktir ve topla ters çözüm algoritmaları literatürde sıklıkla kullanılan yaklaşımlardır. Hepsi zaman alıcı yinelemeli yaklaşımlardan ve matematiksel olarak ağır hesaplardan oluşmaktadır (Shumakov ve Nikolova 2018).

Nesne heterojenliği, görüntüleri yeniden oluşturmak için mikrodalga verilerini işleyen algoritmalar için büyük bir sorundur. Yeniden yapılandırmanın başarısı, mümkün olduğu kadar çok EM dalga propogasyon açısında ve mümkün olduğunca çok sayıda saçılma yanıtı elde edilmesine bağlıdır (Nikolova 2011). Mikrodalga görüntüleme, görüntüleme alanından saçılan toplu E-alanı yerine sadece nesneye ait gerçek yanıtların olduğu veri setleri ile uğraşmak daha faydalıdır (Shumakov ve Nikolova 2018). Bu nedenle, bu tez çalışmasında toplu E alanı ölçümleri yerine, sadece hedef nesneye ait s-parametreleri elde edilmiştir ve bu parametreler görüntü oluşturma algoritmasında kullanılmıştır. Böylece, toplam elektrik alanı ile hedef nesneye ait s-parametreleri arasındaki ilişkiyi yaklaşık olarak belirlemeye gerek kalmadan görüntüleme yapılmıştır.

Bu tezde sunulan mikrodalga görüntüleme tekniği, TEM'e ait saçılmış ham verilerin alınması, veri ön işleme, görüntü yeniden oluşturma ve görüntü iyileştirme algoritmalarından oluşur. Görüntü kalitesi genellikle çözünürlük, kontrast (CT), sinyal-gürültü oranı (SNR) ve sinyal-dağınıklık oranı (SCR) ile temsil edilir. Görüntü çözünürlüğü, bir görüntünün sahip olduğu ayrıntıyı ifade eder. Daha yüksek çözünürlük, daha fazla görüntü detayı anlamına gelir. Çözünürlük, mikrodalga ışımının içerdiği en kısa dalga boyuna bağlıdır (Nikolova 2011). Geniş bant verileri daha fazla çözünürlük sağlar (Nikolova 2011). Geniş bant bilgisi, hedefin hem yüzeyi hem de derinliği hakkında önemli detaylar içerir. Bir MG sisteminde, düşük frekans bandı penetrasyon derinliğini kontrol ederken, yüksek frekans bandı yeniden oluşturulmuş görüntünün çözünürlüğünün artırılmasını sağlar (Asok, Nath ve Dey 2022). Görüntüler genellikle daha çok düşük frekanslı bileşenlerden oluşur ve bu bileşenler görüntünün genel hatları ile ilgili bilgi içerir. Daha çok detay için yüksek frekans bileşenleri elde edilmelidir. Kontrast, bir görüntüdeki en açıktan en koyuya doğru parlaklık aralığıdır. Kontrast ve parlaklık ayarı, görüntü içindeki parlaklığı ve kontrastı değiştirerek taranmış verilerin görünümünü iyileştirir. Düşük kontrastta, görüntü yoğunluğu değerleri dar bir aralıkta bulunur. Bu nedenle, neredeyse aynı yoğunluk değerlerini ayırt etmek zordur. Yüksek kontrast için, yoğunluk değerleri tüm dinamik aralığı kapsamalıdır. Görüntüdeki ayrıntılar yüksek kontrastlı görüntüde çok daha doğrudur. SNR ve SCR ise bir işaretin aslına uygunluğunu temsil eden birimsiz katsayılar olup sinyalin maksimum gücü ile bozucu gürültünün gücü arasındaki oranı ifade eden önemli mühendislik terimleridir. Görüntüler için yeniden yapılandırma kalitesini ölçmek için yaygın olarak kullanılırlar. Bu tez kapsamında, yeniden elde edilen görüntülerin kalitesini ölçmek için CT, SNR ve SCR değerleri hesaplanmıştır.

3.10.1. Arka plan çıkarma işlemi

Görüntü yeniden yapılandırmada, sadece hedef nesneye ait verileri işlemek amacıyla önce arka plan verilerinin ve gürültünün filtrelenmesi gerekmektedir. Anlamsız veriler bir görüntünün netliğini bozabilir. Mikrodalga yaklaşımında sadece test edilen nesneden saçılmış alan işaretini elde etmek çok önemlidir. Bu amaçla ham veriye arka plan çıkarma tekniği (de-embedding) ve gürültü giderme (de-noising) algoritması uygulanır. Basit arka plan çıkarma tekniği literatürde sıklıkla kullanılmaktadır. Basit bir çıkarma yöntemi, görüntüleme alanın düz olması, sabit nesne pozisyonunda ve arka plan çok az değiştiğinde işe yarayabilir (Wu vd. 2022). Farklı arka plan çıkarma yöntemleri (Sharma vd. 2017)'de bulunabilir. Ölçüm düzeneği ile belli frekans aralığında düzlemsel veya küresel tarama yapılarak nesneye ait saçılmış alan belirlenmektedir. Ölçümler hedef nesnenin görüntüleme alanında mevcut olma ve mevcut olmama durumuna göre iki defa

yapılmaktadır. Böylece hem toplam alan (nesne + arkaplan) hem de sadece arka plana ait saçılma alanları belirlenmiş olur. Daha sonra sadece nesneden saçılan alanı bulmak üzere toplam alan verisinden arka plan verisi çıkartılır. Böylece görüntüde istenmeyen arka plan etkileri elemine edilerek sadece nesneye ait alan belirlenmiş olur. Bu süreç Denklem 3.25'te gösterilmiştir. Denklemdaki E_s , E_t ve E_i sırasıyla (r) konumundaki saçılan, toplam ve gelen EM alanları temsil etmektedir.

$$E_s(r) = E_t(r) - E_i(r) \quad (3.25)$$

3.10.2. Gürültü giderme algoritması

Toplanan verilerde herhangi bir türde gürültü olabilir. Tüm dağınık işaretler, nesne kaynaklı saçılmaya ek olarak bir miktar gürültü formu içerir. Bu dalga formları uygun şekilde filtrelenmelidir. Bir mikrodalga ölçüm sisteminin hassasiyetini, ölçüm gürültüsü ve arka plan belirsizliklerine karşı başarılı şekilde tespit edilebilen en zayıf işaret tanımlar (Nikolova 2011). Gürültüyü önlemek için EM dalga ölçümüne özgü bazı teknikler geliştirilmiştir. Gürültüden kaçınmak için literatürde genel ortalama çıkarma tekniği kullanılmaktadır (Amdaouch ve Aghzout 2019). Bu teknik işaretin yerel tepe noktalarının değerini yumuşatmaktadır. İstenmeyen gürültüden kurtulmak için belli bir frekans bölgesinde ve tüm odak noktalarında elde edilen EM alanın ortalaması alınmakta ve bu ortalama işaret, her bir odak noktasındaki EM alan verilerinden çıkarılmaktadır. Bu süreç Denklem 3.26'da matematiksel olarak ifade edilmiştir. Denklemdaki E_k , E_i ve N , sırasıyla kalibre edilmiş E-alanı, gelen E-alanı ve frekans adım sayısını ifade etmektedir. Bu işlem tüm frekans aralığı için yapılmalıdır.

$$E_k = E_i - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_i \quad (3.26)$$

3.10.3. Örnekleme frekansı kriteri

Ölçülen saçılmış işaretlerin tüm frekans bileşenlerinden faydalanmak için, taramanın örnekleme hızının Nyquist kriterini sağlaması gerekir (Kurnaz 2012). Yani bir örnekleme noktasından diğerine faz kayması π değerinden küçük olmalıdır. Çapraz menzil (cross range) yönü boyunca Δx uzamsal örnekleme aralığı için en kötü durum $2k\Delta x$ 'lik bir faz kaymasıdır. Bu nedenle, örnekleme kriteri Denklem 3.27'deki gibi ifade edilebilir (Reza vd. 2011). Denklemdaki λ_{min} , maksimum frekansa karşılık gelen dalga boyudur.

$$\Delta x < \frac{\lambda_{min}}{4} \quad (3.27)$$

Temiz mikrodalga görüntüler elde edebilmek ve gürültüye karşı hassasiyeti azaltmak için, bu tezde yapılan tüm ölçümlerin tarama aralıklarında yukarıda belirtilen Nyquist kriteri sağlanmıştır.

3.10.4. S-parametresi dağınıklık ayıklama tekniği

Ölçülen S parametreleri (bu tezde S_{21} iletim katsayıları) iki ana gürültü katkısı içermektedir. Bunlar ilki arka plandan gelen ve nesneye ait saçılma parametreleri ile karışan işaret bileşenleridir. İkincisi ise gürültü etkisi ile işaret bileşenlerinde oluşan tepe

işaretlerdir. Bu tez kapsamında arka plandan gelen işaretler basit arka plan çıkarma işlemi ile elemine edilirken işaret gürültü bileşenleri ise ham işaretlere uygulanan ortalama filtre algoritması giderilmiştir.

S parametresi ölçümü durumunda, arka plan ve gürültü etkilerini ortadan kaldırmak için yukarıda bahsedilen Denklemler 3.25 ve 3.26'nın değişik versiyonları uygulanır. Bu tezde toplam E-alan ölçümü yapılmamıştır. Bunun yerine sadece saçılma matrisinin S_{21} iletim parametreleri ölçülmüştür. Bu çalışmada, mikrodalga görüntülemeye kullanılan s-parametre verilerindeki dağınıklık etkisini azaltmak için ayrı bir algoritma kullanılmıştır. Elektrik alan ölçümlerine benzer şekilde arka plan etkisini elemine etmek için iki bağımsız ölçüm gerçekleştirilir. İşaret işlemenin ilk adımı kaydedilen toplam alan verilerinden sadece TEM yanıtını bulmaktır. Görüntüleme algoritmaları uygulanmadan önce bu ön işlem yapılmalıdır. Bu ön işlem genellikle, görüntüleme alanında nesnesiz modelden alınan işaretlerin bir nesnenin var olduğu işaretlerden çıkarılmasını içeren arka plan ayıklama tekniği ile gerçekleştirilir. Arka plan çıkarma işlemi Denklem 3.28 kullanılarak uygulanır. Denklem 3.28'de, $S_{21}^{çıkan}(f_i)$, $S_{21}^{nesne}(f_i)$ ve $S_{21}^{nesnesiz}(f_i)$ f_i frekansında sırasıyla sonuç işareti, nesnenin olduğu durumda gelen işaret ve nesnenin olmadığı durumda algılanan işareti gösterir. Bu denklem sonucuna göre sadece nesne tepkisi basit arka plan çıkarma işlemi ile belirlenir.

$$S_{21}^{çıkan}(f_i) = S_{21}^{nesne}(f_i) - S_{21}^{nesnesiz}(f_i) \quad (3.28)$$

Genel olarak, test altındaki nesne arka plan çıkarma işlemine rağmen dağınık yansıma ve anten yankılanması nedeniyle hala gürültü içerir. Anten iç yansımaları ve anten tarafından algılanan ve görüntüleme alanının çevresinden gelen saçılmış işaretler halen vardır. Bu yüzden dağınık veriler dikkatli bir şekilde kalibre edilmelidir. Dağınık veriler, basit ortalama filtreleme kullanılarak kalibre edilebilmektedir (Santos, Fernandes ve Costa 2022). Bu dağınıklık, görüntüleme alanının tüm odak noktalarına ait işaret bileşenlerinin ortalamasını toplam işareten (yalnızca nesnenin neden olduğu) çıkararak her bir anten konumunda kaldırılır (Amdaouch ve Aghzout 2019). Algoritma, iki boyutlu verilerde yerel ekstrem noktalarının bulunmasıyla başlar. Diğer bir deyişle işaretin iki boyutlu zarfı hesaplanır. Daha sonra, iki yüzeyin aritmetik ortalaması orijinal verilerden çıkarılır. S-parametresi ölçülmesi durumunda, bu işlem karmaşık s parametrelerinin hem gerçek hem de sanal kısmına bağımsız olarak uygulanmalıdır (Shumakov, Beaverstone ve Nikilova 2017). Veriler tüm frekanslarda Denklem 3.29 kullanılarak gürültüden arındırılır ve kalibre edilir. Denklem 3.29, Denklem 3.26'nın geliştirilmiş halidir. Denklem 3.29'da $S_{21}^{cal}(x_i, f_i)$, $S_{21}(x_i, f_i)$ ve $\overline{S_{21}(x_i, f_i)}$ değerleri düzgün dağılmış anten konumu x_i ve f_i frekansında, sırasıyla kalibre edilmiş iletim parametrelerini, ham iletim parametrelerini ve tüm iletim parametrelerinin ortalamasını temsil eder. Sonuç olarak S_{21}^{cal} işareti gürültü etkisi azaltılarak kalibre edilmiş işareti göstermektedir.

$$S_{21}^{cal}(x_i, f_i) = S_{21}(x_i, f_i) - \overline{S_{21}(x_i, f_i)} \quad (3.29)$$

Geniş frekans aralığında s-parametreleri veri kümelerinden oluşan tek bir görüntüyü yeniden oluşturmak için eş zamanlı işleme gereklidir. TEM'in her durumda aynı ve sabit olduğu varsayılarak, görüntüleme alanındaki her bir odak noktası ve frekans için Denklem 3.28 ve 3.29 hesaplanarak arka plan ve gürültü etkisinden arındırılmış s-parametreleri elde edilmelidir. Bu hesaplama görüntü yeniden yapılandırma

algoritmasının daha güçlü ve verimli olmasına yol açar.

Antenlerin ölçtüğü işaretler önce bilgisayar ortamına kaydedilir, ikinci olarak işarete arka plan çıkarma tekniği uygulanır, üçüncü olarak gürültü giderme algoritması yapılır, son olarak ise bilgisayar yazılımı yardımı ile ters saçılma algoritması kullanılarak görüntü yeniden oluşturma prosedürü tamamlanır. Bu tezde elde edilen ilk görüntüler ham görüntüler olarak adlandırılmaktadır. Bu görüntüler üzerinde bazı görüntü işleme algoritmaları uygulandıktan sonra daha anlamlı yeniden oluşturulmuş görüntüler elde edilir. Görüntü işleme algoritmaları, görüntü iyileştirme, segmentasyon, filtreleme, eşikleme ve kenar algılama gibi teknikleri içerir. Bu tez, hem görüntü yeniden oluşturma hem de görüntü işleme algoritmalarını içermektedir. Mikrodalga görüntü oluşturma sürecine ait akış diyagramı Şekil 3.18’de gösterilmiştir.

MG, zaman veya frekans alanı işaretleri kullanılarak yapılabilir. Ölçümden önce ölçüm tasarımı ve görüntüleme algoritmaları belirlenmelidir (Nikolova 2011). Zaman alanı ölçümleri, dalga biçimleri yeniden yapılandırma sürecine bağlı olan bant sınırlı darbeler kullanır (Nikolova 2011). Frekans alanı ölçümü ise geniş bantta farklı frekanslarla yapılır. Zaman alanı ölçümünden frekans ölçümüne dönüşüm, Hızlı Fourier Dönüşümü ile yapılabilir. Bu tezde tüm ham veriler frekans alanında elde edildiğinden veri toplama sürecinde Fourier Dönüşümü kullanılmamıştır.

Mikrodalga ışıma birçok nesne ve malzemeye nüfuz edebilir. Uzaktan algılama, yer altı gözetleme, gizli silah tespiti, duvar görüntüleme, tahribatsız muayene gibi pek çok alanda MG yöntemi geliştirilmiştir. Şu anda yakın alan nesne algılaması için geliştirilen veri işleme algoritmalarının çoğu önceki standart yöntemlere dayanmaktadır.

Literatürde görüntünün yeniden yapılandırılması için birçok farklı yöntem önerilmiştir. Görüntü yeniden yapılandırma algoritmaları yinelemeli yaklaşımlar ve yinelemesiz yaklaşımlar olarak adlandırılan iki gruba ayrılır. Ancak yavaş hesaplama süresi, iteratif yaklaşımlar ve yoğun matematiksel hesaplamalar vb. sorunları vardır. Ölçülen saçılma verileri tatmin ediciyse ve ölçülen her konumda farklılık gösteriyorsa, hedef nesneyi arka plandan ayırt etmek mümkün olmaktadır. Mevcut algoritmalar, bir görüntüyü yeniden oluşturmak için işaretin genliğini kullanır. Ancak genlik bilgisi, gürültüye ve ölçüm hatalarına faz bilgisinden daha çok duyarlıdır. Bu tezde mikrodalga işaretin propogasyon yolu boyunca hedeften yansıyan kısmının gelen dalgaya göre sahip olduğu faz bilgisi değişimi kullanılmıştır. Elde edilen işaretin fazı, test edilen nesneye göre kaymaya uğramaktadır. Gelen ilk dalgaya göre kaymış faz bilgileri görüntü yeniden oluşturma algoritmasına girdi olarak verilmekte ve çıktı olarak görüntüleme alanının piksel değerleri elde edilmektedir. Bu süreçle ilgili ayrıntılı bilgi ilerleyen bölümlerde verilmiştir.

3.11. Born Yenilemeli Metodu

Born Yinelemeli Yöntem (DBIM), artık saçılımın en aza indirilmesinde yakınsamaya ulaşılan kadar her yinelemede arka plan dielektrik profilini $\epsilon^b(r)$ güncelleyerek EM dalganın ileri ve ters çözümü arasında dönüşümlü olarak çalışır. Görüntüleme algoritması, bilinmeyen bölgenin karmaşık geçirgenlik profilini bir dizi ayırık frekans üzerinden tahmin etmeye çalışır (Shea vd. 2010). Araştırılan alandaki dielektrik kontrast profili, dielektrik katsayısı $\epsilon(r)$ olan bilinmeyen nesne profili ile arka

plan dielektrik profili arasındaki farktan oluşur. Yalnızca nesneden kaynaklı saçılma profili daha önce belirtilen Denklem 3.25 kullanılarak hesaplanır. Bu yöntem, üst düzey iterasyon ve matematiksel hesaplamalardan oluşur. Ek olarak, DBIM yalnızca E-alan ölçümlerinde kullanılır. (Semenov vd. 1998; Abubakar vd. 2004) mikrodalga görüntüleme ters saçılma algoritması için Born iteratif yönteminin kullanıldığı çalışmalardır. Born yöntemi ile ilgili ayrıntılı bilgi yukarıda belirtilen çalışmalarda ve (Karaçuha ve Helhel 1995; Karaçuha, Helhel ve Gülgönül, 1995)'de bulunabilir.

3.12. Geciktir ve Topla Metodu

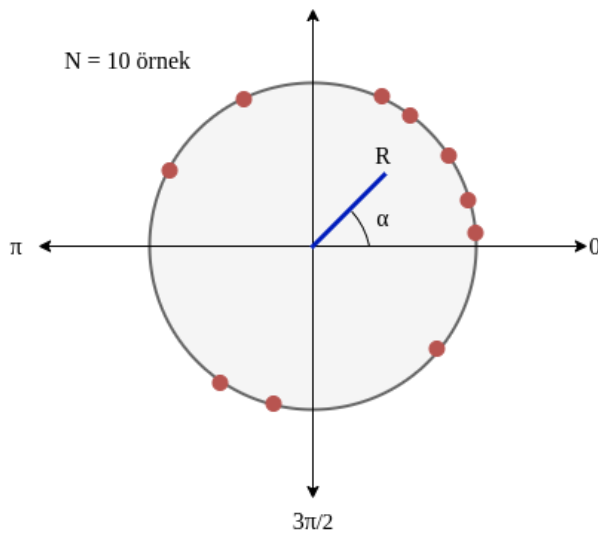
Geciktir ve topla tekniği, sinyal işleme ve görüntüleme uygulamalarında yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Zaman domen verilerini kullanarak görüntü yeniden oluşturma tekniğidir. Ham verilerle görüntü oluşturmaya yönelik en basit ve en temel yaklaşımdır. Bu ilkeden yararlanan çeşitli algoritmalar, MG literatüründe geciktir ve topla (DAS) algoritmaları olarak bilinir. Belirli bir yönden gelen işaretin vurgulamak için, her algılayıcının işaretleri ilgi duyulan yöne göre uygun şekilde zamanla geciktirilir. Gecikme, işaretin kaynaktan her algılayıcıya ulaşması için geçen süreyi hesaba katar. Uygun zaman gecikmeleri uygulandıktan sonra, her algılayıcının geciktirilmiş işaretleri bir araya gelerek toplanır. Bu işlem, istenen yönden kaynaklanan işaretleri birleştirilmiş bir şekilde hizalar ve sonuçta yapıcı girişime neden olurken, diğer yönlerde ait işaretler uyumsuz olarak hizalanır ve sonuçta toplam çıktıya daha az katkıda bulunur. Erken zaman gecikmesi ön plandaki hedefe ait saçılma verilerini içerirken; geç zaman gecikmesi ise arkaplana ait saçılmış alan bileşenlerini içermektedir. Geciktir ve topla (DAS) tekniği, zaman kaydırmayı ve test edilen nesneden geri saçılan işaretleri toplamayı içerir. DAS yöntemi Fourier dönüşümü hesaplamaları ile frekans alanında da uygulanabilir. Frekans alanında, her bir dizi elemanının frekans spektrumuna bir faz gecikmesi uygulandıktan sonra tüm gecikmiş spektrumun toplanmasıyla elde edilebilir. İncelenen alan küçük piksel ızgaralarına bölünmüştür ve herhangi bir saçılma merkezinden gelen yansımaların tutarlı bir şekilde işlenmesi gerekmektedir. Görüntüleme alanı dışındaki yansımaların zaman bilgileri kullanarak işaretten ayıklanması gerekmektedir. Böylece arka plandan gelen istenmeyen saçılmalar giderilmiş olacaktır. Tüm bu işlemler, bütün piksel ızgarası için tekrarlanır. DAS tekniği, nesnenin enine bir düzlem görünümünü oluşturmak için zaman kaydırmayı ve farklı anten açılarından geri saçılan işaretleri toplamayı içerir (Rani vd. 2022). Çoklu ve geliştirilmiş geciktir ve topla gibi farklı varyasyonları vardır. Bu yöntemle ilgili ayrıntılı bilgi (Amadou ve Aghzout 2019; Rani vd. 2022; Asok, Nath ve Dey 2022) ve (Shumakov ve Nikolova 2018) çalışmalarında bulunabilir.

3.13. Dairesel İstatistik Metodu

Yaygın istatistik modeli, doğrusal veri türü üzerinde çalışır. Dairesel veya açısal verilerle uğraşırken, genel istatistik denklemleri geçerli değildir. Derece veya radyan cinsinden kaydedilen açısal veriler, çok çeşitli bilimsel araştırma alanlarında üretilmektedir. Açısal verilere örnek olarak günlük rüzgar yönleri, okyanus akıntı yönleri, uçakların kalkış yönleri, rotaları, kemik-kırık düzleminin yönü ve çatlakların yönü vb. verilebilir. Dairesel istatistik, doğrusal istatistikten analiz sonuçları bakımından farklıdır. Örneğin 359 ve 1'in ortalaması lineer hesaplamalara göre 180'e eşittir. Ancak daireysel perspektifte 180'e eşit değildir. 359° ve 1°nin daireysel ortalamasının sonucu 0°'ye eşittir. Sonuçlar birbirinden oldukça farklıdır. Bu nedenle genel lineer analiz yöntemleri daireysel veri setlerinin ortalama ve standart sapma hesaplarında açısal değerler bağlamında

kullanılmaz. Bu ve diğer problemler nedeniyle, açısal verileri analiz etmek için özel bir dizi teknik geliştirilmiştir.

Dairesel istatistikler kullanılarak, dairesel veya yönlü veriler için tanımlayıcı ve çıkarımsal istatistikler hesaplanabilir. Dairesel istatistikte veriler birim çember üzerinde noktalar ve birim vektörler olarak gösterilir. Açısal veri setleri birim çember üzerine yerleştirildikten sonra, ortalama bileşke vektör hesaplanmaktadır. Açılar birim çembere doğru şekilde yerleştirmek için önemli nokta, tüm açıların 0 ila 2π arasında olması gerektiridir. Şekil 3.22’de birim çember, veri seti kullanılarak hesaplanan bileşke vektörü ve açısını gösterilmektedir. Kırmızı noktalar, mavi çizgi ve açı(α) sırasıyla verileri, tüm verilere ait bileşke vektörünü ve ortalama açığı göstermektedir. Veriler radyan veya derece cinsinden olabilir. Bu hesaplamalardan önce tüm veriler önce iki boyutlu düzlemde birim vektörlere dönüştürülmelidir. Ortalama bileşke vektörü $\vec{R}$, veri setlerinin ortalamasını ve açısal yönü $\vec{\alpha}$ ’yı elde etmek için kullanılan önemli bir sonuç vektörüdür. Sonuç olarak dairesel analiz sonucunda tüm veri setlerinin ortalaması genlik olarak ortalama bileşke vektör uzunluğu olan R büyüklüğünde ve açısal olarak α ortalama yönünde olacak şekilde elde edilmiş olur. Dairesel analiz sonuçlarında ortalama bileşke vektörünün uzunluğu çok önemli bir unsurdur. Değer bire ne kadar yakınsa, veri setindeki açılar ortalama yöne yakın açısal değerlerde konumlanmışlardır. Yani veriler ortalama açısal yön etrafında toplanmışlardır. Eğer sıfıra yakınsa, verilerin ortalama yön etrafından daha fazla saçıldığı anlamına gelir. Bu durum da verilerin ortalama yönden sapmalarının yüksek olduğunu ifade etmektedir.



Şekil 3.22. Birim çember; veriler (kırmızı noktalar), bileşke vektörü (mavi çizgi) ve ortalama açı (α)

Dairesel istatistikte veri setinin ortalaması, basitçe veri noktalarının ortalaması alınarak hesaplanamaz. Örneğin; 10° , 30° ve 350° olmak üzere üç açı değerinin aritmetik ortalaması açıkça 130° iken, dairesel analizde tüm veri örneklerinin ortalaması 0° 'yi işaret etmektedir. Denklem 3.30 kullanılarak yönler önce iki boyutlu düzlemde birim vektörlere dönüştürülür. Denklemdeki α_i ve r_i , sırasıyla veri açısını ve sonuçta ortaya çıkan ortalama bileşke vektör uzunluğu temsil eder. Bu dönüşümden sonra Denklem 3.31 kullanılarak r_i vektörlerinin ortalaması alınır ve yeni bileşke vektör elde edilir. Denklem 3.31’de N , örnek sayısını belirtmektedir.

$$r_i = \begin{pmatrix} \cos \alpha_i \\ \sin \alpha_i \end{pmatrix} \quad (3.30)$$

$$\bar{r} = \frac{1}{N} \sum_i r_i \quad (3.31)$$

Ortalama bileşke vektörünün uzunluğu dairesel istatistiklerde veri setinin ortalama etrafındaki dağılımını belirlemek için çok önemli bir niceliktir ve Denklem 3.32'ye göre hesaplanır.

$$R = \|\bar{r}\| \quad (3.32)$$

Son olarak, $\bar{r}$ vektörü ortalama bileşke vektörü ifade ederken, R ise $\bar{r}$ vektörünün büyüklüğünü göstermektedir. Ortalama açısal yönü $\bar{\alpha}$ 'yı elde etmek için $\bar{r}$ bileşke vektörü üzerinde ters tanjant dönüşümü uygulanır.

Birim çemberdeki her bir verinin ortalama bileşke vektöre olan uzaklığı basit açısal çıkarma yöntemi ile yapılmamıştır. Çünkü böyle bir durumda iki vektör arasındaki açısal uzaklığın dar açı veya geniş açıdan hangisi ile temsil edileceği kesin değildir. Bu sebeple dairesel varyans hesabı yapılmıştır. Varyans terimi, bir veri kümesindeki sayılar arasındaki yayılmanın istatistiksel bir ölçümünü ifade eder. Daha spesifik olarak varyans, kümedeki her sayının ortalama ve dolayısıyla kümedeki diğer tüm sayılardan ne kadar uzakta olduğunu ölçer. Dairesel varyans, dairesel istatistiğin bir başka önemli parametresidir. Dairesel varyans, ortalama bileşke vektörün uzunluğu ile yakından ilişkilidir. Dairesel varyans, Denklem 3.33 kullanılarak hesaplanır. S ve R , sırasıyla dairesel varyansı ve bileşke vektör uzunluğunu temsil eder.

$$S = 1 - R \quad (3.33)$$

Varyans veri setindeki dağılımı göstermektedir. Doğrusal ölçekteki varyansın aksine, dairesel varyans $[0, 1]$ aralığında sınırlıdır. Tüm veriler aynı yönü gösteriyorsa, bileşke vektörün uzunluğu 1'e yakın olacak ve dairesel varyans buna bağlı olarak küçük olacaktır. Veriler dairenin etrafına eşit olarak dağılırsa, bileşke vektörün uzunluğu 0'a yakın olur ve dairesel varyans maksimuma yakın olur.

Dairesel istatistikte sık sorulan soru, veri setinin daire etrafında düzgün bir şekilde dağılıp dağılmadığıdır (Berens 2009). Verilerin birim çember üzerinde homojen dağılıp dağılmadığını kontrol eden hesaplama teknikleri bulunmaktadır. Basitlik açısından bu hesaplamalara tezde yer verilmemiştir. Ancak görüntüleme açısından veri setlerinin (burada faz değeri) birim çember üzerinde homojen dağılması görüntü oluşturma algoritması açısından daha iyidir. Verilerin tek bir açısal yöne doğru yönelmesi hesaplanan ortalama değerden sapma açılarının çözünürlük/adım değerlerinin düşük olmasına neden olmaktadır. Bununla birlikte, daha da önemlisi, dairesel varyansın 1 olması, daire etrafında homojen bir dağılım olduğu anlamına gelmez. Tüm veriler 0 dereceyi veya 180 dereceyi gösteriyorsa, bileşke vektör uzunluğu 0'dır, ancak veriler daire etrafında homojen bir şekilde dağılmamıştır (Berens 2009). Dairesel istatistiği kullanarak standart sapma, medyan, trigonometrik açılar, maksimum tepe noktası gibi hesaplamalar yapılabilir. Sadelik sağlamak amacıyla, bahsedilen hesaplamalar burada ele alınmamıştır.

Görüntü yeniden oluşturma işlemi, ham görüntü üretmek için hesaplanan dairesel varyans değerini işler. Veri setindeki her bir açısal değer için hesaplanan varyans, yani verinin ortalama bileşke vektöre olan uzaklığına göre piksel değerine atanır. Eğer dairesel veri hesaplanan ortalama bileşke vektöre yakın ise daha büyük piksel değerine atanırken uzak ise daha küçük piksel değerine atanmaktadır. Çünkü ortalama bileşke vektöre yakın olan dairesel veri bileşke vektör uzunluğuna daha çok katkı sağlar. Görüntüleme alanındaki tüm anten odak noktalarındaki verilerin varyansı kullanılarak piksel değerleri belirlenmekte ve bitmap haritası çıkarılmaktadır. Ayrıntılı piksel hesaplaması sonraki alt bölümde verilmiştir. Önerilen görüntü yeniden oluşturma tekniği, kalibre edilmiş s-parametrelerine uygulanmaktadır. Görüntü yeniden elde etme sonuçları bulgular ve tartışma bölümünde anlatılmıştır.

3.13.1. Piksel hesaplaması

Bir önceki bölümde dairesel istatistik modeli ile açısal değerlerin nasıl analiz edildiği verildi. Bu tezde ölçülen nicelik hedefe ait karmaşık değerli S_{21} iletim parametreleridir. İletim matrisi, bir saçılma ortamının EM dalga üzerindeki etkisini tam olarak karakterize eder. İletim matrisi ölçülerek nesnenin elektriksel özellikleri belirlendikten sonra saçılma ters işleme algoritmaları kullanılarak nesneye ait görüntü elde edilebilir.

Karmaşık S_{21} parametreleri gerçekte ve sanal kısımlar içerir ve Denklem 3.34 gibi tanımlanır. Burada a ve b sırasıyla, s-parametresinin gerçekte ve sanal kısmını göstermektedir.

$$S_{21} = a + ib \quad (3.34)$$

Frekans alanı ölçümünde işaretler, genlik ve faz bilgisi ile temsil edilmektedir. Bu tür gösterim işaretin fazör bilgisini ifade etmektedir. İşaretin genlik ve faz değeri sırasıyla Denklem 3.35 ve 3.36'daki gibi hesaplanır.

$$|S_{21}| = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (3.35)$$

$$\tan^{-1} \frac{b}{a} = \theta \quad (3.36)$$

Elektriksel işaretin faz bilgisi açılarla tanımlanır ve dairesel veri türüdür. Bu açılar (θ) radyan veya derece cinsinden olabilir. Bu çalışmadaki genel dairesel istatistiklerin hesaplanmasında, Denklem 3.36 ile elde edilen S_{21} parametrelerinin faz bilgileri kullanılmaktadır.

Analiz için görüntüleme alanında sadece bir piksel noktasında, f_i frekansındaki bir işaret bileşeninin, $S_{21}^{\theta_i}(f_i)$ olduğunu ve aynı zaman-frekans noktasında ölçüldüğünü düşünelim. Açısal θ_i değeri, Denklem 3.36'ya göre hesaplanan belirli bir f_i frekansına ait faz bilgisidir. Yatayda M ve düşeyde N ızgarada ölçüm yapıldığında toplam olarak $M \times N$ piksel noktası elde edilir. Görüntüleme alanının tamamında tüm frekans bölgesinde elde edilen faz değerleri Denklem 3.37'deki gibi ifade edilebilir. Her piksel konumunun (px) belirli bir frekans noktasındaki faz değeri olan θ_i elde edilir. Belirli bir frekans aralığında ölçümler alınırsa sadece bir piksel noktasında θ_i 'den θ_F 'e faz değerleri elde edilmiş olur.

F ifadesi maximum frekans değerini göstermektedir. Sonuç olarak bu işlem tüm görüntüleme alanı boyunca yapılırsa hedefin konum ve frekansa bağlı faz bilgileri elde edilmiş olur. Daha sonra, istatistiksel modellerle ortalama faz vektörü, açısı ve büyüklüğü hesaplanır. En son olarak, belirli bir piksel konumunun fazı ile belirli piksel konumu hariç tüm piksel konumlarının ortalama fazı arasındaki açısal uzaklık varyans hesabı ile elde edilir. Piksel değerleri hesaplanan bu uzaklık değerlerine göre atanmaktadır. Denklem 3.38 bu hesaplamayı göstermektedir. Denklemdeki; AU, DVH θ_i ve $\bar{\theta}$ sırasıyla açısal uzaklık, dairesel varyans hesaplaması, i frekansındaki faz açısı ve tüm faz açılarının ortalaması anlamına gelir. Belirli bir pikselin fazı, taranan alandaki tüm piksellerin ortalama fazına eşit (zıt) ise, AU sıfırdır (bir).

$$\theta_i^{px} = S_{21}^{\theta_i}(f_i) \Big|_{i \left(1 \rightarrow F \right), (1 \rightarrow M \times N)} \quad (3.37)$$

$$AU(\theta_i | \theta_{i+1}, \dots, \theta_F) = DVH(\theta_i, \bar{\theta}(\theta_{i+1}, \dots, \theta_F)) \quad (3.38)$$

Sonuç olarak, belirli bir faz (bir piksel konumu) için ortalamadan sapma miktarı bu faz ile ortalama yön arasındaki mesafenin bir ölçüsüdür. Mesafe hesabı lineer değil dairesel istatistik yöntemleri ile yapılır. Görüntü yeniden elde etme algoritması bu mesafe hesaplarını kullanır. Piksel değerleri, Denklem 3.37 ve 3.38'deki ifadelerle göre dairesel istatistik hesaplamaları kullanılarak belirlenir. Denklem 3.39'da PX_{f_i} , f_i frekansında görüntüleme alanındaki tüm piksel değerlerini temsil eder. Piksel hesaplamaları sonunda görüntüleme alanında sadece belli frekansa ait $M \times N$ piksel değerleri oluşturulur. Uygulamaya bağlı olarak, faz mesafesi değerleri kullanılarak farklı boyutlarda görüntü matrisleri düzenlenebilir.

$$(PX)_{f_i} = AU(\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_{M \times N}) \quad (3.39)$$

Frekans domenindeki saçılma parametreleri, gelen ve saçılan dalgalar arasındaki genlik değişimi ve faz kaymasına karşılık gelen karmaşık sayılardır. Yalnızca hedeften kaynaklı saçılma parametrelerinin işlenebilmesi için önemli bir kompanzasyon adımının hesaplamalarda dikkate alınması gerekmektedir. Aksi takdirde, dairesel analiz ve buna bağlı gerçekleştirilen görüntüleme tekniğinde yanlış sonuçların elde edilmesine neden olmaktadır. Kompanse edilmesi gereken nicelik yakın alan görüntülemeye antenler ile görüntüleme alanı arasındaki mesafedir. Bu bölümün başında matematiksel olarak gösterildiği gibi EM dalga herhangi bir ortamda saçılmasa da yayılma mesafesinden kaynaklanan bir faz farkına sahip olacaktır. Görüntü yeniden yapılandırma algoritmasından önce bu faz farkının ham veri üzerinde kompanse edilmesi gerekmektedir. Antenler ile görüntüleme alanı arasındaki mesafeden kaynaklanan faz farkı Denklem 3.40'daki gibi hesaplanmaktadır. Denklemdeki $\Delta\theta$, β , d_{tx} ve d_{rx} sırasıyla faz farkını, faz sabitini, odak noktasından verici ve alıcı antene olan uzaklığı temsil etmektedir. Kompanzasyon işlemi Denklem 3.40 ile hesaplanan yola bağlı faz farkının görüntüleme alanındaki her bir odak noktasında hedefe bağlı olarak elde edilen faz değerinden çıkarılması ile gerçekleştirilmektedir. Mesafeden kaynaklanan faz farkı aynı zamanda frekansın bir fonksiyonudur. Çoklu frekans analizinde, faz farkları her frekans için hesaplanmalıdır.

$$\Delta\theta = \beta(d_{tx} + d_{rx}) \quad (3.40)$$

3.13.2. Çoklu-frekans analizi

Dalga boyu, bir dalganın ardışık iki en yüksek noktası veya en alçak noktası arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Aşağıdaki Denklem 3.41, dalga boyu formülü veya dalga boyu denklemi olarak bilinir. Denklemdaki ' λ ', dalgaboyu, ' v ' ve ' f ' dalganın hızı ve frekansdır.

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad (3.41)$$

Denklem 3.41'in bir sonucu olarak, eğer çalışma frekansı azalırsa, dalga boyu artar. Uzak bölgede yeniden oluşturulacak hedef değişmez kaldığı için, dalga boyunun artması, gelen dalga boyuna kıyasla hedefin boyutunun küçülmesi anlamına gelir. Böylece çalışma frekansının azalması saçılma kuvvetinin azalmasına yol açar. Bu durum aslında Rytov yaklaşımındaki hatayı azaltır. Dalgaların rastgele ortamda zayıf saçılması problemine, Rytov yaklaşımı önemli bir katkı sağlar. Rytov dönüşümü, Denklem 3.42'de gösterildiği gibi, saçılmayı karmaşık bir faz $\phi_s(r)$ ile ifade etmek için toplam $E(r)$ alanını gelen elektrik alanı $E_i(r)$ ile normalleştirir (Amartansh, Xudong ve Ross 2022). Sezgisel olarak, karmaşık faz $\phi_s(r)$, gelen dalgadaki saçılmanın neden olduğu faz ve log genlik sapmalarını temsil eder.

$$\phi_s(r) = \frac{E(r)}{E_i(r)} \quad (3.42)$$

Sonuç olarak, Rytov yaklaşımına göre düşük frekanslı işaretler nispeten minimum hataya sahiptir, genellikle zayıf bir görüntüleme çözünürlüğünden muzdariptirler. Görüntüleme yönteminde, düşük frekanslı işaret bileşenleri penetrasyon derinliğini arttırırken, işaretin yüksek frekanslı bileşenleri ise çözünürlüğü artırır. İyi görüntüler hem düşük hem de yüksek işaret bileşenlerini içermelidir. Bu nedenle, ilgilenilen özellikleri aralarında yıkıcı girişim olmaksızın geliştirmek için çoklu frekanslı işaretler dikkatli şekilde seçilerek birleştirilmesi gerekir. Yüksek görüntü çözünürlüğünü korurken yüksek kontrastlı nesneleri yeniden oluşturmak için çoklu frekans bilgisi kullanılır. Çoklu frekanslı görüntüler elde etmek için, her uzamsal frekans çiftinde belirlenen denklem sistemi çözülür ve 2 boyutlu görüntü yeniden oluşturma algoritması uygulanır. Birden çok frekansın kullanılması, nesne hakkında daha fazla bilgi sağlar ve tüm görüntüleme sistemleri için daha pratik bir kullanım sağlar.

Çok frekanslı verilerin kullanılması, performans değerlendirmelerine göre en iyi tek frekans verilerinin seçilmesiyle gerçekleştirilir. Frekans seçimi rastgele uygulanmaz. Rastgele seçim, zayıf frekans verileri içerebilir ve nihai sonucun yanlış olma olasılığı vardır. Bu hatalı sonuçtan kurtulmak için öncelikle frekans bandı Şekil 3.23'te gösterildiği gibi alt bantlara ayrılmıştır. İkinci olarak, önceden belirlenmiş alt bantlarda istenilen sayıda frekans seçilir. Üçüncü olarak, alt bantlardaki frekans verilerinin performans değerlendirmesi hesaplanır. Performans değerlendirmesi her bir frekansa ait veriler kullanılarak elde edilen görüntünün ortalama Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform) elde edilerek gerçekleştirilir. Dördüncü adımda, en iyi performans değerleri seçilir ve tutarlı toplama işlemi uygulanır. Tutarlı ekleme (veya tutarlı birleştirme), bir güç ölçeklendirme yöntemidir. Bu yöntem görüntü veya ışık kaynaklarının çıkış gücünü ve parlaklığını arttırmaya izin verir. Aynı şekilde, tek frekans verilerinin tutarlı bir şekilde

eklenmesi, güç seviyesini ve çözünürlüğü iyileştirir. Sonuç olarak, daha verimli ve görülebilir sonuçlar elde etmek için farklı frekans verileri birleştirilmelidir. Bu tür bir çözüm, frekans çeşitleme (frequency diversity) tekniği ile aynıdır. Frekans çeşitliliği, aynı mesaj işaretinin farklı taşıyıcı frekanslarda iletilmesine izin verir. Spektral verimliliği büyük ölçüde azaltacağından, aynı mesaj işaretini bir taşıyıcı frekansta tekrarlamak yaygın değildir. Bunun yerine, işaret geniş bir bant genişliğine yayılır, bu nedenle işaretin farklı bölümleri farklı frekans bileşenleri tarafından iletilir (Grami 2016).



Şekil 3.23. Alt frekans bandları

Yakın zamanda, mikrodalga bölgede frekans-çeşitli açıklık antenlerinin kullanımına dayalı bir hesaplamalı görüntüleme sistemi gösterilmiştir (Yurduseven vd. 2016). Frekans-çeşitli bir görüntüleme sisteminde, hedef, frekansa bağlı elektromanyetik dalgalar üreten antenler kullanılarak örneklenir. Böylece alıcı tarafında farklı saçılma modelleri elde edilir. Konvansiyonel yöntemde, frekans değiştikçe, görüntüleme antenleri tarafından yayılan alanlar değişmekte, görüntüleme alanının farklı alt bölümleri örneklenmektedir. Bu süreç, hedef (ve arka plan) bilgisini bir dizi ayrık frekansta bir dizi ölçüm üzerine kodlar. Farklı olarak, bu çalışma ayrık frekans verileri elde etmek için VNA ve mekanik tarama sistemini içermektedir. Daha önceki bölümlerde bahsedildiği gibi, bu tezde yapılan tüm ölçümler, VNA ile beslenen ve mekanik bir tarama sistemi yardımıyla tarama yapabilen bir verici anten kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca alıcı anten, verici antenle bi-statik modda konumlandırılmış ve verici antenle aynı açıklıkta tarama yapmaktadır. Her tarama işleminde alıcı tarafı, hedeften ve çevresinden saçılan verileri toplar. VNA, sisteme ayrık frekans ölçümü verir. Mekanik tarama sistemi, görüntüleme bölgesinin taranmasını sağlar. Antenlerin frekans-çeşitli açıklıklı antenler olmadığı düşünülürse, tarama prosedürü ve VNA yardımıyla hedef çoklu merkez frekanslarda farklı EM dalgalar ile taranır. Tarama işleminin sonunda taranan alanın ayrık frekans verileri elde edilir. Bu çalışma için hedef nesne 1-6 GHz aralığında 10MHz adımlarla ve 50x50cm görüntüleme bölgesinde taranmaktadır. Hesaplamalı görüntü yeniden elde etme algoritması ve görüntü işleme yardımıyla, frekans kodlu bilgiler hedefi yeniden oluşturmak için kullanılmaktadır. Yalnızca bu yeniden oluşturma işlemi ve mekanik tarama aktif devre bileşenlerini içermez.

3.13.3. Görüntü işleme tekniği

By tezde kullanılan görüntü yeniden oluşturma prosedürüne göre, yeniden oluşturulmuş ham görüntü elde edildikten sonra görüntü işleme algoritmaları devreye girer. Hedef şeklini ve konumunu daha kesin olarak tespit etmek için, Şekil 3.24'e göre kademeli olarak farklı görüntü işleme algoritması ve filtreleme teknikleri uygulanır.



Şekil 3.24. Görüntü işleme basamakları

Görüntü işleme, dijital görüntülerin alınması, işlenmesi, analiz edilmesi ve görüntülerden sonuçların çıkarılmasını içeren uygulamalar bütünüdür. Ham görüntülere hedef tespiti için görüntü sınıflandırma ve geliştirme algoritması uygulanmaktadır. Bu çalışma kapsamında K-means kümeleme algoritması ve uyarlamalı eşikleme tekniği kullanılmıştır. K-means kümeleme, görüntüleri sınıflandırmak için literatürde sıklıkla kullanılmaktadır. Ön plan hedefini arkaplan bilgisinden ayırmak için yeniden oluşturulmuş ilk ham görüntülere K-means kümeleme algoritması uygulanır. Bir küme, belirli benzerlikler nedeniyle bir araya toplanmış veri noktaları koleksiyonunu ifade eder. K-means algoritması, k sayıda merkezi tanımlar ve ardından her veri noktasını en yakın kümeye tahsis ederken, merkezleri mümkün olduğu kadar küçük tutar. İlk olarak, kırmızı-yeşil-mavi (RGB) renk modelinde K-means sınıflandırma algoritması kullanılarak ham görüntü pikselleri, piksel değerlerinin benzerliğine göre kümelere ayrılır. İşlem sonunda piksel değerleri gruplandırılır ve her piksel, küme içi karesel uzaklıkları en az ve kümeler arası karesel uzaklıkları en fazla olacak şekilde düzenlenmiş olur. Böylece piksel konumlarındaki benzerlikler gruplandırılır ve ön plan hedefi arka plandan daha başarılı bir şekilde ayırt edilebilir. İkinci olarak, RGB renkli görüntü gri seviyeli görüntüye dönüştürülür. Veri normalizasyonu yapılır ve tüm piksel değerleri 0 ile 1 arasında ölçeklendirilir. Bunun nedeni, RGB renkli görüntüdeki toplam olası renk sayısının görüntü işleme algoritması için çok fazla olması ve uyarlamalı eşikleme algoritmasının yalnızca gri ölçekli görüntü üzerinde çalışmasıdır. Bu adım, görüntü işleme algoritmasının daha hızlı çalışmasını sağlar. Üçüncü olarak, gri seviyeli görüntülere uyarlanabilir eşikleme algoritması uygulanarak hedef konumun arka plandan ayrılması sağlanmıştır. Eşik değeri algoritma tarafından otomatik olarak belirlenmektedir. Algoritmaya göre eşik değerinden büyük değerler 1'e, küçük değerler ise 0'a atanır. Dördüncü olarak, gri seviye görüntü üzerinde medyan filtreleme algoritması uygulanır. Amaç aynı anda gürültüyü azaltmak ve kenarları korumak olduğunda medyan filtre konvolüsyon işleminden daha etkilidir. Beşinci olarak, medyan filtrelenmiş görüntüye görüntü keskinleştirme algoritması uygulanır ve kontrast oranı artırılır. Son olarak (Yiğit, Demirci ve Özdemir 2022)'deki çalışmaya göre OTSU tabanlı filtreleme algoritması uygulanarak hedefin şekil ve konum bilgisi elde edilir.

3.14. Performans Testi

Hedef şeklinin yeniden oluşturma sürecinin kalitesini değerlendirmek için, ortalama Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) oranı, sinyal gürültü oranı (SNR), sinyal dağınıklığı (SCR) ve kontrast (CTR) tanımlanmıştır.

Fourier Dönüşümü bir dalga formunu sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının bir kombinasyonu olarak ifade etmek üzere yapılan matematiksel işleme verilen isimdir. Fourier Dönüşümü, herhangi bir dalga formunun sinüzoidallerin toplamı olarak yeniden yazılabileceğini gösterir. Görüntüleme perspektifinde Fourier Dönüşümü, bir görüntüye ait piksellerin değişen büyüklük, frekans ve fazların karmaşık üstellerinin toplamı olarak temsilidir. Fourier dönüşümü, geliştirme, analiz, segmentasyon, restorasyon ve sıkıştırma dahil olmak üzere çok çeşitli görüntü işleme uygulamalarında kritik bir rol oynar. En basitinden, bir işaret gibi, görüntülerdeki piksellerin de sinüzoidal değişen genlik ve frekansın toplamı/kombinasyonları olarak modellenebileceği anlamına gelir. Piksel yoğunlukları satır veya sütun boyunca hızla değişiyorsa, genlik değerleri ile birlikte yüksek frekanslı sinüzoidal işaret ile temsil edilebilir. Görüntüleme kavramlarında yüksek frekans bileşenine ait Fourier Dönüşümü, daha büyük Fourier katsayıları ile ifade edilir. Görüntü işleme algoritmalarında sürekli fourier dönüşümü, yoğun hesaplamalara ve çok fazla zamana mal olur. Bu nedenle, Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) kullanmak işlemlerin daha hızlı yapılmasını sağlar. FFT, Denklem 3.43'e göre işaretin ayrık fourier dönüşümünü (DFT) hesaplar. $F(p,q)$ değerleri, $f(m,n)$ 'nin DFT katsayılarıdır. Bir görüntünün tüm frekansları üzerinden ortalama FFT oranını hesaplamak için, DFT katsayılarının ortalama mutlak değeri hesaplanır. Algoritma görüntüdeki satırlar boyunca piksel değişim oranlarını FFT hesaplaması ile belirler. Pikselin çok hızlı değiştiği yerler yüksek frekanslı bir dalga ile temsil edilirken az değiştiği yerler ise daha düşük frekanslı bir dalga ile temsil edilir. Fourier Dönüşümü, aynı görüntü bilgisinin her piksel için ayrı ayrı değil, her frekans için temsil edildiği matematiksel bir tekniktir. Dijital görüntüde "Frekans", piksel başına yoğunluk değişim oranı anlamına gelir. Dijital görüntüler gibi iki boyutlu sinyallerde frekanslar, gri tonlama değerinin (pikselin yoğunluğunun) konuma (spatial frequency) göre değişim oranıdır. Genel olarak, görüntüdeki "kenar" veya "sınır" olarak tanımlanabilecek herhangi bir özellik yüksek frekanslı bir özelliktir; yoğunluk profilinde nispeten keskin bir geçişle karakterize edilir. Ortalama FFT oranı, görüntünün tüm frekans bölgesinde ne kadar mükemmel olduğuna dair bir fikir verir. Daha düşük FFT oranı değerlerinde piksel yoğunlukları çok az değişmekte ve görüntüleme alanında sabit ve keskin bir kenar olduğuna işaret etmektedir. Katsayının fazla olması ise piksel yoğunluklarının çok sık değiştiği yüksek frekansları temsil etmektedir.

$$F(p, q) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f(m, n) e^{-2i\pi pm/M} e^{-2i\pi qn/N} \quad (3.43)$$

$$\begin{aligned} p &= 0, 1, 2, \dots, M-1 \\ q &= 0, 1, 2, \dots, N-1 \end{aligned}$$

SNR (sinyal gürültü oranı), genellikle desibel cinsinden ifade edilen, sinyal gücünün gürültü gücüne oranı olarak tanımlanır. Ölçülen verilerin SNR'sinin yeniden yapılandırma doğruluğu üzerinde önemli bir etkisi vardır. Tez boyunca tüm görüntülerin SNR değerleri Denklem 3.44'e göre hesaplanmıştır. Denklemdeki $P_{\max}$ ve P_{ort} sırasıyla maksimum piksel yoğunluğu ve tüm piksel değerlerinin ortalamasını göstermektedir.

$$SNR = 20 \log \frac{P_{max.}}{P_{ort.}} (dB) \quad (3.44)$$

Kontrast, bir nesneyi aynı görüntüleme alanındaki diğer nesnelerden ayırt edilebilir kılan renk farkıdır. Görüntülerde nesne algılama ve bölütleme için yüksek kontrast değeri tercih edilmelidir. Bu görevi gerçekleştirmek için kontrast oranı Denklem 3.45 kullanılarak belirlenir. Denklemdaki Tpl_1 , Tpl_2 ve P_{ort} , sırasıyla eşik değerden büyük olan piksel değerleri toplamı, eşik değerden büyük olan piksel sayısı ve tüm piksel değerlerinin ortalamasını göstermektedir.

$$CTR = 20 \log \frac{Tpl_1/Tpl_2}{P_{ort.}} \quad (3.45)$$

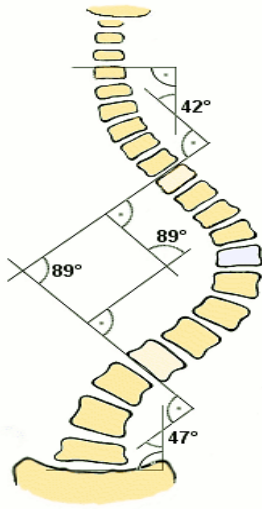
Uygulanan yöntemin performansını değerlendirmek için, Denklem 3.46'da (Sharma vd. 2017) çalışmasında verilen sinyal-karmaşa oranı (SCR) hesaplanır. SCR, sinyal-karmaşa oranını belirtirken, S tepe sinyalidir ve C, standart sapma ile tahmin edilen dağınıklıktır. SCR oranının yüksek olması, görüntü yeniden oluşturma sürecinin o kadar iyi olduğunu gösterir.

$$SCR = 20 \log \left(\frac{S}{C} \right) \quad (3.46)$$

3.15. Yönelim Açısı Hesabı

Kemik kırıklarının kaynama ve gelişim sürecinde fiziksel düzensizlikler (eğrilik), kısalık/uzunluk, omurganın normal eğriliğinin bozulduğu durumlar ve vücuda yerleştirilen implantların konumu sürekli izlem ve takip gerektiren olgulardır. Kemik kaynamasındaki hata sonucu kemiğin normal şeklinin bozulması deformite (şekil bozuklukları) olarak adlandırılır. Omurgadaki eğrilik ise skolyoz olarak adlandırılmaktadır. Skolyozda omurganın dışarıdan görünümü S ya da C harfine benzetilebilir. Daha önce belirtildiği gibi kemik ve skolyoz görüntülemeleri yüksek güçlü ve iyonize x-ışınları ile yapılmakta olup sürekli görüntüleme için uygun değildir. Bu tezde kullanılan düşük güçlü ve iyonize olmayan görüntüleme tekniği ile elde mikrodalga görüntüler üzerinde eğriliğin açısal hesabı algoritma ile otomatik yapılarak kemiğin fiziksel şeklinin bozulma oranı tahmin edilmiştir. Kullanılan algoritma ile C veya S şekilli kemik yapısının eğim derecesi otomatik olarak hesaplanmaktadır.

Skolyoz derecesi Cobb açısı ile ifade edilir. Omurga görüntüsüne göre omurganın sahip olduğu eğriliğin üst ve alt ucunun oluşturan kemikler tespit edilir. Bunlar yatay düzleme göre en fazla eğim yapmış kemiklerdir. Şekil 3.25'te gösterildiği gibi üst uçtaki omurun üst kenarından ve alt uçtaki omurun alt kenarından bu kenarlara paralel çizgiler çizilir. Daha sonra bu çizgilere dik açı yapan çizgiler çizilerek iki dik arasındaki açı ölçülür. Cobb açısı denilen bu açı skolyoz derecesini gösterir. Cobb açısı ölçümü mükemmel hassasiyete sahip bir yöntem değildir. Çünkü ölçüm yapan kişiye göre değişmektedir.



Şekil 3.25. Cobb açısı ölçümü

Hough dönüşümü dijital görüntü işlemede kullanılan bir özellik çıkarma tekniğidir. Dijital görüntülerin otomatik analizinde, genellikle düz çizgiler, daireler veya elipsler gibi basit şekillerin saptanmasında kullanılmaktadır. Kenar algılama ve nesne tanıma alanlarında kullanılmaktadır. Şekil tespiti ve tanıma görevlerinde görüntü işleme alanında önemli bir araç olup başarılı sonuçlar vermektedir. Dönüşümün ve çeşitli varyasyonlarının farklı alanlarda uygulamaları vardır (Wang vd. 2023). Biyomedikal amaçlı olarak dairesel tümörlerin tespit edildiği bazı çalışmalar bulunmaktadır (Calero-Castro vd. 2023). Bu tezde ortopedik amaçlı olarak yönelim açısı hesabı görüntü üzerinde Hough dönüşümü kullanılarak yapılmaktadır. Algoritma gri tonlu görüntüde düz kalıpları çıkarmakta ve bu kalıpların üstüne doğrusal bir çizgi çekmektedir. Daha sonra bu algoritmaya ek olarak elde edilen doğruları kullanarak açının bulunması için ek işlem yapılmaktadır. Sadelik açısından Hough algoritmasının matematiksel altyapısı tezde verilmemiş olup ayrıntılı bilgi (He ve Wang 2022) ve (Wang vd. 2023) çalışmalarında bulunabilir. Bu çalışmada Hough dönüşüm algoritması ve açı hesabı aşağıda belirtilen şekilde kullanılmıştır.

1. Elde edilen mikrodalga görüntülere görüntü keskinleştirme ön işleminin uygulanması
2. Gri tonlamalı görüntüye geçilmesi
3. Görüntüde kenar tespit etme işleminin yapılması
4. Hough dönüşüm matrisinin oluşturulması
5. Hough dönüşüm matrisindeki tepe noktaların belirlenmesi
6. Tepe noktadaki değerlere göre görüntünün segmente edilmesi
7. Görüntüdeki düz çizgi kalıplarının (doğru) elde edilmesi
8. Elde edilen düz çizgilere ait doğru denklemlerinin elde edilmesi
9. Eğimlerin bulunması
10. Eğimler ve Denklem 3.27 kullanılarak iki doğru arasındaki açının hesaplanması
11. Açının görüntü üzerine yazdırılması

Analitik geometride eğimleri bilinen iki doğru arasındaki açı Denklem 3.47'deki gibi hesaplanmaktadır. Denklemdeki m_1 ve m_2 doğru eğimlerini göstermektedir. Eğer eğimler birbirine eşitse doğrular paralel olup açı değeri sıfır olmaktadır; eğimlerin çarpımı (-1) ise denklem tanımsız olup açı değeri doksan derecedir. Algoritma her zaman iki doğru arasındaki dar açıyı hesaba kattığı için eğim değerlerine göre açısal sonuç 0° ile 90° arasındadır.

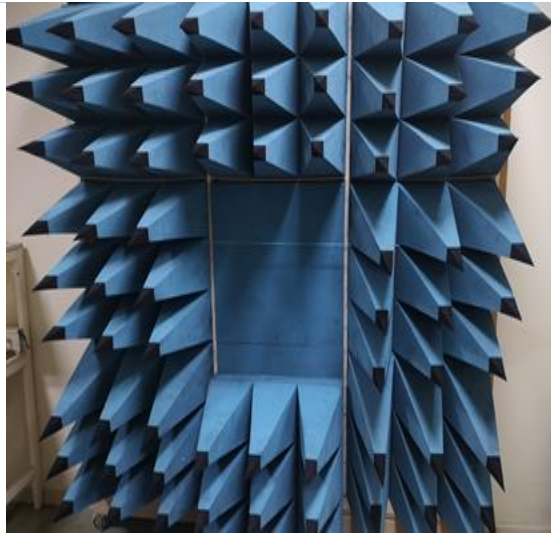
$$\alpha = \tan^{-1} \left(\left| \frac{m_2 - m_1}{1 + m_2 m_1} \right| \right) \quad (3.47)$$

3.16. Ölçüm Düzeni ve Görüntü Oluşturma

Ölçüm sistemi, donanım ve yazılım bileşenleri olarak iki kısımdan oluşmaktadır. Donanım kısmı antenleri, VNA'yı, tarama sistemini, RAM'ı ve bilgisayarı içerir. Yazılım bölümü, anlamlı ve temiz mikrodalga görüntüleri elde etmek için görüntüleme sürecinin kodlama gücünü içerir. Görüntü yeniden oluşturma ve işleme algoritmaları, kodlama teknikleriyle görüntülere gömülür. Bu teknikler, iki boyutlu (2B) bir açıklık üzerinden kaydedilen faz ve genlik bilgilerini kullanır ve dijital görüntü yeniden oluşturma ve işlemeyi gerçekleştirir.

3.16.1. Donanım ayarlamaları

Akdeniz Üniversitesi Endüstriyel ve Tıbbi Uygulamalar Araştırma Merkezi (EMUMAM) bünyesinde mikrodalga yakın alan ölçüm sistemi kurulmuştur. Tüm mikrodalga deneyleri, oda sıcaklığında ve aynı koşullarda gerçekleştirilmiştir. İstenmeyen dağınıklığı ve saçılma etkilerini azaltmak için görüntüleme alanında ve anten konumlarında radyasyon soğurucu malzeme kullanılmaktadır. VNA kalibrasyonu SOLT tipi kalibrasyon tekniği ile gerçekleştirilmiştir (Bkz. Ekler 7.1). Kalibrasyon ile anten bağlantı elemanlarından ve VNA kaynaklı bozucu etkiler elemine edilmiştir. Tüm deneyler, kablosuz ağ kapalıyken ve odada personel yokken yapılmıştır. Görüntüleme sistemi oda dışından bilgisayar kontrollü ölçüm sistemi ile kontrol edilmiştir. Ölçüm kurulumunun bazı fotoğrafları Şekil 3.26a, b, c, d ve Şekil 3.27'de gösterilmiştir.



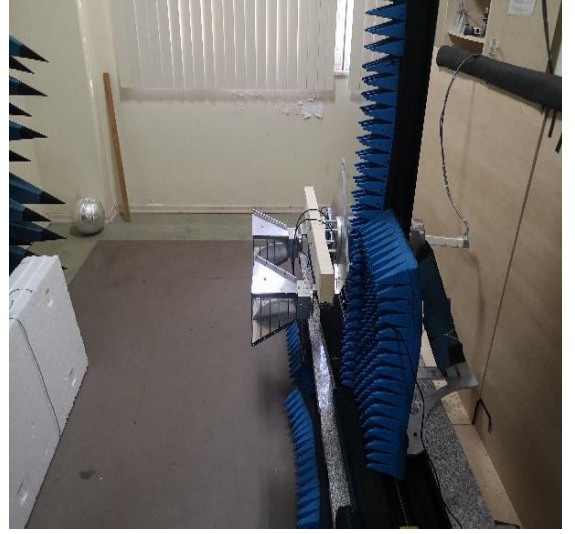
(a)



(b)

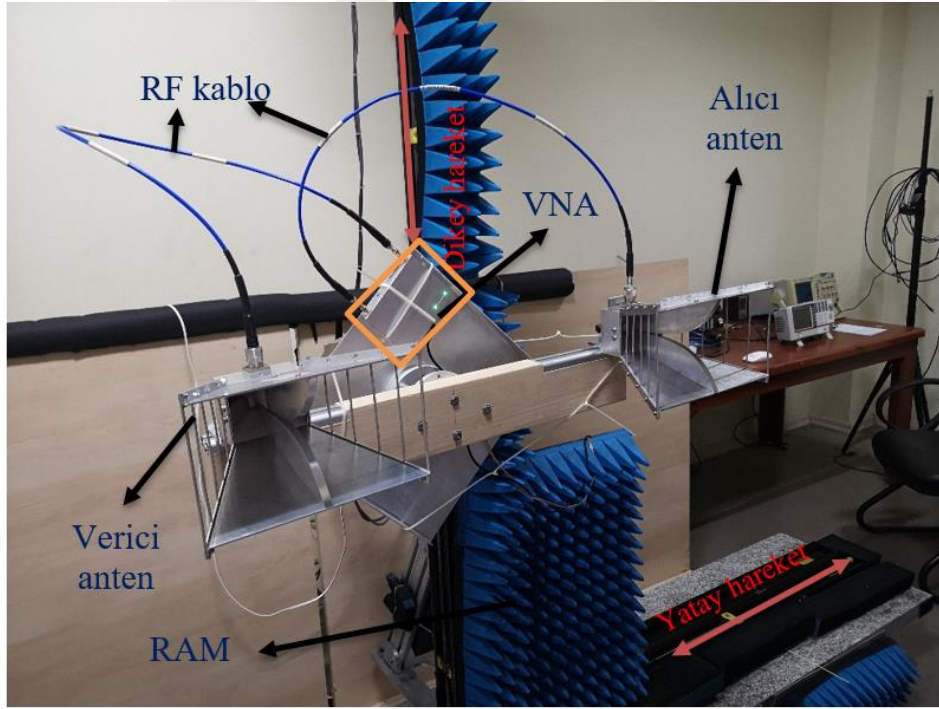


(c)



(d)

Şekil 3.26. Ölçüm düzeni-1; **a)** Hedef konumu ve ölçüm arka planı; **b)** Antenler ve RAM; **c)** Ölçüm alanı; **d)** Anten konumları



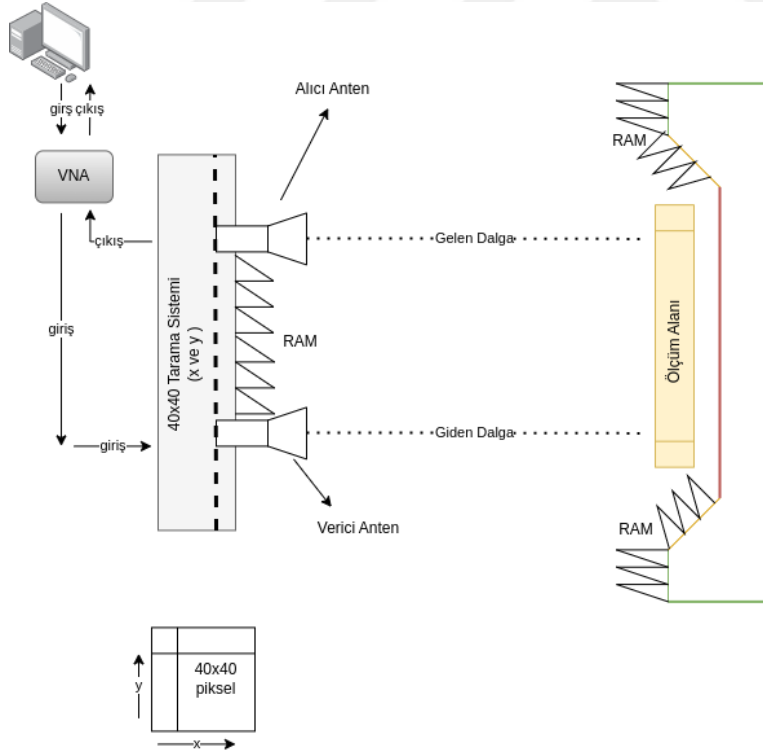
Şekil 3.27. Ölçüm düzeni-2; (1-18 GHz) arası çalışan verici ve alıcı antenler, RF kablo, VNA, RAM ve iki boyutlu tarama yönleri

Ölçüm sistemi bileşenleri ve kullanım amaçları aşağıdaki listede verilmiştir;

1. *İki adet piramidal boynuz anten*; Sırasıyla EM dalgayı göndermek ve toplamak için verici ve alıcı probu olarak.

2. VNA; bilinmeyen materyalin s-parametrelerini elde etmek için.
3. RAM; İstenmeyen işaret bileşenlerini azaltmak için.
4. Açıklık alan tarama sistemi; iki adet adım motoru antenleri dikey ve yatay olarak hareket ettirir.
5. Koaksiyel kablo; antenlerin RF enerjisi ile beslenmesi
6. Hedef; test edilen nesne
7. Bilgisayar; ölçüm sistemini kontrol etmek, verileri depolamak ve algoritmaları kullanmak

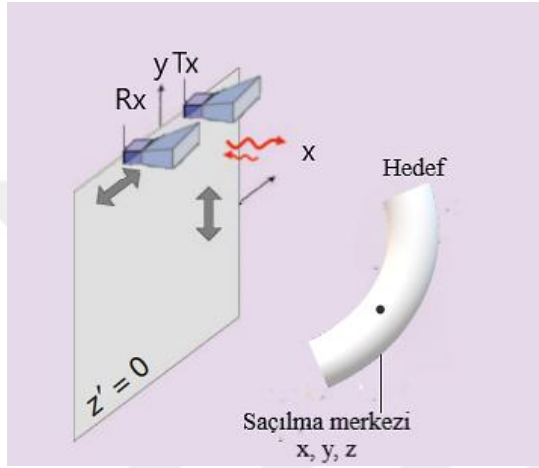
Ölçüm kumpanyasına ait blok diyagram Şekil 3.28'de gösterilmektedir. Sistem, hava ortamında ölçüm yapan bi-statik radar modunda, verici ve alıcı olarak iki benzer boynuz anten kullanmaktadır. Her iki anten de cep boyutundaki iki bağlantı noktalı VNA ile beslenir/bağlanır. Tam bir mikrodalga görüntünün elde edilmesi ve antenlerin görüntüleme alanı üzerinde tarama yapabilmesi için antenler otomatik otomatik tarama sistemi üzerine yerleştirilmiştir. Şekil 3.28'e göre antenler, düzlemsel ızgara yüzeyli taramayı gerçekleştirmek için y (dikey) ve x (yatay) doğrultularında hareket etmektedir. Tarama sistemi 40x40 piksel alanına ait her bir odak noktasında 1-6GHz frekans aralığında ve 10MHz çözünürlükte (500 farklı frekans) saçılma parametrelerini bilgisayara kaydeder. Tarama sonunda hedefe ait toplam 800.000 adet (S_{21} parametresi) veri elde edilmiş olur. Alıcı ve verici antenler test edilen cismin tam önüne doğrusal konumda yerleştirilmiştir.



Şekil 3.28. Ölçüm kurulumunun blok şeması (Antenler aynı düzlemde birlikte hareket ederken 2 boyutlu tarama gerçekleştirir)

Verici ve alıcı antenden oluşan ölçüm kurulumunun düzlemsel ızgara tarama yüzeyi Şekil 3.29'da gösterilmektedir. Görüntüleme alanındaki herbir saçılma

merkezinden saçılan EM dalga alıcı anten tarafından algılanır. Saçılma merkezine ait sayısal nicelik iki anten terminalindeki karmaşık s-parametresinin ölçülmesiyle elde edilir. Hedefin tüm saçılma merkezlerinin eldesi (menzil yönü boyunca nesnenin kalınlığının ihmal edilebilir olduğu varsayılarak) verici ve alıcı antenin görüntüleme alanı içerisinde iki boyutlu tarama yaparak nesneye ait s-parametrelerinin toplanması ile gerçekleştirilir. Ardından s-parametreleri, önce nesneyi menzil yönünde yerelleştirmek ve ardından nesnenin 2B görüntüsünü yeniden oluşturmak için işlenir. Her frekansa ait S_{21} parametresi, hedefin bir görüntüsünü oluşturmak için önceki bölümlerde anlatıldığı gibi ayrı ayrı işlenir. Bu yöntem, menzil eksenini boyunca nesne konumu hakkında önceden bir bilgiye ihtiyaç duymaz.



Şekil 3.29. Düzlemsel yakın alan ızgara yüzeyi tarama

Daha sonra ham veriler çeşitli ön işlemlerden geçirildikten sonra, ters saçılma algoritmaları kullanılarak mikrodalga görüntüleri yeniden oluşturmak için kullanılır. Yeniden oluşturulan ham görüntülere görüntü işleme algoritmaları ve filtreleme teknikleri daha önceki bölümlerde anlatıldığı gibi uygulanmıştır. Görüntü yeniden eldesi ve görüntü işleme adımları, mikrodalga görüntülemenin yazılım gücünü oluşturur. Hedefin Şekil 3.29'da gösterilen z'deki gerçek konumunu ve şeklini bulma yöntemi daha önce özetlenmiştir.

3.16.2. Yazılım ayarlamaları

Ölçüm işlemi yapıldığında ve tüm veriler bilgisayara kaydedildiğinde, anlamlı sonuçlar elde etmek için yazılım gücü devreye alınmalıdır. Yazılım gücü beş temel adımı içerir. İlk olarak Python Programlama Dili kullanılarak ham karmaşık S_{21} parametreleri üzerinde veri işleme yapılır. Veri işleme sonunda görüntü matrislerinde kullanılacak tekil vektörler elde edilir. İkinci olarak MATLAB ortamında bu vektörler kullanılarak ön görüntü matrisleri oluşturulur. Üçüncü olarak, bazı ön işleme adımlarından ve kodlama tekniklerinden sonra ham görüntü matrisleri elde edilir. Dördüncü olarak, ham görüntüler oluşturmak için ham görüntü matrislerine görüntü yeniden elde etme algoritmaları uygulanır. Son olarak, ham görüntüler, temiz ve anlamlı görüntüler elde etmek için farklı görüntü işleme algoritmaları kullanılarak düzenlenir ve geliştirilir.

Ölçüm yapıldıktan sonra görüntü yeniden oluşturma süreci başlar. Yeniden oluşturma süreci, büyük veri işlemeyi, saçılma ters çevirme algoritmalarını ve görüntü işleme algoritmalarını içerir. Bu tezde kullanılan görüntü oluşturma tekniği daha önceki bölümlerde anlatılmıştı. Farklı senaryolar ile elde edilen görüntüler bulgular ve tartışma bölümünde verilmiştir. Görüntüleme prosedürü özetle aşağıdaki gibidir;

1. Veri işleme ölçülen ham işaret üzerinde yapılmalıdır. İşlem sonunda vektör bileşenleri elde edilir.
 - Vektörler, matrislerin ana bileşenidir.
2. Vektörler kullanılarak temel görüntü matrisleri oluşturulur.
 - Bu matrislerin satır ve sütunlarında vektörler bulunmaktadır. Böylece bu matrisler temel görüntü matrisleridir.
 - Ham görüntü matrisleri elde edildikten sonra sinyal analizi başlatılabilir.
3. Alınan işaretten görüntü bileşeni çıkarılmalıdır. Gürültü, işaret içeriği ile ilişkisizdir.
 - Taranan alanda her zaman istenmeyen gürültü bileşenleri vardır. Bu bileşenler her (x,y) odak noktasında elde edilen s-parametrelerinden elemine edilmelidir.
 - Ortalama değerler s parametrelerinin gerçek ve sanal kısmı için ayrı ayrı hesaplanmalıdır.
 - Elde edilen ortalama değerler her örnekleme noktasından çıkarılır ve sonucun karesi alınır.
4. Arka plandan gelen işaret bileşenlerinin kaldırılarak sadece test edilen nesneden gelen işaretlerin işlenmelidir.
 - Test edilen nesnenin görüntüleme alanında olduğu ve olmadığı iki durum için ölçüm yapılmalıdır.
 - Arka plandan alınan işaretler, hedefin var olduğu durumda elde edilen işaretlerden çıkarılarak istenmeyen işaret bileşenleri elemine edilmelidir.
5. Elde edilen son işarete ters saçılma algoritması uygulanmalıdır.
 - Nesnelerden ölçüm ve analiz yolu ile elde edilen saçılma parametreleri ters çevirme algoritmaları kullanılarak piksel verilerine çevrilir.
6. Ters saçılma işlemi uygulandıktan sonra ham mikrodalga görüntüler elde edilir. Görüntü işleme/geliştirmeden önce veri ön işleme algoritmaları kullanılmalıdır. Bu sayede görüntü işleme algoritmaları daha hızlı ve doğru çalışmaktadır.
 - Veri ön işlemesi değişik renk modelleri ve veri tipleri arasında geçiş yapılarak gerçekleştirilmektedir.
7. Ham görüntülere görüntü işleme ve zenginleştirme teknikleri uygulanmalıdır.
 - Farklı görüntü işleme teknikleri kullanılarak test edilen nesne daha doğru ve net şekilde yeniden oluşturulmaktadır.
8. Görüntü işleme algoritması tamamlandıktan sonra son görüntü ekranda gösterilir.

Sonuç olarak, bu tezde S_{21} saçılma parametreleri ölçülmüş, bunlara dayalı olarak analizler yapılmıştır. S_{21} iletim katsayıları alıcı ve verici anten arasında ölçülen işaretin gerilim kazancının ölçüsüdür. İletilen işaret, nesnelerin elektriksel özellikleri tarafından değiştirilir. Dolayısıyla nesnelerin dielektrik katsayıları, ileri saçılımın büyüklüğünü etkiler. Tüm deneyler sırasında hedefin konumu değiştirilmemiştir. Görüntüleme alanında tam bir S_{21} veri seti elde etmek için hem verici hem de alıcı antenleri hedef nesneyi aynı düzlemde taramıştır. Tüm donanımsal ve yazılımsal süreçlerin ardından mikrodalga görüntüler Intel GPU işlemciler ile elde edilerek bilgisayara kaydedilmiştir.

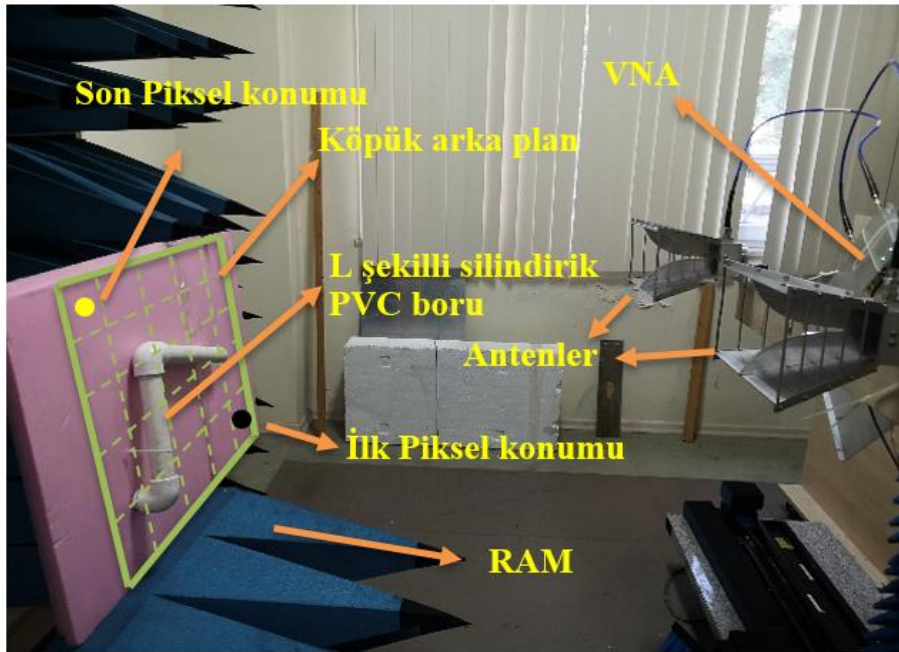
4. BULGULAR ve TARTIŞMA

Bu bölümde mikrodalga ölçüm sonuçları ve yeniden yapılandırılmış görüntüler verilmektedir. Görüntü elde etmek için sırasıyla tezin materyal ve method bölümünde belirtilen görüntüleme tekniği ve ölçüm düzeni kullanılmıştır. İlk olarak, görüntüleme sisteminin test ve doğrulaması için silindirik şekilli metalik, dielektrik ve PVC boru gibi farklı test malzemelerinin sonuçları verilmiştir. Daha sonra gerçek hayvan kemik dokusunun gömülü olmayan (uyumlandırma ortamı olmadan) ve gömülü ortamda elde edilen mikrodalga görüntüleri verilmiştir. En son olarak da (C) şeklinde eğimli kemik yapısının yönelim açısı hesaplamalarına dair sonuçlar gösterilmiştir.

4.1. Test Edilen Numunelerin Deneyisel İncelemesi

4.1.1. L biçimli silindirik PVC boru

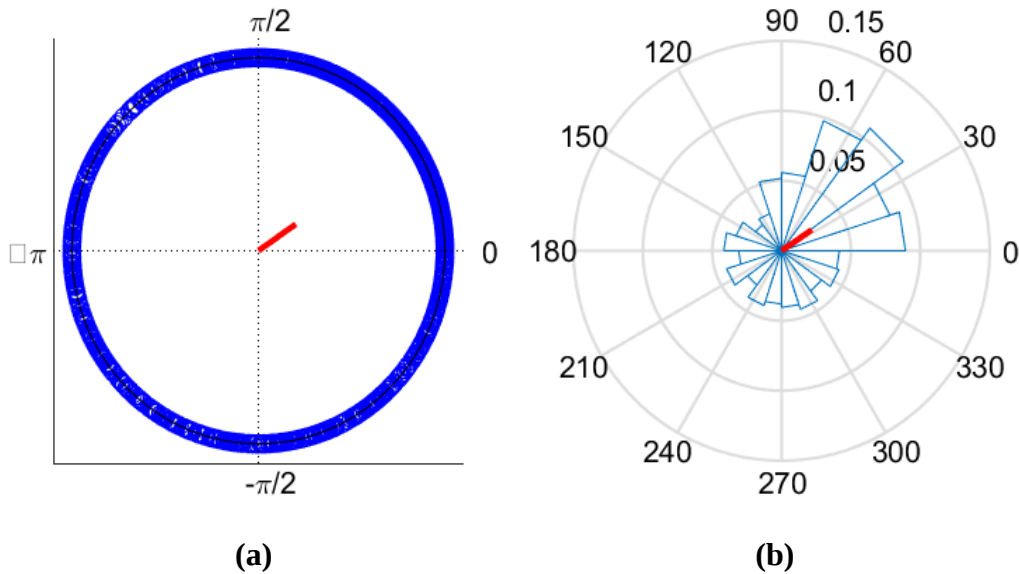
Aşağıda Şekil 4.1'de gösterildiği gibi PVC boru, arka plandan gelen saçılmaları azaltmak için köpük üzerine antenlerin tam karşısına yaklaşık 100 cm uzaklıkta yerleştirilmiştir. PVC boru 'L' şeklinde ve silindirik yüzeyi 5 cm çapındadır. L şekilli borunun dikey ve yatay uzunluğu sırasıyla yaklaşık 30cm ve 40cm'dir. Hedefin şeklini ve konumunu tespit etmek için antenler önceden belirlenmiş görüntüleme alanı üzerinde tarama yapar. Taranan alan, Şekil 4.1'de yeşil dikdörtgen bölge olarak gösterilmiştir. Alan, düzlemsel ızgara tarama konsepti ile taranır. Tarama sonucunda gerçek ölçümler 40x40 piksel çözünürlüğünde görüntüleri içerir. Gösterim amacıyla, Şekil 4.1'deki yeşil alan 5x5 piksel çözünürlüğünde ölçeklendirilerek verilmiştir. Ölçüm, görüntüleme alanının sağ alt köşesinden (siyah noktayla gösterilmiştir) başlamakta ve sol üst köşesinde (sarı noktayla gösterilmiştir) tamamlanmaktadır. Bu nedenle, yeniden oluşturulmuş görüntülerde ilk piksel konumu ve son piksel konumu sırasıyla siyah ve sarı noktalardır. Bu sebeple hedef nesnenin görüntüsü aynalanmış versiyonu ile elde edilmektedir.



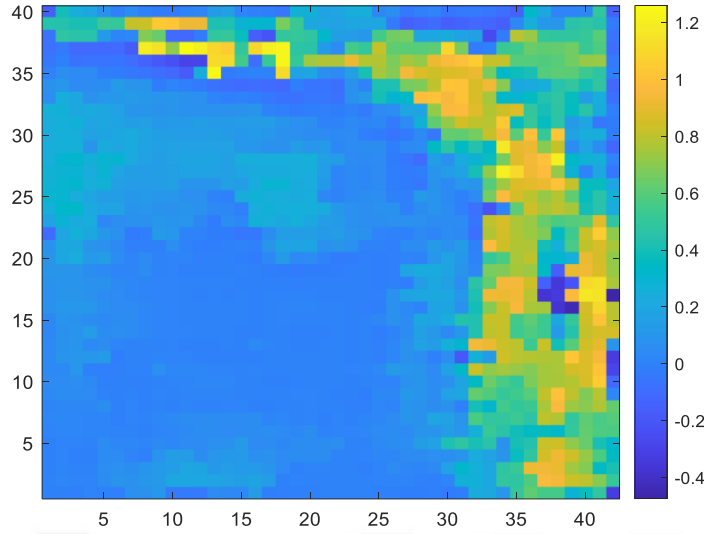
Şekil 4.1. L tipi PVC boru ölçüm düzeni

Ölçüm yaklaşık dört saat sürmektedir. Ölçüm yapıp veriler bilgisayara kaydedildikten sonra veri analizi, ters saçılma algoritmaları ve görüntü işleme algoritmalarında kullanıma hazır hale getirilir. Bu işlemler tezin materyal ve metot bölümünde anlatılan görüntü oluşturma teknikleri ile yapılmaktadır. Rekonstrükte görüntü 11. Nesil Intel i7, Intel GPU işlemciler ve Samsung HDD kullanılarak elde edilmiştir. Görüntü elde etme süreci tek frekansta yaklaşık 3-4 dakika sürerken çoklu frekans analizlerinde ise 11 dakika sürmektedir.

İncelenen nesnenin saçılma özelliklerini belirlemek için nesneye bağlı işaret üzerinde ters saçılma algoritması kullanılır. Çünkü saçılma parametreleri nesnelerin elektriksel özelliklerine göre değişmektedir. Ters çevirme algoritması, saçılan işaretten nesnenin elektriksel parametrelerini başarılı bir şekilde yeniden oluşturma yeteneğine sahipse, nesnenin şekli ve konumu çevresinden bağımsız olarak belirlenebilir. Bu tezde ters çevirme algoritması olarak dairesel istatistik analiz yöntemleri kullanılmıştır. Dairesel veriler $[0, 2\pi]$ aralığında birim çember üzerine yerleştirilmektedir. Bu işlemin sonuçları Şekil 4.2a ve b'de gösterilmektedir. Şekil 4.2a'da 1600 adet faz verisi birim çember üzerine yerleştirildiği için homojen olarak görülmesine rağmen aslında her faz verisi birim çember üzerinde mavi yuvarlak bir sembol ile ifade edilmektedir. Şekil 4.2a dairesel verileri birim çember üzerinde gösterirken, Şekil 4.2b ise histogram üzerinde göstermektedir. Histogram şeması görsel yön bilgisini vermektedir. Şekil 4.2b'ye göre dairesel verilerin çoğu 30° - 60° arasında yer almaktadır. Bu veriler kullanılarak elde edilen ortalama bileşke vektör algoritma tarafından hesaplanır. Bu ortalama bileşke vektörün kendi fazı ve uzunluğu vardır. Bu parametreler (ortalama açı ve uzunluk), yeniden oluşturulmuş görüntülerde piksel değerlerinin hesaplanması için çok önemlidir. Algoritma tarafından hesaplanan ortalama bileşke vektörü, Şekil 4.2a ve b'de kırmızı düz çizgi olarak gösterilmiştir. Algoritma, görüntüleme alanındaki her piksel değerini, hesaplanan faz değerlerinin elde edilen ortalama bileşke vektöre açısal uzaklıklarını hesaplayarak bulmaktadır.



Şekil 4.2. Ortalama bileşke vektörü (kırmızı çizgi) ve faz bilgisi (mavi noktalar); **a)** Birim çemberde; **b)** Histogramda



Şekil 4.3. PVC için 3.6 GHz’de elde edilen ham mikrodalga görüntü

Her piksel konumundaki faz uzaklıkları hesaplandığında, görüntü matrisleri elde edilir. Bu işlem, uygun ters saçılma algoritması ile yapılır. Görüntü matrisleri kullanılarak, ilk mikrodalga ham görüntü yeniden oluşturulabilir. Bu tez kapsamında ilk olarak PVC malzeme için tek frekanslı ham mikrodalga görüntüsü elde edilmiş ve Şekil 4.3’te gösterilmiştir. L şekilli PVC boru, bu tezdeki görüntüleme tekniğine göre oluşturulmuş ve Şekil 4.3’te gösterildiği gibi 3.6 GHz’de L tipi şekil algılanmıştır. Elde edilen şeklin gerçek ölçümlere göre x ve y eksenlerindeki hata oranı yaklaşık %1 olmuştur. Ancak daha kaliteli ve detaylı görüntüler elde etmek için çoklu frekans analizleri de kullanılmaktadır. Ayrıca, bu görüntülere segmentasyon, filtreleme ve keskinleştirme işlemlerinin de uygulanması gerekir. Sonuç olarak, ilk görüntüler oluşturulduktan sonra, görüntü işleme algoritmaları devreye girer.

Görüntü yeniden oluşturma algoritmalarının performansı ortalama FFT oranı, CTR, SNR ve SCR ile belirlenmektedir. Söz konusu metrikler yardımıyla görüntülerin kalitesi belirlenir. Çok frekanslı görüntülemelerde, tek frekanslı görüntülerin birleştirilmesi ile yüksek kaliteli görüntüler elde edilebilir. Bu tez çalışmasında mikrodalga görüntüler hem tekli frekans hem de çoklu frekans bölgeleri kullanılarak elde edilmiştir.

4.1.2. Metalik ve dielektrik silindirik boru

Metalik ve dielektrik boru ile test ve doğrulama işlemine devam edilmiştir. Sonuçlar Şekil 4.4a-f 'de verilmiştir. Şekil 4.4’te gerçek ölçümler, birim çember üzerindeki faz verileri ve görüntüler test malzemeleri için alt alta verilmiştir. Görüntüler metalik ve dielektrik malzemeler için sırasıyla 1 ve 2.5 GHz’de elde edilmiştir.

Görüntü yeniden yapılandırma sürecinden sonra hedeflerin şekli ve konumu gerçek ölçümlere göre belirli hata oranlarında belirlenmiştir. Metalik malzemenin şekli, görüntüleme alanının merkezinde biraz gürültülü olarak tam konumunda algılanmıştır. Gerçek ölçüm sonuçlarına göre x ve y eksenlerindeki hata oranı yaklaşık %0.8 olmuştur. Dielektrik malzeme sonucu daha az gürültü içerir ancak gerçek ölçümlere göre x ve y

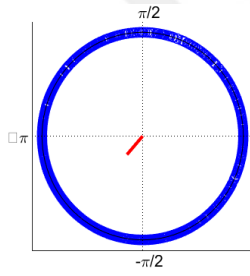
eksenlerinde sırasıyla %5 ve %8 hata dahilinde hedef belirlemesi yapılmıştır. Hata nedeninin dielektrik malzemenin faz verilerinin birim çember üzerinde homojen dağılmaması ve tek yönlü yönelimli olması düşünülmektedir. Rekonstrüksiyon yapıldıktan sonra, daha kaliteli görüntüler elde etmek için yeniden oluşturulan ham görüntülere kademeli olarak görüntü işleme algoritması uygulanmalıdır.



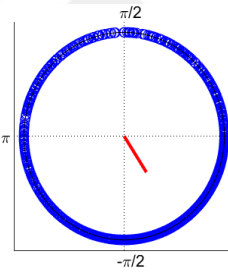
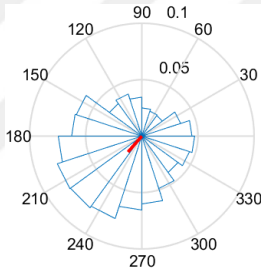
(a)



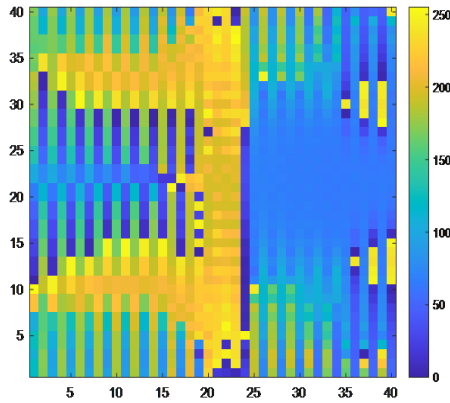
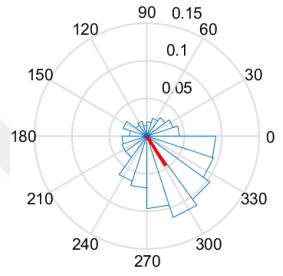
(b)



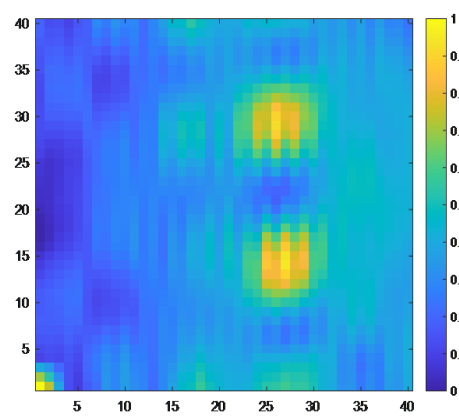
(c)



(d)



(e)

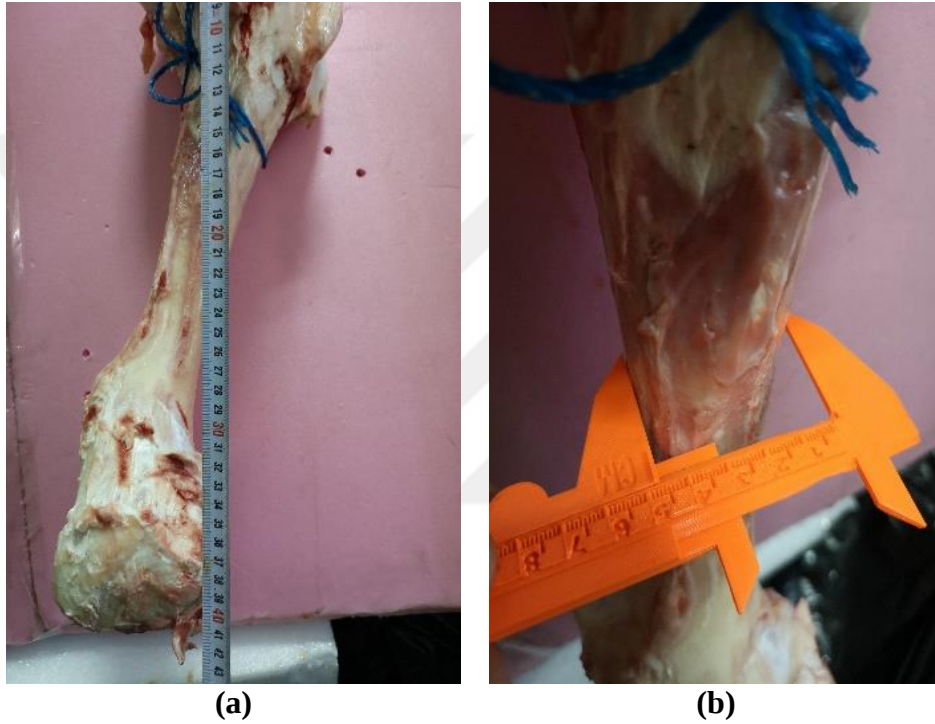


(f)

Şekil 4.4. Yeniden oluşturulmuş ham görüntüler; **a)** Metalik boru gerçek ölçümü; **b)** Dielektrik boru gerçek ölçümü; **c)** Metalik borunun faz verileri; **d)** Dielektrik borunun faz verileri; **e)** 1 GHz’de metalik boru için yeniden oluşturulmuş ham görüntü; **f)** 2.5 GHz’de dielektrik boru için yeniden oluşturulmuş ham görüntü

4.1.3. Gerçek kemik dokusu ölçümleri

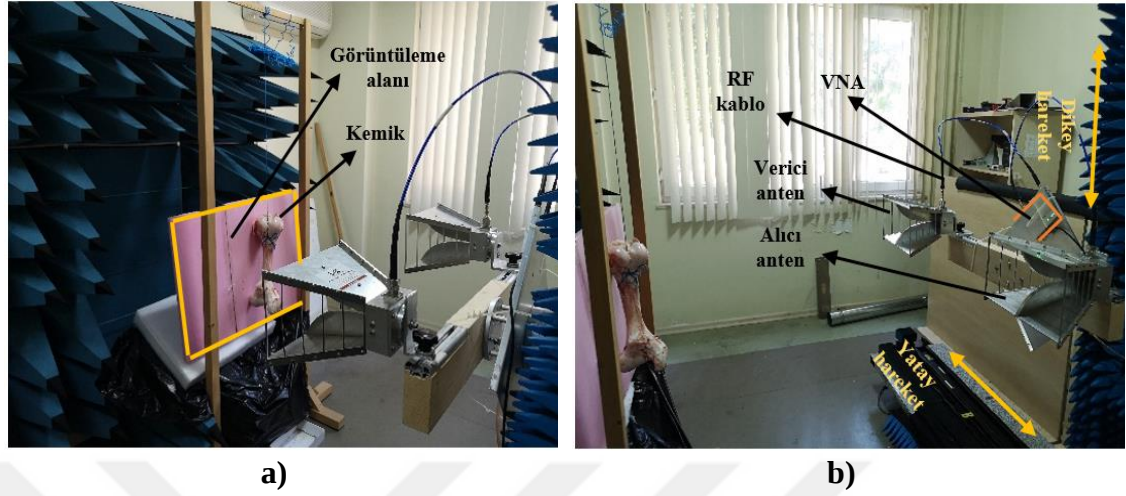
Gerçek kemik dokusu ölçümleri iki farklı şekilde yapılmıştır. İlkinde herhangi bir uyumlandırma ortamı kullanılmamış olup ölçümler hava ortamında yapılmıştır. İkincisinde ise C şekilli kemik %40 oranında nemlendirilmiş talaş tozu ($>1.68\text{mm}$) içerisine gömülerek tamamen kapalı köpük kutu içerisinde ölçümler yapılmıştır. Hayvan ayak kemiği ölçümü, tezin materyal ve metot bölümünde anlatılan bilgilere göre yapılmıştır. Bu amaçla gömülü olmayan kemik ölçümlerinde, 40cm uzunluğunda ve 5cm kalınlığında inek ayağı kullanılmıştır. Kemik etinden tamamen sıyrılmış olup hava ortamında görüntüleme alanının merkez noktasına konumlandırılmıştır. Şekil 4.5a ve b, sırasıyla çıplak kemik uzunluğunu ve kalınlığını göstermektedir.



Şekil 4.5. Gerçek kemik; **a)** 40 cm uzunluğunda; **b)** 5 cm kalınlığında

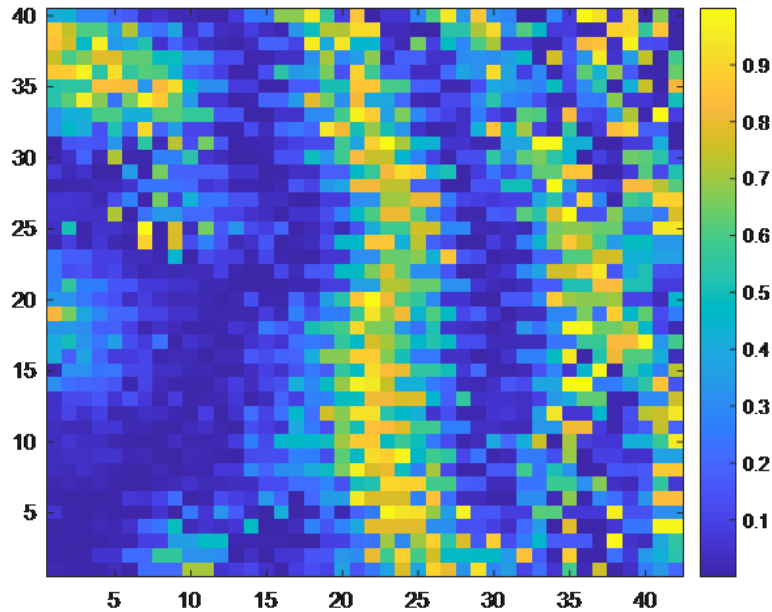
Gerçek kemik ölçüm senaryosu Şekil 4.6a ve b'de gösterilmektedir. Kemik köpüğün üzerinde görüntüleme alanının merkez noktasına konumlandırılmış ve tüm ölçümler antenlerin yakın alan bölgesinde yapılmıştır. Görüntüleme alanı Şekil 4.6a'da gösterilmiştir. Tarama sistemi bilgisayar tarafından kontrol edilir ve hedef önceden tanımlanmış 40x40 görüntüleme alanında taranır. VNA ve anten kalibrasyonu eklerde belirtilen şekilde yapılmıştır. Arka plan ve gürültü etkisi giderme işlemleri üçüncü bölümdeki tekniklere göre yapılmıştır. Ölçüm sırasında antenler her bir odak noktası için 10MHz adımlarla 1-6 GHz frekans aralığını tarar. Bu sayede alıcı tarafında tek bir odak noktasında frekansa bağlı 500 farklı iletim parametresi elde edilmiş olur. Sonuç olarak, görüntüleme alanındaki her piksel konumu 500 farklı frekansla tanımlanır. Ölçüm sonunda görüntüleme alanına ait 800.000 adet S_{21} parametresi bilgisayara kaydedilir. Görüntüleme sistemi, tekli ve çoklu frekans analizi için uygundur. Bilgisayara kaydedilen işaret bileşenlerinin faz verileri hesaplanır. Ölçüm düzenine göre sadece tek frekans için 40x40 piksel konumu taranır ve her frekans için 1600 faz değeri elde edilir. Faz değerleri

kullanılarak ön görüntü matrisleri oluşturulur. Elde edilen ön görüntü matrisleri dairesel istatistik analizlerinde kullanılarak mikrodalga görüntüler elde edilir.

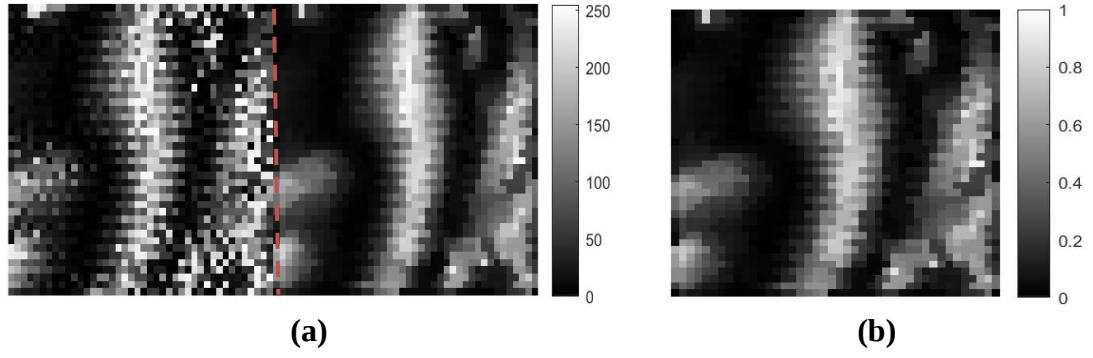


Şekil 4.6. Gerçek kemik ölçüm senaryosu; **a)** Görüntüleme alanı; **b)** Donanım bileşenleri

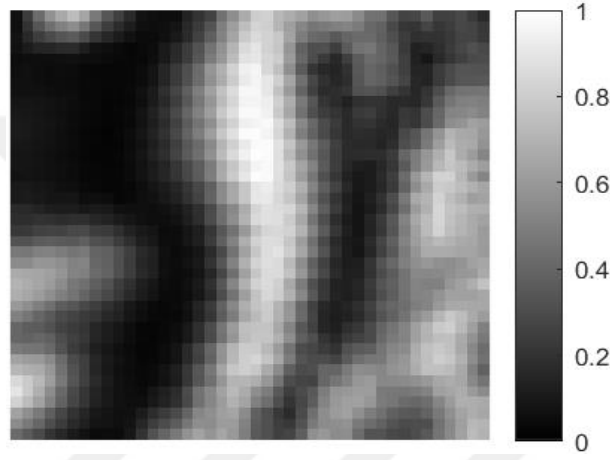
Kemiğe ait 2.4 GHz’de yeniden oluşturulmuş mikrodalga ham görüntü Şekil 4.7’de gösterilmektedir. Daha iyi hedef tespiti için bu ilk görüntünün iyileştirilmesi gerekmektedir. Bu amaçla ilk görüntü üzerinde görüntü işleme algoritmaları ve filtreleme yöntemleri uygulanmalıdır. Görüntüleme prosedürüne göre K-means sınıflandırma algoritması uygulanır ve sonuç gri tonlamalı görüntüye dönüştürülür. Gri seviyeli görüntüler Şekil 4.8’de gösterilmiştir. Daha sonra bu gri tonlamalı görüntüler üzerinde uyarlamalı eşikleme algoritması ve medyan filtreleme yapılır. Sonuç Şekil 4.9’da gösterilmiştir. Son olarak görüntü segmentasyonu ve OTSU tabanlı filtreleme uygulanmış ve sonuç Şekil 4.10a ve b’de gri tonlu ve renkli olarak gösterilmiştir.



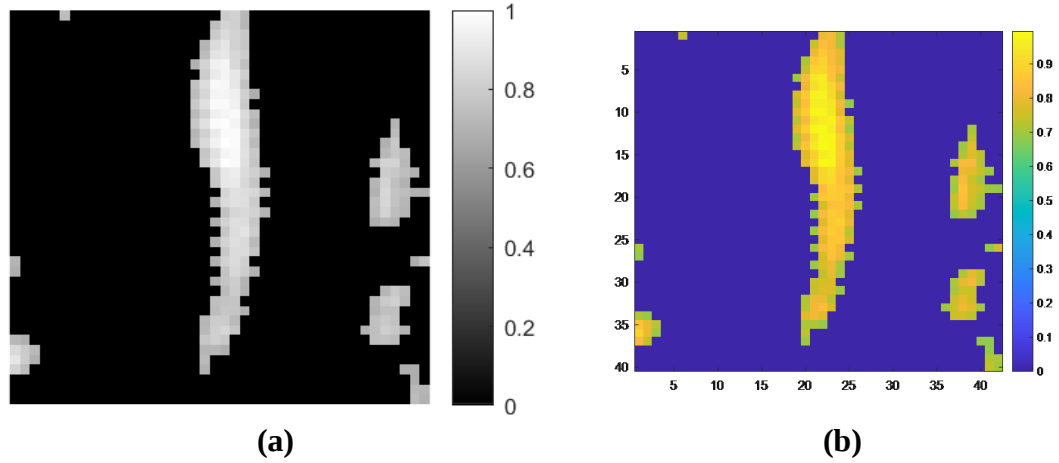
Şekil 4.7. 2.4 GHz’de elde edilen mikrodalga ham görüntü



Şekil 4.8. Gri tonlamalı görüntüler; **a)** Gri tonlamalı görüntü ve filtrelenmiş görüntü; **b)** Yeniden ölçeklenmiş filtrelenmiş görüntü



Şekil 4.9. Uyarlamalı eşikleme ve medyan filtre işlemi sonucu

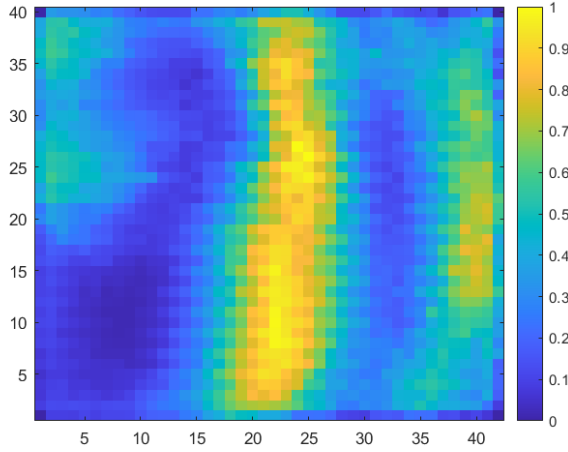


Şekil 4.10. Tekli frekans görüntü sonucu; **a)** Bölümlere ayrılmış ve filtrelenmiş görüntü; **b)** Renkli sonuç

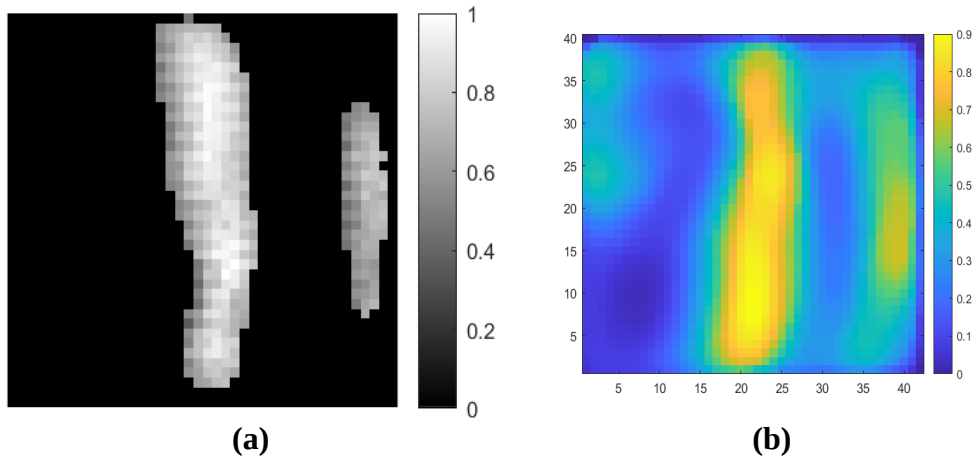
Elde edilen sonuçlara göre kemik dokusu görüntüleme alanının merkezinde gerçek ölçümlere göre yatay ve düşey ekseninde yaklaşık %2 hata ile tespit edilmiştir. Şekillere göre kemiğin fiziksel şekli görüntünün merkezinde net olarak gözlemlenmektedir.

- **Çoklu frekans sonuçları**

Daha önce bahsedildiği gibi, çoklu frekans verileri görüntü çözünürlüğünü ve kontrastı iyileştirerek hedef tespitini kolaylaştırır. Daha iyi bir sonuç elde etmek için çoklu frekans verileri üzerinde görüntü yeniden elde etme ve işleme algoritmaları uygulanmıştır. Çoklu frekans kullanarak rekonstrükte edilmiş ham mikrodalga görüntü Şekil 4.11'de gösterilmiştir. Bu çoklu frekans görüntüsü 1-2 ve 2-3 GHz frekans bölgesindeki işaretlerin tutarlı şekilde toplanması ile elde edilmiştir. Bazı görüntü işleme algoritmalarından sonra, çoklu frekans mikrodalga görüntünün nihai sonucu Şekil 4.12'de gösterilmiştir. Bu sonuç, Şekil 4.7'de gösterilen tek frekanslı görüntü ile karşılaştırıldığında, çok frekanslı görüntünün daha kaliteli bir görüntüye sahip olduğunu teyit etmektedir. Çoklu frekans verileri kullanılarak hedefin görünürlüğü önemli ölçüde iyileştirilir. Ek olarak, tek frekanslı ve çok frekanslı görüntüleri matematiksel olarak karşılaştırmak için performans metrikleri hesaplanmıştır. Karşılaştırma sonucu Çizelge 4.1'de verilmiştir. Çizelgeye göre çoklu frekans verileri kullanılarak elde edilen görüntülerin performans metrikleri daha yüksektir.



Şekil 4.11. Çoklu frekans verileri kullanılarak elde edilmiş mikrodalga görüntü



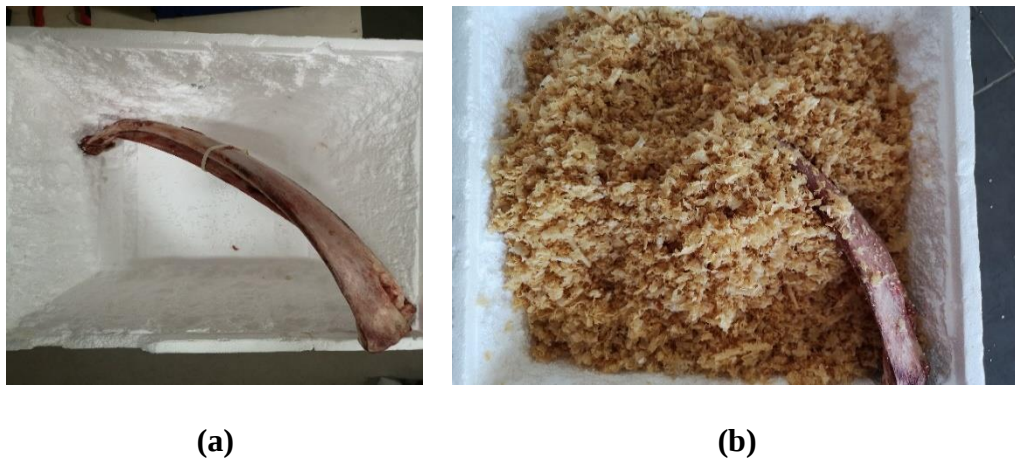
Şekil 4.12. Çoklu frekans görüntü sonucu; **a)** Çoklu frekans kullanılarak bölümlere ayrılmış ve filtrelenmiş görüntü; **b)** Renkli sonuç

Çizelge 4.1. Performans testi sonuçları

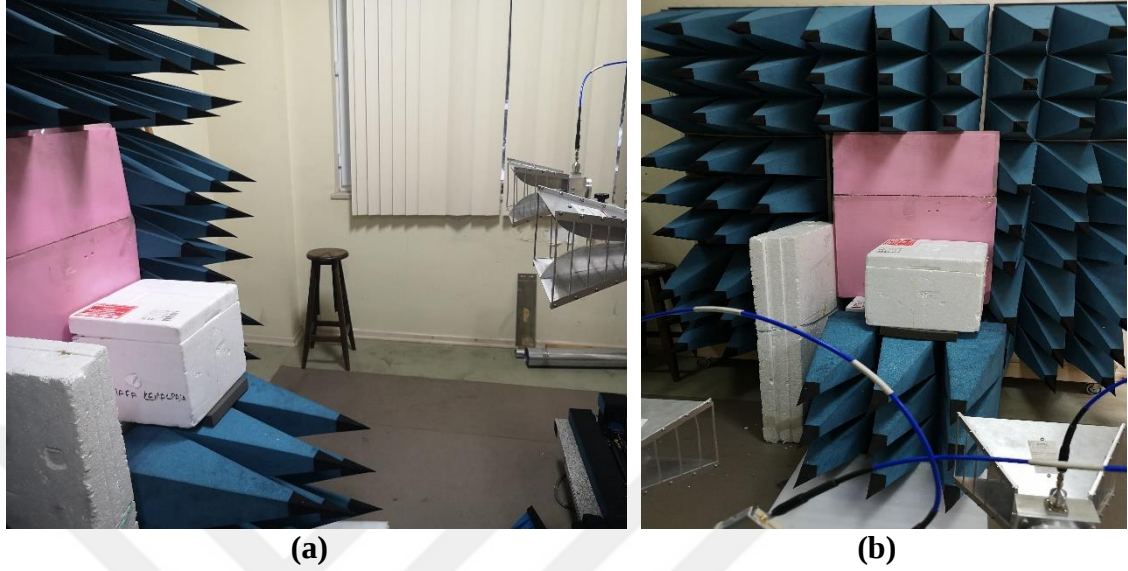
Performans Metrikleri	Tekli frekans	Çoklu frekans
Ortalama FFT	1.64	0.16
SNR	9.70	10.74
SCR	9.77	12.14
Kontrast (CTR)	7.17	9.75

4.1.4. Gömülü kemik dokusu ölçümleri

Bu kısımda gerçek kemik dokusunun gömülü ortamda elde edilen mikrodalga görüntüleri verilmiştir. Şekil 4.13a ve b’de görüldüğü gibi ölçümlerde kullanılan C şeklinde eğimli kemiğin bir uçtan diğer uca mesafesi 45cm olup kalınlığı yaklaşık 4cm’dir. C şekilli kemiğin gerçek yönelim açısı yaklaşık 42.5°’dir. Eğimli yapıdaki gerçek kemik dokusu nemlendirilmiş talaş içerisine Şekil 4.14a ve b’de görüldüğü gibi gömülerek ölçümler gerçekleştirilmiştir. Talaş ilk önce mikrodalga fırında kurulmuş ve sonra %40 oranında nemlendirilmiştir.

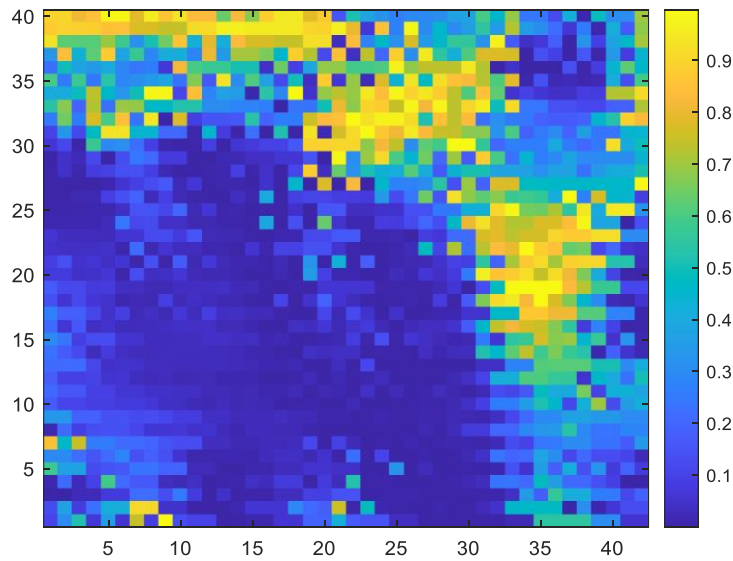
**Şekil 4.13.** Eğimli kemik dokusu; **a)** Uzunluk; **b)** Kalınlık**Şekil 4.14.** Eğimli kemik ölçüm düzeninin hazırlanması; **a)** Boş köpük kutu ve kemik; **b)** Talaş ile doldurulmuş kutu

Eğimli kemik, talaşla beraber köpük kutunun içerisine tamamen gömülerek görüntüleme alanının tam merkez konumuna yerleştirilmiştir. Ölçüm düzeni Şekil 4.15a ve b’de gösterilmiştir.

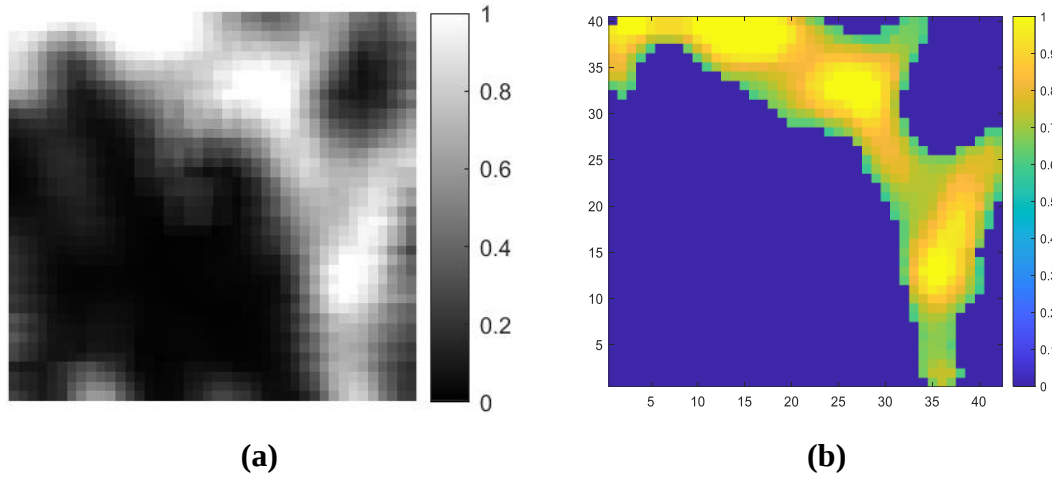


Şekil 4.15. Eğimli kemik ölçümleri; **a)** Yandan görünüm; **b)** Karşıdan görünüm

Eğimli kemik dokusuna ait 1.5 GHz’de elde edilen mikrodalga ham görüntü Şekil 4.16 ve görüntü işleme sonuçları Şekil 4.17a ve b’de verilmiştir. Şekle göre mikrodalga ham görüntüde C şekilli eğimli yapının genel şekli izlenmektedir. Eğim açısının hesaplanabilmesi için görüntünün görüntü işleme teknikleri ile çözünürlük ve kontrast değerlerinin artırılması gerekmektedir. Görüntü işleme adımları sonucu elde edilen gri tonlamalı görüntü ve segmente edilmiş mikrodalga görüntü sırasıyla Şekil 4.17a ve b’de gösterilmiştir.

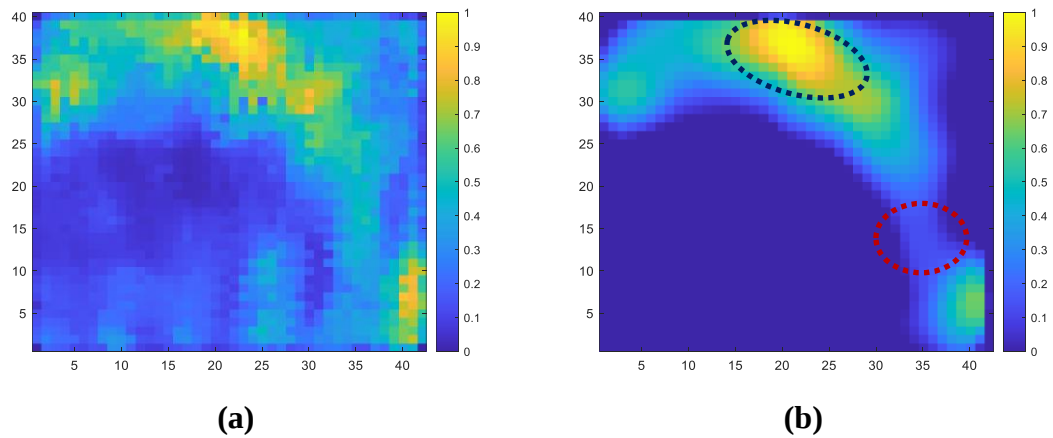


Şekil 4.16. Eğimli kemik dokusuna ait 1.5 GHz’de elde edilen ham mikrodalga görüntü



Şekil 4.17. Mikrodalga görüntü; **a)** Gri görüntü; **b)** Segmentasyon işlemi sonucu

Görüntülerde düşük frekans bileşenleri her zaman daha yoğun olup görüntülenen alanla ilgili genel bilgiler içerir. Yüksek frekans bileşenleri ise detayları içermektedir. C şekilli yapının yönelim açısı hesabının daha net yapılabilmesi için çoklu frekans analizi yapılmıştır. Eğimli kemik için yukarıda belirtilen analizlerin hepsi çoklu frekans bölgesinde yapılarak rekonstrükte edilmiş yeni görüntü Şekil 4.18a'da verilmiştir. Mikrodalga ham görüntüye uygulanan görüntü işleme prosedürlerinden sonra Şekil 4.18b'deki görüntü oluşturulmuştur. Elde edilen görüntüler 1-3 GHz frekans bölgesi aralığında elde edilmiştir. Tekli ve çoklu frekans görüntülere ait performans ölçüm sonuçları Çizelge 4.2'de verilmiştir. Tabloya göre çoklu frekanslarda önemli ölçüde performans iyileştirmesi sağlanmıştır. İkinci bölümde anlatıldığı gibi frekans arttıkça dalga boyu kemik yarıçapı ile karşılaştırılabilir duruma gelmekte ve Şekil 3.6'daki grafiğe göre silindirik şeklin yarıçapının dalga boyuna oranı artmakta ve saçılma genişliği artmaktadır. Buna göre yüksek frekanslarda saçılmanın artması ile çok güçlü ters çevirme algoritmalarına ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle gömülü ortamda bulunan kemik için saçılma olayı hava ortamı sonuçlarına göre çok daha fazla olmaktadır. Düşük frekansta Şekil 4.17b'de eğimli kemik parçasının sadece ana şekli kabaca izlenirken Şekil 4.18b'deki görüntü ise daha fazla detaya sahiptir. Şekil 4.18b'ye göre kemiğin kalınlaştığı (siyah daire) ve inceldiği (kırmızı daire) yerlerdeki detaylar görülebilir durumdadır.

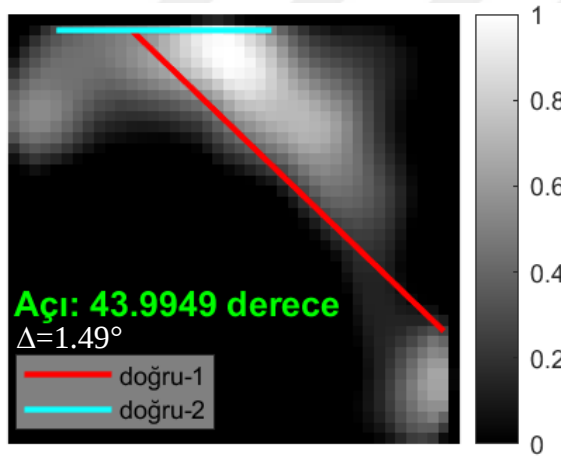


Şekil 4.18. 1-3 GHz aralığında çoklu frekans sonuçları; **a)** Mikrodalga görüntü; **b)** Görüntü işleme sonucu

Çizelge 4.2. C şekilli gömülü kemik dokusuna ait performans ölçümleri

Performans Metrikleri	Tekli frekans	Çoklu frekans
Ortalama FFT	2.04	0.46
SNR	6.70	13.74
SCR	9.21	12.24
Contrast (CT)	8.65	13.33

Daha önce de belirtildiği gibi bu tezin ikinci amacı mikrodalga görüntüler elde edildikten sonra ortopedik amaçlı yönelim açısının belirlenmesiydi. Bu kapsamda, gömülü durumdaki eğimli kemik yapısının genel şekli ve konumu çıkarıldıktan sonra ortopedik amaçlı olarak kemiğin sahip olduğu yönelim açısı algoritma ile otomatik olarak hesaplanmıştır. Algoritma iki farklı hesaplamayı kaskat olarak gerçekleştirmektedir. Algoritma ilk olarak RGB görüntüyü gri tonlu görüntüye dönüştürdükten sonra kenar algılama teknikleri ile görüntü üzerinde düz doğru şekillerini tespit ederek bunları düz bir çizgi ile belli etmektedir. İkinci olarak, belirlenen düz doğrular arasındaki açıyı otomatik olarak hesaplayarak eğrilik derecesini bulmaktadır. Talaş içinde gömülü durumdaki C şekilli eğri kemik dokusuna ait yönelim açısı hesabı Şekil 4.19’da gösterilmiştir. Yönelim açısı gerçek ölçümlere göre yaklaşık %3.5 hata oranı ile belirlenmiştir.

**Şekil 4.19.** Gömülü ve eğri kemik dokusuna ait yönelim açısı hesabı

Elde edilen görüntü ve sonuçlara göre bu tezin başlangıçta belirtilen iki nihayi hedefine ulaşılmıştır. Öncelikle, gömülü kemik dokusunu ölçmeden önce görüntüleme sisteminin test ve validasyonu için hava ortamında çeşitli türden malzemelerin ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Bulgular ve tartışma bölümünde belirtildiği üzere görüntüleme sistemi başarılı şekilde görüntüleri elde etmiştir. Daha sonra, gömülü kemik dokusunun düşük güçlü, iyonize olmayan işaretler ile mikrodalga bölgede görüntülenmesi yapılmış ve elde edilen görüntüler üzerinde yönelim açısı hesabı yapılmıştır. Gömülü kemik için çoklu frekansla elde edilen görüntülere ait performans metrikleri yüksek değerlerde olup yönelim açısı hesabı gerçek ölçüme kıyasla minimum hata ile belirlenmiştir.

Gömülü ortamda elde edilen mikrodalga görüntüler ve düşük hata oranı ile hesaplanan yönelim açısı tezde sunulan görüntüleme tekniğinin klinik-öncesi ortopedik görüntüleme amacıyla kullanılabileceğini göstermektedir. Tasarlanan görüntüleme sistemi kemik dokusuna ilişkin ihtiyaç duyulan temel görüntüleme özelliğine sahip olup sistem skolyoz hastalığının sürekli takibinde kullanılabilir. Ek olarak, çoklu frekans uygulaması ile görüntü kalitesi iyileştirilerek yönelim açısı hesabı minimum hata aralığında hesaplandı.

Ancak görüntüleme sisteminin iyileştirilmesi ile ilgili yapılabilecek bazı düzenlemeler bulunmaktadır. Görüntü çözünürlüğünün daha da artırılması gelecekte yapılabilecek işler arasında bulunmaktadır. Yüksek çözünürlük daha yüksek frekans bileşenlerinin kullanılmasını gerektirmektedir. Özellikle gömülü ortamda yüksek frekans bileşenleri çok fazla çoklu saçılma olayına maruz kalmakta ve işaret tespiti zorlaşmaktadır. Yüksek frekansta elde edilen işaretlerden saçılma ters işleme algoritması ile görüntü elde etmek zorlaşmaktadır. Bu durum teze ait materyal ve metod bölümünde anlatılan ve Şekil 3.6'da belirtilen sonucu destekler niteliktedir. Saçılma genişliğinin fazla olması çoklu saçılmaya uğrayan işaretin rastgeleliğini arttırmakta ve işaret tespitini zorlaştırmaktadır. Yüksek frekanstaki sinyal bileşenlerini işleyebilmek ve görüntü oluşturma süresini kısaltmak için çoklu frekansta seçilecek tekil frekans sayısı ile ilgili optimum koşullarda çalışan bir algoritma tasarlanabilir. Böylelikle minimum tekil frekans sayısı ile maximum görüntü verimliliğine ulaşılabilen algoritma geliştirilebilir.

İnsan vücudunun üzerine düşen elektromanyetik dalganın enerji dağılımını değiştirip dalgayı depolarize ederek yansıttığı, saçtığı veya ilettiği bilinen bir gerçektir. Meydana gelen bu değişim insan vücudunun fiziksel (temas alanı ve kalınlığı) ve kimyasal (deri, hormonlar, kan ve kan molekülleri) özellikleri ile ilintilidir (Mengüç 2018). Özellikle gerçek insan deneyleri sırasındaki kemik tespitinde deri, kan damarları ve kas dokusu kaynaklı saçılmalar sadece kemik dokusundan gelen işaret bileşenlerini bozabilmektedir. İnsan deneylerinde en büyük saçılma kaynağı su molekülleridir. Deri ve kas yaklaşık %70-80, kan %50 oranında su içerirken kemik dokusu ise %20-25 oranında su içermektedir. Kemik dokusunda su moleküllerinden kaynaklı saçılma görece az olsa da diğer biyolojik doku ve yapılardan kaynaklı saçılmanın fazla olması beklenmektedir. Dolayısıyla kapalı ortamda kemik ile ilgili yapılan ölçümlerde saçılmış yüksek frekans işaret bileşenlerinin tespiti için yeni method ve tekniklerin kullanılması gerektiği açıktır.

Görüntüleme sistemi tüm görüntüleme alanına ait işaretleri toplamak için tarama sistemi kullanmaktadır. Tarama sisteminin hassasiyetinin artırılması ve daha hızlı çalışmasının sağlanması gelecekte yapılabilecek işler arasındadır. Ayrıca tarama sistemine entegre edilmiş antenlerin değişik konfigürasyonlarda kullanılması ile hedefin farklı düzlemlerde görüntülerinin elde edilmesi mümkündür. Uzaysal (açısal) çözünürlüğün artırılması ile detaylı iki boyutlu veya üç boyutlu mikrodalga görüntüler elde edilebilir.

5. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında düşük güçlü ve iyonize ışıma etkisi olmayan EM dalgalar kullanılarak ortopedik amaçlı olarak radar tabanlı yakın alan mikrodalga görüntüleme sistemi tasarlanmıştır. Tasarlanan sistem donanım ve yazılım bileşenlerinden oluşmakta ve kompakt bir yapıya sahiptir. Sürekli takip ve izlem için uygundur. Sistem, yazılım bileşenine entegre edilen algoritma ile elde edilen ortopedik mikrodalga görüntüler üzerinden yönelim (eğim) açısı hesabını otomatik şekilde yapmaktadır.

Ortopedik görüntülemede kemik şeklinin ve skolyozun varlığının ortaya konması çeşitli radyolojik incelemeler vasıtası ile gerçekleştirilmektedir. Çeşitli açılardan çekilen ve iyonize ışın içeren x-ray grafipleri, ilk olarak başvuru alan görüntüleme yöntemidir. Hekim tarafından gerekli görülmesi halinde tanısal amaçlı olarak MRG ve BT gibi diğer görüntüleme yöntemleri de kullanılabilir. Bu incelemelerde kemik yönelimi veya omurganın eğriliğinin derecesi (skolyoz) değerlendirilmekte ve eğrilik derecesi görüntüler üzerinden el ile hesaplanmaktadır. Eğrilik derecesi belirlendikten sonra hastalığın tedavisi de bu dereceye ve belirtilere göre planlanmaktadır. Tedavi süreci devam ederken de ilk belirlenen eğrilikte artış olup olmadığının anlaşılması ve tedavi sürecinin kontrol edilebilmesi için hastaların düzenli olarak kontrole gitmesi gerekmektedir. Bu kısımda 2 temel sorun ortaya çıkmaktadır. Bunlardan birincisi; tedaviye karar verilmesinde ve tedavi sürecinin kontrol edilmesinde eğrilik derecelerinin sıklıkla takip edilmesi gerekmektedir. Hastanın kısa aralıklar ile görüntülerinin alınması gerekmektedir. Ancak konvansiyonel görüntüleme yöntemlerinde hastanın devamlı olarak radyasyona maruz kalması olumsuz bir durumdur. Böylece hastalarda kanser riski doğal olarak artmaktadır. İkincisi ise; kemik şekil bozukluklarının, açısının ve skolyoz derecesinin doktor tarafından görüntü üzerinde el ile ölçülüyor olmasıdır. Bu durum kişiye özel hata oranı ile birlikte yüksek eğrilik derecelerinin hesaplanmasına sebep olmaktadır.

Bu tezde elde edilen sonuçların yukarıda belirtilen iki önemli soruna başlangıç aşamasında çözüm sunması beklenmektedir. Bunlardan ilki; günümüzde kullanılan X-ışını görüntüleme, BT, MGF yüksek çözünürlüklü görüntüler vermesine rağmen sürekli görüntüleme açısından uygun değildir. Çünkü bu görüntüleme yöntemleri yüksek güçlü iyonize ışıma kullanmaktadır. Ayrıca konvansiyonel görüntüleme cihazları görece büyük, kompleks cihazlardır ve ölçüm için izole odalara, eğitilmiş personele ihtiyaç duymaktadırlar. Önerilen görüntüleme sistemi minyatür yapıda olup özel ekipmanlara veya uzman personele ihtiyaç duymamaktadır. Önerilen görüntüleme sistemi başlangıç olarak yüksek çözünürlüklü görüntüler elde etmeyi amaçlamamıştır. Sadece ortopedik olarak anlamlı ve çıkarım yapılabilecek kalitede ham mikrodalga görüntüler elde etmeyi amaçlamıştır. Bu sebeple, tezde elde edilen son mikrodalga görüntüler günümüzde kullanılan görüntüleme sistemleri ile benzer çözünürlükte olan görüntüler değildir. Yüksek güçlü ve iyonize edici ışıaretler kullanmadan elde edilen görüntülerde hem gömülü hemde gömülü olmayan kemik dokularının genel hat ve şekillerinin tespiti gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre sistemin başlangıç olarak ortopedik görüntüleme amaçlı kullanılabileceği düşünülmektedir. İkincisi ise görüntüleme sistemine entegre edilen algoritma ile kemik deformitelerinin ve skolyoz yönelim açılarının bilgisayar tarafından otomatik olarak hesaplanıyor olmasıdır. Böylece manuel hesaplamaya ihtiyaç olmadan minimum hata oranı ile eğrilik derecesi belirlenebilmektedir. Ölçümler operatör bağımlı olmayıp ve geçmiş ölçümler ile tutarlı

olacaktır.

Sonuç olarak önerilen görüntüleme sistemi ortopedik amaçlı olarak mikrodalga bölgede düşük güçlü ve iyonize olamayan işaretler ile görüntüleme yapmaktadır. Kullanılan işaretler gereği sürekli görüntüleme ve takip için uygun olup incelenen nesne üzerinde herhangi bir olumsuz etkisi bulunmamaktadır. Bu sebeple sürekli takip ve izlem gerektiren ortopedik şekil bozukluklarının tedavisinde başlangıç olarak kullanılmaya uygundur. Ayrıca sistemin düzensiz şekilli kemiklerin yönelim açısını otomatik olarak tespit edebiliyor olması önemli sonuç çıktıları arasındadır. Önerilen görüntüleme sistemi ile insan vücudundaki implantların şekilsel durumları da görüntülenebilecektir.

Gelecekte konu ile ilgili yapılacak çalışmalarda görüntü çözünürlüğünün arttırılması ile ilgili yeni methot ve yaklaşımlar üzerinde durulması planlanmaktadır. Ayrıca görüntü tarama konseptinin değiştirilmesi ile açısız çözünürlüğün arttırılarak üç boyutlu görüntülerin eldesi üzerinde çalışmaların yapılması düşünülmektedir. Yapay zeka ve makine öğrenmesi algoritmalarının çalışmalara dahil edilerek nesne tespiti ve görüntü kalitesinin arttırılması da ileride yapılabilecek çalışmalar arasındadır.

6. KAYNAKLAR

- Abbak, M., Akıncı, M. N., Ertay, A. O., Özgür, S., & Işık, C. (2017). Wideband compact dipole antenna for microwave imaging applications. *IET Microwaves, Antennas and Propagation*, 11(2), 265-270.
- Abubakar, A., Van den Berg, P. M., & Semenov, S. Y. (2004). A robust iterative method for Born inversion. *IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.*, 42(2), 342-354.
- Akdemir, K. Ü. (2018). *Building of Cloudiness Map with Fisheye Camera for Optical Observatory*. MSc Thesis, Akdeniz University, Antalya 49 p.
- Akdoğan, V., Özkaner, V., Alkurt, F. Ö., & Karaaslan, M. (2022). Theoretical and experimental sensing of bone healing by microwave approach. *International Journal of Imaging System and Technology*, 1-7. doi:10.1002/ima.22775.
- Alkhodari, M., Zakaria, A., & Qaddoumi, N. (2022). Using prior information to enhance microwave tomography images in bone health assessment. *BioMedical Engineering OnLine*, 21(8), 1-22. doi: 10.1186/s12938-021-00966-5.
- Amartansh, D., Xudong, C., & Ross, M. (2022). A New Correction to the Rytov Approximation for Strongly Scattering Lossy Media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 70(11), 10851-10864. doi:10.1109/TAP.2022.3188367.
- Amdaouch, I., & Aghzout, O. (2019). Confocal microwave imaging algorithm for breast cancer detection based on a high directive corrugated vivaldi antenna pulses. *2019 International Conference on Wireless Technologies, Embedded and Intelligent Systems (WITS)*, 1-5. doi:10.1109/WITS.2019.8723680.
- Amin, B., Shahzad, A., Crocco, L., Wang, M., O'Halloran, M., González-Suárez, A., & Elahi, M. A. (2021). A feasibility study on microwave imaging of bone for osteoporosis monitoring. *Med Biol Eng Comput*, 925-936. doi:10.1007/s11517-021-02344-8.
- Aslanyürek, B., Sahintürk, H., & Çayören, M. (2014). Microwave Imaging of a Slightly Varying 2-D Conducting Object Through Generalized Impedance Boundary Conditions. *IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters*, 11(11), 1851-1855. doi:10.1109/LGRS.2014.2311837.
- Asok, A. O., Nath, G., & Dey, S. (2022). Non-invasive breast tumor detection with antipodal Vivaldi antenna using monostatic approach. *International Journal of RF and Microwave Computer-aided Engineering*, 1-14. doi: 10.1002/mmce.23539.
- Aydın, E., & Karacaoğlu, S. (2020). Reference Breast Phantoms for Low-Cost Microwave Imaging. *TEHNIČKI Glasnik*, 14(4), 411-415.
- Balanis, C. A. (2012). *Advanced Engineering of Electromagnetics*. United States of America: John Wiley & Sons, Inc., 981 p.
- Berens, P. (2009). CircStat: A MATLAB Toolbox for Circular Statistics. *Journal of Statistical Software*, 31(10), 1-21.

- Calero-Castro, F., Pereira, S., Laga, I., Villanueva, P., Suarez-Artacho, G., Cepeda-Franco, C., Padillo-Ruiz, J. (2023). Quantification and Characterization of CTCs and Clusters in Pancreatic Cancer by Means of the Hough Transform Algorithm. *International Journal of Molecular Sciences*, 24(5), 1-15. doi:https://doi.org/10.3390/ijms24054278.
- Celik, A., Kurt, M., & Helhel, S. (2018). Mikrodalga görüntüleme uygulamaları için bir düzlemsel dikdörtgenmonopol anten tasarımı ve optimizasyonu. *Dicle Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, 9(1), 1-12.
- Celik, A., Kurt, M., & Helhel, S. (2019). An Experimental Performance Investigation of an Ultra-Wideband Directional Antenna in the Microwave Imaging of Breast Cancer Tumor. *Applied Computational Electromagnetics Society Journal*, 34(10), 1549-1460.
- Dvorsky, M., Qaseer, T. A., & Zoughi, R. (2020). Detection and Orientation Estimation of Short Cracks Using Circularly Polarized Microwave SAR Imaging. *IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*, 69(9), 7252-7263.
- Fear, E. C., Li, X., Hagness, S. C., & Stuchly, M. A. (2002). Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Localization of Tumors in Three Dimensions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(8), 812-821.
- Frezza, F., Mangini, F., & Tedeschi, N. (2018). Introduction to electromagnetic scattering: tutorial. *Journal of the Optical Society of America A*, 163-173. doi:https://doi.org/10.1364/JOSAA.35.000163.
- Fricker, H. A. (2009). Lecture 7: Propagation, Dispersion and Scattering. *Satellite Remote Sensing* (p. 1-32). New York: ESA, NASA.
- Gabriel, S., Lau, R., Gabriel, C. (1996). The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine & Biology*, 41(11), 2271-2293. doi: 10.1088/0031-9155/41/11/003
- Gilmore, C., Mojabi, P., Zakaria, A., Ostadrahimi, M., Kaye, C., Noghanian, S., LoVetri, J. (2010). A Wideband Microwave Tomography System With a Novel Frequency Selection Procedure. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 894-904.
- Golnabi, A. H., Meaney, P. M., Geimer, S., Zhou, T., & Paulsen, K. D. (2011). Microwave tomography for bone imaging. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, (s. 956-959). Chicago: IEEE. doi:10.1109/ISBI.2011.5872561.
- Grami, A. (2016). *Introduction to Digital Communications*. London: Academic Press. 587 p.
- Gregson, S., McCormick, J., & Parini, C. (2007). Principles of Planar Near-Field Antenna Measurements. *The Institution of Engineering and Technology*, London, 102 p.
- He, G., & Wang, M. (2022). Research on Lane Detection Algorithm Based on Wavelet Analysis and Hough Transform. *IEEE 21st International Conference on Ubiquitous Computing and Communications (IUCC/CIT/DSCI/SmartCNS)* (s. 280-287). Chongqing, China: IEEE. doi:10.1109/IUCC-CIT-DSCI-SmartCNS57392.2022.00052.

- Janjić, A., Yilmaz, T., Çayören, M., Akduman, I., & L. Crocco. (2020). Monitoring tumor response during chemotherapy treatment with Microwave Imaging. *14th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, (s. 1-4). Copenhagen.
- Joselin, J., Vanaja, S., Krishnan, R., Avinash, V., Aruna, D., & Harini, D. (2020). Novel Directional Antennas for Microwave Breast Imaging Applications. *International Conference on Smart Electronics and Communication*. Trichy.
- Karaçuha, H., & Helhel, S. (1995). Ters Saçılma Problemine Yeni Bir Yaklaşım. *Elektrik Elektronik Mühendisliği 6. Ulusal Kongresi*, 1, s. 578-581.
- Karaçuha, H., Helhel, S., & Gülgönül, Ş. (1995). Ters Saçılma Problemlerinde Born Yaklaşımı ile Elde Edilen Eksik Verilerin Ramm Fonksiyonu Yardımıyla Analitik Devamı. *Elektrik Elektronik Mühendisliği 6. Ulusal Kongresi*, 1(1), s. 589-593.
- Khalesi, B., Khalid, B., Ghavami, N., Raspa, G., Ghavami, M., Dudley-McEvoy, S., & Tiberi, G. (2022). A Microwave Imaging Procedure for Lung Lesion Detection: Preliminary Results on Multilayer Phantoms. *Electronics*, 1-10.
- Khalesi, B., Sohani, B., Ghavami, N., Ghavami, M., Dudley, S., & Tiberi, G. (2020). Free-Space Operating Microwave Imaging Device for Bone Lesion Detection: A Phantom Investigation. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 19(12), 2393-2397. doi: 10.1109/LAWP.2020.3034039.
- Kurnaz, O. (2012). *Detection of Metals Embedded in Non-conductive Material*. MSc Thesis, Akdeniz University, Electrical and Electronics Engineering, Antalya, 67 p.
- Li, S., Fear, E., & Curiel, L. (2020). Breast Tissue Mimicking Phantoms for Combined Microwave and Ultrasound Imaging. *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. Las Vegas.
- Meaney, P. M., Goodwin, D., Golnabi, A., Pallone, M., Geimer, S., & Paulsen, K. D. (2012). 3D Microwave Bone Imaging. *6th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, (ss.1770-1771), Prague, doi:10.1109/EuCAP19398.2012.
- Mengüç, E. (2018). *Modelling Of Glucose Level in Living Biological Tissues by Using Optics De-Polarization Relationship*. MSc Thesis, Akdeniz University, Antalya, 140 p.
- Mudanyalı, O., Yıldız, S., Semerci, O., Yapar, A., & Akduman, I. (2008). A Microwave Tomographic Approach for Nondestructive Testing of Dielectric Coated Metallic Surfaces. *IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters*, 5(2), 180-184.
- Nikolova, N. K. (2011). Microwave Imaging for Breast Cancer. *IEEE Microwave Magazine*, 78-94. doi: 10.1109/MMM.2011.942702.
- Ölçer, İ. (1995). *Inverse Synthetic Aperture Radar Imaging*. PhD Thesis, Istanbul Technical University, Istanbul, 90 p.
- Rani, S., Chakravarty, S., Chowdhury, A., Khasnobish, A., Kumar, A. A., Chakravarty, T., & Pal, A. (2022). A Novel Inverse SAR Microwave Imaging Technique using Ultra Wideband Pulsed Radar. *2022 30th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, (s. 1891-1895). Belgrade.

- Reza, A. K., Ravan, M., Khalatpour, A., & Nikolova, N. K. (2011). Three-Dimensional Near-Field Microwave Holography Using Reflected and Transmitted Signals. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 59(12), 4777-4789. doi: 10.1109/TAP.2011.2165496.
- Rokunuzzaman, R. (2019). *Microwave Antennas for Biomedical Applications*. Malaysia: School of Engineering, RMIT University.
- Salvador, S. M., Fear, E. C., Okoniewski, M., & Matyas, J. R. (2009). Microwave Imaging of the Knee: on Sensitivity, Resolution and Multiple Tears Detection. *13th International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics and the Canadian Radio Sciences Meeting*, 1-4.
- Santos, K. C., Fernandes, C. A., & Costa, J. R. (2022). Feasibility of Bone Fracture Detection using Microwave Imaging. *IEEE Open Journal of Antennas and Propagation*, 1-12.
- Semenov, S. Y., Bulyshev, A. E., Abubakar, A., Posukh, V. G., Sizov, Y. E., Souvorov, A. E., Williams, T. C. (2005). Microwave-Tomographic Imaging of the High Dielectric-Contrast Objects Using Different Image-Reconstruction Approaches. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 53(27), 2284-2294.
- Semenov, S. Y., Bulyshev, A. E., Souvorov, A. E., Svenson, R. H., Sizov, Y. E., Borisov, V. Y., Tatsis, G. P. (1998). Microwave tomography: Theoretical and experimental investigation of the iteration reconstruction algorithm. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 46(2), 133-141.
- Sharma, P., Kumar, B., Singh, D., & Gaba, S. P. (2017). Critical Analysis of Background Subtraction Techniques on Real GPR Data. *Defence Science Journal*, 67(5), 559-571. doi: 10.14429/dsj.67.10048.
- Shea, J. D., Kosmas, P., Hagness, S. C., & Veen, B. D. (2010). Three-dimensional microwave imaging of realistic numerical breast phantoms via a multiple-frequency inverse scattering technique. *Medical Physics*, 37(8), 4210-4226.
- Shumakov, D. S., & Nikolova, N. K. (2018). Fast Quantitative Microwave Imaging With Scattered-Power Maps. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 66(1), 439-449. doi: 10.1109/TMTT.2017.2697383.
- Shumakov, D. S., Beaverstone, A. S., & Nikilova, N. K. (2017). De-noising algorithm for enhancing microwave imaging. *The Journal of Engineering*, 2017(4), 72-76. doi:10.1049/joe.2016.0207.
- Silva, M. W., & Kretly, L. C. (2011). A New Concept of RAM-Radiation Absorbent Material: Applying corrugated surfaces to improve reflectivity. *International Microwave and Optoelectronics Conference Proceedings* (s. 556-560). Brazil: IEEE.
- Song, H., Sasada, S., Masumoto, N., Kadoya, T., & Okada, M. (2020). A Two-Stage Rotational Surface Clutter Suppression Method for Microwave Breast Imaging With Multistatic Impulse-Radar Detector. *IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*, 69(12), 9586-9598.

- Vispa, A., Sani, L., Paoli, M., Bigotti, A., Raspa, G., Ghavami, N., Tiberi, G. (2019). UWB device for breast microwave imaging: phantom and clinical validations. *Measurement*, 582-589. doi:<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.05.109>.
- Wang, L., Fang, S., Yang, Y., Liu, X., & Wang, M. (2023). A Feature-Level Fusion-Based Target Localization Method with the Hough Transform for Spatial Feature Extraction. *Remote Sensing*, 15(8), 1-18. doi:<https://doi.org/10.3390/rs15082121>.
- Wu, S., Wang, L., Zeng, X., Wang, F., Liang, Z., & Ye, H. (2022). UAV-Mounted GPR for Object Detection Based on Cross-Correlation Background Subtraction Method. *Remote Sensing*, 14(20), 1-20. doi:10.3390.
- Yiğit, E., Demirci, Ş., & Özdemir, C. (2022). Clutter removal in millimeter wave GB-SAR images using OTSU's thresholding method. *International Journal of Engineering and Geosciences*, 7(1), 43-48. doi:10.26833/ijeg.867467.
- Yilmaz, T., Ozsobaci, F. A., Alkan, N., & Akduman, I. (2019). In-vivo Microwave Dielectric Properties of Healthy and Carcinogenic Rat Nasal Tissues from 500 MHz to 6 GHz. *IEEE Conference on Antenna Measurements and Applications*. Bali.
- Yurduseven, O., Gollub, J. N., Trofatter, K. P., Marks, D. L., Rose, A., & Smith, D. R. (2016). Software Calibration of a Frequency-Diverse, Multistatic, Computational Imaging System. *IEEE Access*, 2488-2497. doi:10.1109/ACCESS.2016.2570678.

7. EKLER

7.1. VNA Kalibrasyonu

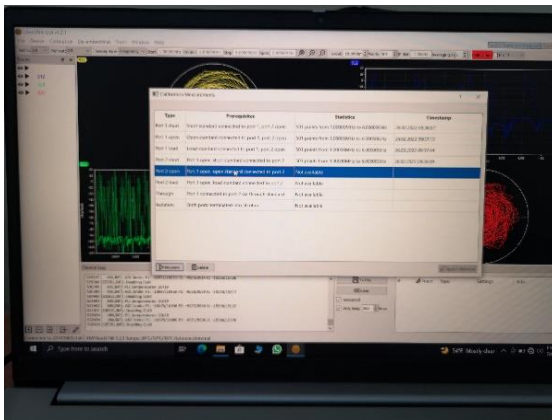
Bir RF vektör ağ analizörü olan VNA'yı kullanmadan önce, kablo uzunluklarının ve diğer belirsizliklerin ortadan kaldırılması için sistemin kalibre edilmesi gerekir. Test edilen cihazın ölçümleri VNA kullanılarak yapılmadan önce kablo, konektör vb. etkilerin ortadan kaldırılmasını sağlamak için sistematik kalibrasyona ihtiyaç vardır. Kalibrasyon, sonuçların belirlenen sınırlar içinde kalmasını sağlamak için herhangi bir test cihazı için önemli bir noktadır. Bir VNA'nın kalibrasyonu için kullanılabilecek birkaç teknik vardır. Bu tezde SOLT kalibrasyon tekniği kullanılmıştır. SOLT kısaltmasının standartları: Kısa, Açık, Yük, Geçiş kelimelerinin İngilizce karşılıklarıdır. Bu teknik VNA'yı kalibre etmenin en basit yollarından biridir. Kalibrasyonu kısa devre, açık devre, hassas yük (genellikle 50 ohm) ve doğrudan bağlantı gibi bilinen standartlarda gerçekleştirmek gereklidir. Kalibrasyon adımlarından bazıları Şekil 7.1'de gösterilmiştir. Şekil 7.1'de VNA, SOLT kalibrasyon direkt bağlantı yapısı, bilgisayar ekranındaki SOLT kalibrasyon arayüzü ve S₂₁ iletim parametrelerinin sonucu sırasıyla a, b, c ve d'de gösterilmektedir. Daha da önemlisi, bu tezde S₂₁ parametrelerinin kullanılması, S₂₁'in uygun şekilde kalibre edilmesini gerektirir. Şekil 7.1'de ve Şekil 7.2'ye göre sabit S₂₁ büyüklüğü ve faz değerleri tüm frekans bölgesinde (1-6GHz) elde edilmiştir. Bu da cihazlardan kaynaklanan ölçüm hatalarını en aza indirir.



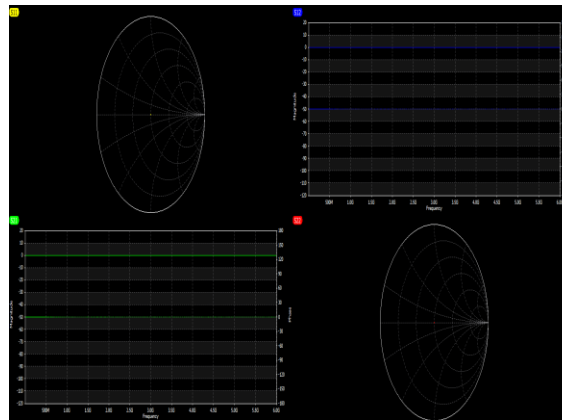
(a)



(b)

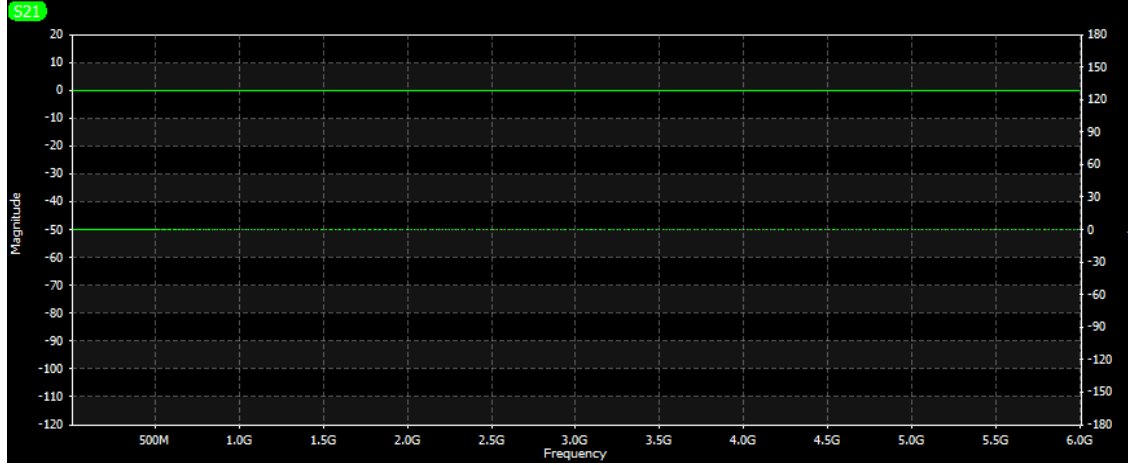


(c)



(d)

Şekil 7.1. VNA kalibrasyon basamakları; a) VNA; b) Kablo bağlantısı; c) Bilgisayar arayüzü; d) Sonuç



Şekil 7.2. S₂₁ kalibrasyon sonucu

Deneylerde kullanılan tarama sistemine ait adım motorlar Şekil 7.3a ve b’de gösterilmiştir. Şekil 7.3a kontrol devresini gösterirken, Şekil 7.3b motor bağlantı noktasını göstermektedir.



(a)



(b)

Şekil 7.3. Adım motorları; **a)** Kontrol ünitesi; **b)** Motor bağlantısı

ÖZGEÇMİŞ

ERCAN MENGÜÇ

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora	Akdeniz Üniversitesi
2018-2023	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2015-2018	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Lisans	İstanbul Teknik Üniversitesi
2005-2012	Mühendislik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği, İstanbul

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Yüksek Mühendis	T.C. Sağlık Bakanlığı
2012-Devam Ediyor	Teknik Hizmetler Sınıfı, Antalya

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1- E. Mengüç and S. Helhel, "Analyzing the Human Blood Glucose Level Trend (Up or Down) by Using Optical Polarization", Tehnički glasnik, vol.17, no. 1, pp. 8-13, 2023. [Online]. <https://doi.org/10.31803/tg-20210212112152>

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

- 1- E. Menguc, M. Eren and S. Helhel, “Preliminary Results of Near Field Microwave Imaging System for Dielectric Material,” *2023 PhotonIcs & Electromagnetics Research Symposium*, Prague, Czech Republic, 2023.
- 2- M. Eren, E. Menguc, and S. Helhel, “Investigation of Usage Possibility FMCW Radar for Non-destructive Corrosion Detection in Building Structures,” *2023 PhotonIcs & Electromagnetics Research Symposium*, Prague, Czech Republic, 2023.
- 3- E. Menguc and S. Helhel, “Relationship between Human Glucose Level and Optical De/Polarization Information in 600 nm–800 nm Wavelength Region,” *2019 PhotonIcs & Electromagnetics Research Symposium - Spring (PIERS-Spring)*, Rome, Italy, 2019, pp. 4343-4347, doi: 10.1109/PIERS-Spring46901.2019.9017823.
- 4- Mengüç E., Helhel S. (2018). *International Conference on Advanced Technologies, Computer Engineering and Science (ICATCES'18)*, May 11-13, 2018 Safranbolu, Turkey (ICATCES'18). (Özet Bildiri)