

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**BİYOFİZİK ANABİLİM DALI**

**DİFÜZ OPTİK TOMOGRAFİ SİSTEMİNDE SAYISAL**  
**GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİNİN**  
**GELİŞTİRİLMESİ VE TEST EDİLMESİ**

Yiğit Ali ÜNCÜ

DOKTORA TEZİ

2020-ANTALYA

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**BİYOFİZİK ANABİLİM DALI**

**DİFÜZ OPTİK TOMOGRAFİ SİSTEMİNDE SAYISAL  
GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİNİN  
GELİŞTİRİLMESİ VE TEST EDİLMESİ**

Yiğit Ali ÜNCÜ

DOKTORA TEZİ

**DANIŞMAN**  
**Prof. Dr. Murat CANPOLAT**

2020-ANTALYA

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca her konuda bana yardımcı olan, yol gösteren ve desteklerini esirgemeyen danışmanım Prof. Dr. Murat CANPOLAT'a;

Doktora eğitimim süresince desteklerinden dolayı Akdeniz Üniversitesi Biyofizik Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine ve tez çalışmamda her zaman bana yardımcı olan Bilgisayar Mühendisliği Öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi Taner DANIŞMAN'a;

Doktora tez çalışmamda ve akademik çalışmalarımda yanımda olan, her konuda bana yardımcı olan arkadaşlarım; Doç. Dr. Hasan ÖZDOĞAN'a, Öğr. Gör. Dr. Onur KARAMAN'a, Dr. Uğur DALAMAN'a, Arş. Gör. Tanju MERCAN'a, Gençay SEVİM'e, Deniz KARAÇAYLI'ya ve Erbay KONGU'ya;

Her zaman beni destekleyen, sevgilerini esirgemeyen ve bugünlere gelmeme yardımcı olan değerli ailem; annem Dr. Aysel Fatma ÜNCÜ'ye, babam Dr. Mehmet Ali ÜNCÜ'ye ve kardeşim Mim. Mert ÜNCÜ'ye canı gönülden teşekkürlerimi sunuyorum.

## ÖZET

**Amaç:** Sürekli Dalga Difüz Optik Tomografi (CWDOT) sistemi tıp alanında kullanılan görüntüleme sistemlerinden biridir. Bu çalışmanın amacı, CWDOT sistemi ile oluşturulan üç boyutlu (3B) meme fantomu görüntülerine farklı görüntü işleme yöntemlerini 3B olarak uygulamak ve meme fantomunda gerçeğe en yakın görüntüyü veren en uygun görüntü işleme yöntemlerini belirlemektir.

**Yöntem:** Bu çalışmada, CWDOT ile ölçümler meme fantomları üzerinde alındı. Meme fantomlarından birincisi intralipid, su ve Indosiyanin yeşili (ICG) karışımında yapıldı, tümörü temsil etmesi için inklüzyon (tümör benzeri yapı) konuldu. İkincisi ise kuyruk yağının içine dalak parçaları (tümör benzeri yapı) konularak yapıldı. Daha sonra meme fantomlarından alınan görüntülere görüntü işleme yöntemleri uygulandı. İlk olarak görüntü segmentasyon yöntemlerinden olan bütünsel (global) ve yerel (local) eşikleme yöntemleri uygulandı. Daha sonra uzaysal filtrelerden (spatial filter); Ortalama (Average), Gauss (Gaussian), Laplas (Laplacian), LoG (Laplacian of Gaussian) filtreleme yöntemleri uygulandı. Son olarak, en yakın komşu (nearest), çift doğrusal (bilinear), çift kübik (bicubic) ve kübik spline (cubic spline) interpolasyon yöntemleri uygulanarak görüntüler elde edildi.

**Bulgular:** Görüntü işleme sonuçları görsel ve sayısal olarak karşılaştırıldı. Tepe sinyalinin gürültüye oranı (PSNR), Ortalama hata karesi (MSE) ve Yapısal benzerlik oranı (SSIM) yöntemleri sayısal karşılaştırmalar için kullanıldı. Tümör benzeri yapıların meme fantomları içindeki konumlarını gerçek şekil ve boyutlarda ortaya çıkaran görüntü işleme yöntemleri belirlendi.

**Sonuç:** CWDOT sistemine uygunluğu deneyler ile test edilen; Otsu yöntemi, Gauss filtreleme, çift kübik interpolasyon yöntemleri ile görüntüler gerçek haline yakın ve net bir şekilde elde edildi. Bu tez, bu alanda in-vitro veya klinik deneyleri yapacak araştırmacılara en uygun görüntü işleme yöntemlerini seçme konusunda katkı sağlayacak niteliktedir.

**Anahtar Kelimeler:** difüz optik tomografi, görüntü işleme, görüntü segmentasyon, görüntü filtreleme, görüntü interpolasyon

## ABSTRACT

**Objective:** Continuous Wave Diffuse Optical Tomography (CWDOT) system is one of the imaging modality used in the medical. The aim of this study is to apply different three dimensional (3D) image processing methods to breast phantom images and determine the most appropriate image processing methods that give the most realistic image in CWDOT.

**Methods:** In the study, the measurements were acquired on breast phantoms in CWDOT. The first phantom was made with a mixture of intralipid, water ,and Indocyanine green (ICG), an inclusion (tumor-like structure) to represent tumor was placed to represent the tumor. The second phantom was prepared by placing the spleens (tumor-like structure) into the tail fat to obtain a more realistic breast phantom. First, Image segmentation method which is one of the global and local thresholding method was applied in the image processing method. Then spatial filter; Average, Gaussian, Laplacian, Laplacian of Gaussian (LoG) filtering methods were implemented. Final, images were obtained by applying nearest, bilinear, bicubic and cubic spline interpolation methods.

**Results:** The results of image processing were compared with visual and quantified evaluation. The performance of image processing algorithms was compared using Peak signal-to-noise ratio (PSNR), Mean square error (MSE) ,and Structural similarity index (SSIM) methods. The most appropriate image processing algorithms weere defined base on positions of tumor-like structures within the breast phantoms were displayed true shapes and sizes.

**Conclusion:** Images were obtained clearly ,and accurately using the Otsu method, Gaussian filtering ,and bi-cubic interpolation methods in CWDOT system. This thesis will contribute to researchers in using the most convenient image processing algorithms who will perform in-vitro and clinical experiments in this field.

**Key words:** diffuse optical tomography, image processing, image segmentation, image filtering, image interpolation.

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b>	i
<b>ABSTRACT</b>	ii
<b>İÇİNDEKİLER</b>	iii
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	v
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	vi
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b>	viii
<b>1.GİRİŞ</b>	1
<b>2.GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1.Görüntüleme Yöntemleri	3
2.1.1. Difüz Optik Tomografi Sistemleri	5
2.2.Sayısal Görüntü	5
2.2.1. Sayısal Görüntü İşleme	8
2.2.2. Görüntü Segmentasyon Yöntemleri	10
2.2.3. Görüntü Filtreleme Yöntemleri	15
2.2.4. Görüntü İnterpolasyon Yöntemleri	19
<b>3.GEREÇ ve YÖNTEM</b>	21
3.1.Difüz Optik Tomografi Sistemi	21
3.2.Deney Seti	22
3.3.Geri Çatım Teknikleri	23
3.4.Sürekli Dalga Difüz Optik Tomografi Sisteminde Görüntü İşleme Yöntemleri	24
3.4.1.Filtreleme Yöntemleri	27
3.4.2.İnterpolasyon Yöntemleri	30
3.5.Performans Kriterleri	34
3.5.1.Ortalama Hataların Karesi	35
3.5.2.Tepe Sinyalin Gürültüye Oranı	35
3.5.3.Yapısal Benzerlik Oranı	36
<b>4.BULGULAR</b>	38
4.1.Validasyon Seti Deneyi	38

4.2.İntralipid Deneyleri	44
4.3.Kuyruk Yağı Deneyleri	52
<b>5.TARTIŞMA</b>	59
<b>6.SONUÇ ve ÖNERİLER</b>	64
<b>KAYNAKLAR</b>	66
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	71



## TABLÖLAR DİZİNİ

<b>Tablo 4.1.</b>	Otsu yöntemi sonrası görüntü işleme yöntemlerinin sayısal olarak karşılaştırılması	42
<b>Tablo 4.2.</b>	CLAHE yöntemi sonrası görüntü işleme yöntemlerinin sayısal olarak karşılaştırılması	43





## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2.1.</b>	A) 2B görüntü ve görüntü pikselinin sembolik gösterimi B) 3B görüntü ve görüntü vokselinin sembolik gösterimi	6
<b>Şekil 2.2.</b>	Tek bir eşik değeri ile segmente edilen gri seviye histogramı	12
<b>Şekil 2.3.</b>	3×3 boyutlu filtre çekirdekli uzaysal filtreleme örneği	16
<b>Şekil 2.4.</b>	Filtreleme işleminin 3B görüntü üzerinde gösterimi	17
<b>Şekil 3.1.</b>	Difüz optik tomografi sisteminin blok diyagramı	21
<b>Şekil 3.2.</b>	Validasyon ve inklüzyon deney setinin blok diyagramı	22
<b>Şekil 3.3.</b>	Görüntü işleme yöntemlerinin akış şeması	24
<b>Şekil 3.4.</b>	CLAHE yönteminde kullanılan görüntünün eşit bölgelere ayrılmış yapısı	27
<b>Şekil 3.5.</b>	En yakın komşu interpolasyon yönteminin 2B gösterimi	31
<b>Şekil 3.6.</b>	Çift doğrusal interpolasyon yönteminin 2B gösterimi	32
<b>Şekil 3.7.</b>	Çift kübik interpolasyon yönteminin 2B gösterimi	33
<b>Şekil 4.1.</b>	A) TCG geri çatım tekniği uygulaması ile elde edilen 3B inklüzyon görüntüsü B) Bütünsel eşikleme yönteminin uygulaması ile elde edilen 3B inklüzyon görüntüsü	38
<b>Şekil 4.2.</b>	A) Bütünsel eşikleme yönteminin uygulaması ile elde edilen 3B inklüzyon görüntüsü B) Gauss filtreleme yönteminin uygulaması ile elde edilen 3B inklüzyon görüntüsü	39
<b>Şekil 4.3.</b>	En yakın komşu interpolasyon yönteminin uygulaması ile elde edilen görüntünün x-z düzleminde A) 2B gösterimi B) 3B gösterimi	40

<b>Şekil 4.4.</b>	Çift doğrusal interpolasyon yönteminin uygulaması ile elde edilen görüntünün x-z düzleminde A) 2B gösterimi B) 3B gösterimi	40
<b>Şekil 4.5.</b>	Çift kübik interpolasyon yönteminin uygulaması ile elde edilen görüntünün x-z düzleminde A) 2B gösterimi B) 3B gösterimi	41
<b>Şekil 4.6.</b>	Kübik spline interpolasyon yönteminin uygulaması ile elde edilen görüntünün x-z düzleminde A) 2B gösterimi B) 3B gösterimi	41
<b>Şekil 4.7.</b>	5. kaynağın hizasında küresel inklüzyonun A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, B) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan inklüzyon görüntüsü.	46
<b>Şekil 4.8.</b>	46. kaynağın hizasında küresel inklüzyonun A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, B) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan inklüzyon görüntüsü.	48
<b>Şekil 4.9.</b>	Proben ortasına gelecek şekilde yaklaşık olarak 8 mm derinliğe 10 mm çapında inklüzyonun A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, C) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü.	50

**Şekil 4.10.** Farklı boyutlarda iki farklı inklüzyonun 7 mm derinlikte A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü. 52

**Şekil 4.11.** Kuyruk yağı içerisindeki 5 mm derinlikteki dalak parçasının A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü. 54

**Şekil 4.12.** Kuyruk yağı içerisindeki 10 mm derinlikteki dalak parçasının A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü. 56

**Şekil 4.13.** Kuyruk yağı içerisine 7.5 mm derinlikte dalak parçasının A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü C) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü. 58

## SİMGELER ve KISALTMALAR

<b><math>G(x,y)</math></b>	:	İki Boyutlu Görüntü
<b><math>G(x,y,z)</math></b>	:	Üç Boyutlu Görüntü
<b><math>\mu_a</math></b>	:	Absorpsiyon Katsayısı
<b><math>\mu_s</math></b>	:	Saçılma Katsayısı
<b><math>\sigma</math></b>	:	Standart Sapma
<b>CLAHE</b>	:	Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme
<b>CMY</b>	:	Cam göbeği, Eflatun, Sarı
<b>CWDOT</b>	:	Sürekli Dalga Difüz Optik Tomografi
<b>DOT</b>	:	Difüz Optik Tomografi
<b>HSI</b>	:	Renk tonu, Doygunluk, Yoğunluk
<b>ICG</b>	:	Indosiyanin Yeşili
<b>LoG</b>	:	Laplasyan Gauss
<b>MRG</b>	:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>MSE</b>	:	Ortalama Hataların Karesi
<b>PET</b>	:	Pozitron Emisyon Tomografi
<b>PSNR</b>	:	Tepe Sinyali Gürültüye Oranı
<b>RGB</b>	:	Kırmızı, Yeşil, Mavi
<b>RTE</b>	:	Radiyatif Transfer Denklemi
<b>SPECT</b>	:	Tek Foton Emisyon Tomografi
<b>SSIM</b>	:	Yapısal Benzerlik Oranı
<b>TCG</b>	:	Kesikli Eşlenik Gradyent

## 1.GİRİŞ

Son yıllarda kullanılan görüntüleme sistemlerinden olan Difüz Optik Tomografi (DOT) sistemlerinde görüntü oluşturma aşamalarında farklı yaklaşımlardan yararlanılmaktadır. DOT sistemlerinde görüntü oluşturma aşamasında çeşitli geri çatım algoritmaları kullanılmaktadır (Trampert ve Levegue, 1990; Siegel ve ark., 1999; Gaudette ve ark., 2000; Mercan, 2015; Sevim, 2016). DOT sistemleri için kesikli eşlenik gradyent (TCG) algoritması gerçeğe yakın en iyi görüntüyü veren algoritmalarından biridir (Sevim, 2016).

Günümüzde medikal görüntüler iki boyutlu (2B) ve üç boyutlu (3B) olarak deneysel araştırmalar ve tıbbi görüntüleme çalışmalarında geniş kapsamlı olarak kullanılmaktadır. Tıbbi görüntüleme sistemlerinde geri çatım teknikleriyle oluşturulan bu medikal görüntülerin, gerçeğe daha yakın oluşması için görüntülere ön işleme (pre-processing) ve ileri işleme (post-processing) gibi görüntü işleme teknikleri uygulanmaktadır. Bu çalışmada DOT ile meme fantomları üzerinde alınan veriler geri çatım algoritmalarında kullanılarak 3B görüntüler oluşturuldu ve görüntü işleme algoritmalarıyla görüntüler iyileştirilerek gerçeğine daha benzer hale getirildi. Diğer tıbbi görüntüleme sistemlerinde de olduğu gibi DOT sistemindeki görüntüler, sistemin doğasından kaynaklı veya elektronik gürültü ve deney hataları gibi nedenlerden (gürültülerden) dolayı istenilen şekilde elde edilememektedir. Yapılan görüntü işleme yöntemleri ile meme fantomlarından alınan görüntülerden inklüzyon konum, şekil ve boyut bilgilerinin görüntü işleme yöntemleriyle gerçeğe daha yakın şekilde elde edilmesi amaçlandı.

Çalışmada kullanılan görüntü işleme yöntemleri segmentasyon, filtreleme ve interpolasyonu içermektedir. Bu yöntemlerden ilki görüntü segmentasyonu yöntemidir. Bu yöntem, bir görüntüyü oluşturan bölgeleri alt bölmelere ayırmak için kullanılır. Bu anlamda görüntü segmentasyonu, bir görüntüyü içerisinde farklı özelliklerin tutulduğu anlamlı alt bölgelere ayırarak görüntülenecek objenin (object), arka plan (background) görüntüsünden ayırt edilmesi için kullanıldı. Bu kapsamda segmentasyon yöntemlerinden olan yerel (local) ve bütünsel eşikleme (global threshold) yöntemleri DOT sistemlerinde gerçekleştirilerek test edildi.

Daha sonra filtreleme kısmında ise literatürde sıklıkla kullanılan uzaysal filtrelerden (spatial filter); Ortalama filtreleme (Average filter), Gauss filtreleme (Gaussian lowpass filter), Laplas filtreleme (Laplacian filter), Laplasyan Gauss (Laplacian of Gaussian filter, LoG) filtreleme yöntemleri seçildi ve 3B olarak tasarlanarak DOT sistemine uygunlukları test edildi.

Son olarak, interpolasyon yöntemleri DOT görüntülerinde kullanıldı. Literatürde sık kullanılan interpolasyon yöntemleri olan en yakın komşu interpolasyon, çift doğrusal interpolasyon, çift kübik interpolasyon ve kübik spline interpolasyon yöntemleri 3B olarak uygulandı ve test edildi. Kullanılan görüntü işleme algoritmalarının başarılarının değerlendirilmesi görsel olarak karşılaştırılabilir. Fakat görsel karşılaştırmalarda görsel bir yanılgı olabileceği gibi, ileri görüntü işleme adımlarında karşılaştırma seçeneklerini azalmaktadır. Bu nedenle görüntü işleme algoritmaların performanslarını karşılaştırmak için bir takım nicel ölçütler kullanılmaktadır. Çalışma kapsamında Tepe sinyalinin gürültüye oranı (Peak Signal-to-noise ratio, PSNR), Ortalama hata karesi (Mean square error, MSE) ve Yapısal benzerlik oranı (Structural similarity index, SSIM) yöntemleri kullanılarak görüntü işleme algoritmalarının performansları sayısal olarak değerlendirildi.

Sonuç olarak, bu çalışmada DOT sistemlerinde görüntü segmentasyon yöntemlerinden bütünsel eşikleme yönteminin (Otsu yöntemi), filtreleme yönteminde gauss filtresinin ve interpolasyon yöntemlerinden çift kübik yönteminin en uygun sonuç verdiği gösterilmektedir. Tasarlanan görüntü işleme yöntemleri MATLAB R2019b programlama dili ile gerçekleştirildi. Bu yöntemler ile DOT sisteminden elde edilen 2B ve 3B görüntülerine görüntü işleme teknikleri uygulanarak in-vitro çalışmalarında doğru ve hızlı sonuç verecek bir şekilde tasarlandı. Bu kapsamda DOT görüntülerinde kullanılmasının uygun olduğu belirlenen görüntü işleme yöntemleri, geri çatım teknikleriyle elde edilen görüntülerin gerçeğe daha yakın olmasını sağladı. Bu tez çalışması, optik görüntüleme sistemlerinde görüntü işleme çalışmaları yapacak araştırmacılara yön verebilecek bir çalışma niteliğinde olup literatüre bu yönde katkı sağlamayı amaçlamaktadır.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Görüntüleme Yöntemleri

Görüntüleme yöntemleri tıp alanında oldukça geniş bir uygulama alanına sahiptir. Son yıllarda gelişen teknolojiye bağlı olarak baş, meme, gövde, karın, ayak, göz, yüz ve diş gibi vücudun çeşitli bölgelerinde medikal ölçüm, analiz ve araştırmalar yapılmaktadır. Tıbbi görüntüleme yöntemleri vücudun bir kısmını ya da tamamını kapsayan boyut, biçim, deformasyon ölçümlerini incelemektedir (Klingenbeck ve Reinfelder, 1990; Mitchell ve Newton 2002). Bu yöntemlerin teşhis ve tedavi amaçlı olarak istenilen hassasiyette ölçümler yapabilmesi tıp alanına büyük katkı sağlamaktadır.

Tıbbi görüntüleme sistemleri şu şekilde sıralanabilir;

- Dijital Radyografi Görüntüleme Sistemleri (Digital Radiography Imaging Systems -X-rays)
  - Ultrason (Ultrasonic Imaging)
  - Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography-CT)
  - Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging-MRI)
  - Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (Functional Magnetic Resonance Imaging-fMRI)
  - Nükleer Manyetik Görüntüleme (Nuclear Magnetic Resonance-NMR)
  - Pozitron Emisyon Tomografisi (Positron Emission Tomography-PET)
  - Difüz Optik Tomografi (Diffuse Optical Tomography-DOT)
- (Klingenbeck ve Reinfelder (Klingenbeck ve Reinfelder, 1990)).

Günümüzde tıbbi görüntüleme cihazları teşhis ve tedavide en önemli yardımcı unsurlardır. Tıbbi cihazların yapısı kullanımları açısından, farklı görüntüleme tekniği, çözünürlük, görüntü alım ve aktarma zamanı, geometrik doğruluk gibi farklı özelliklere sahiptirler. Hastalıkların teşhisi ve insan anatomisinin görüntülenmesi için çeşitli görüntüleme sistemlerinden yararlanılmaktadır. Bu görüntüleme sistemlerinden biri de meme taramalarında kullanılan mamografi sistemidir. Mamografi sistemleri meme taramaları ve meme kanser teşhisi için altın standart olarak bilinmektedir (Zubor ve ark., 2019).

Ayrıca mamografi sistemleri yoğun dokuya sahip memelerde kanserlerin üçte birinden fazlasını tespit edememektedir (Brem, 2015).

İyonize radyasyonun kullanıldığı mamografi sistemleri ve Pozitron emisyon tomografi gibi cihazlarda biyolojik dokulara zarar verme durumu bu sistemlerin dezavantajıdır. Bir diğer görüntüleme sistemi olarak kullanılan ultrasonografi, yoğun meme dokularında diğer görüntüleme yöntemlerine göre daha rahat ve iyonize radyasyon içermeyen bir yöntemdir. Mamografiye ek olarak kullanıldığında meme kanserinin tespit edilme oranını yalnızca mamografi ile tespit edilme oranına kıyasla %55 oranında artırmaktadır (Brem, 2015). Ancak bu yöntemin duyarlılığının az olması ve değerlendirmenin incelemeyi yapan hekimin tecrübesine bağlı olması gibi birtakım dezavantajlara sahiptir. Meme tarama yöntemlerinden bir diğeri ise manyetik rezonans görüntüleme yöntemi, pahalı ve kolay erişilmeme gibi dezavantajlara sahiptir (Siva ve ark., 2015).

Yukarıda anlatılan görüntüleme sistemlerinin birbirlerine göre birçok avantaj ve dezavantajları mevcut olduğundan dolayı meme taramaları için farklı görüntüleme sistemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. DOT sistemi, bu görüntüleme sistemlerinden birisidir. Görünür dalga boyu aralığında ışık kullanılarak meme görüntüleme çalışması ilk olarak 1931 yılında Cutler tarafında yapıldı (Cutler, 1931). Gelişen teknolojiler sayesinde memenin optik yöntemler ile 2B ve 3B olarak görüntüleme ihtiyacından dolayı DOT sistemleri geliştirildi (Yodh ve Chance, 1995; Jiang ve ark., 2002; Yuan ve ark., 2010; Yuan, 2013; Kazancı ve ark., 2015).

DOT sistemlerinde dokuya yakın kızıl ötesi (Near Infrared, NIR) ışık gönderilip dokunun ışığa verdiği optik yanıtlar kullanarak dokunun görüntüsünü ile ilgili veriler oluşturulur. Bu optik yanıtlar, dokudaki lipid, su, hemoglobin gibi moleküllerin farklı soğurulma (absorpsiyon) katsayılarına sahip olmalarından ve doku içindeki dağılımlarının farklılığından dolayı tümör ve normal dokularda farklılık göstermektedir. Bu sayede DOT sistemlerinde tümörlü bölgeler tespit edilmektedir (Vaupel ve ark., 1991; Weidner ve ark., 1992).



### 2.1.1. Difüz Optik Tomografi Sistemleri

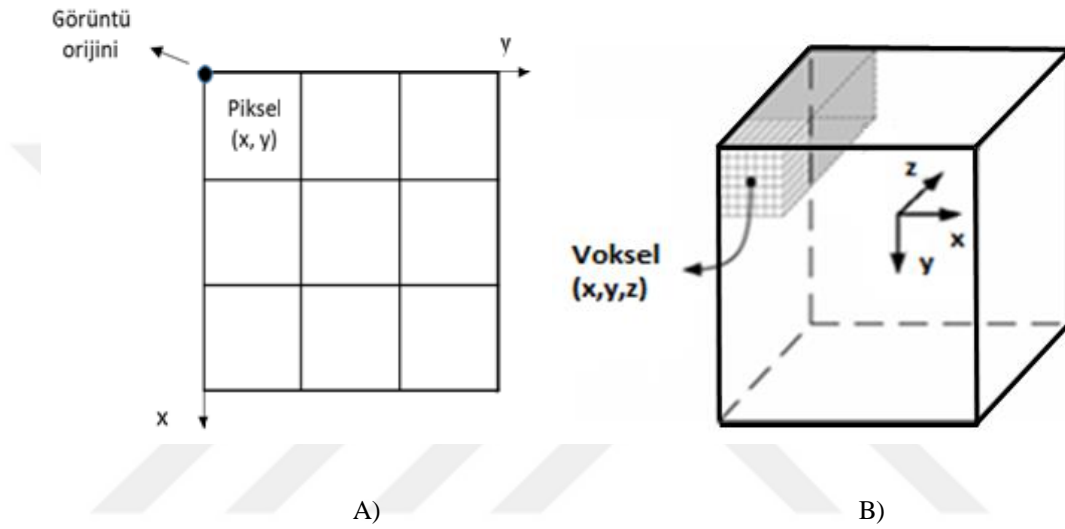
Optik görüntüleme sistemlerinden olan DOT sistemleri; zaman tabanlı (time domain, TR), frekans tabanlı (frequency domain, FD) ve sürekli dalga (continuous wave, CW) olarak 3'e ayrılır (Gibson ve ark., 2005). Zaman tabanlı sistemlerde, ışık doku içerisinde yol aldıktan sonra fotonların zamansal dağılımı kullanılmaktadır ve dokunun optik özellikleri derinliğe bağlı olarak belirlenmektedir (Benaron ve Stevenson, 1993; Benaron ve ark., 2000). Frekans tabanlı sistemlerde belirli frekans aralığında genlik modülasyonu yapılabilen sürekli ışık kaynağı kullanılmaktadır (Pogue ve Patterson, 1994). Gönderilen ışığa göre toplanan ışık şiddeti ve faz kayması kullanılarak dokunun optik özellikleri belirlenmektedir (Chance ve ark., 1998). Sürekli dalga sistemlerinde ise sabit genlikte ışık dokuya gönderilmekte ve dokuda toplanan ışığın genliğindeki azalma miktarı ölçülerek dokulardaki optik özellikler incelenmektedir (Nioka ve ark., 1997; Siegel ve ark., 1999). DOT sistemleri, geri yansıma ve geçirgenlik geometrisinde kullanılabilir.

DOT sistemlerinde yapılan deneysel çalışmalarda doku eşdeğeri ortam oluşturabilmek için intralipid ve ICG (İndosiyanın yeşili) kullanılmaktadır. İntralipid ortamının içinde tümör benzeri yapıyı (inklüzyonu) temsil etmek için absorpsiyon katsayısı ortama göre daha yüksek olan yapılar oluşturulmaktadır. Hazırlanan doku eşdeğer ortamın ve inklüzyonun ışığı saçma katsayıları ( $\mu_s$ ) aynı, absorpsiyon katsayıları ( $\mu_a$ ) farklı olduğundan absorpsiyonların farkına bağlı olarak görüntü oluşturulması amaçlanır. Yukarıda da anlatıldığı gibi DOT sistemlerinde, doku eşdeğeri ortamlar oluşturularak in-vitro çalışmalarda (Siegel ve ark., 1999; Dehghani ve ark., 2003, Mercan, 2015; Sevim, 2016) ve beyin, meme, cilt dokuları gibi birçok organ ve dokularda gerçekleştirilen in-vivo çalışmalarda (Nioka ve ark., 1997; Chance ve ark., 1998) kullanılmaktadır.

### 2.2. Sayısal Görüntü

Sayısal görüntüler her birinin özel bir değer ve konumu olan sonlu sayıdaki elemanlardan oluşur. Sayısal görüntüler iki boyutlu bir fonksiyon olarak tanımlanabilir. Sayısal görüntülerde satır (x) ve sütunun (y) kesiştiği en küçük birim hücrelere piksel (pixel) adı verilmektedir (Şekil 2.1). 2B Görüntünün tüm piksel değerleri x, y aksı belirtilmediyse negatif değerler alamazlar. 3B görüntü ise üç boyutlu bir fonksiyon olarak tanımlanabilir. 3B görüntüde x, y, z uzaysal

koordinatlar olarak; satır (x), sütun (y) ve derinlik (z) kesiştiği en küçük birim hücrelere voksel (voxel) adı verilir (Şekil 2.1). 3B görüntünün tüm voksel değerleri (x, y, z) aksi belirtilmediyse negatif değerler alamazlar. Örnek olarak bir 2B sayısal görüntünün M satır sayısı ve N sütun sayısı olmak üzere  $M \times N$  adet pikselden oluştuğu düşünülebilir. 2B görüntü matrisinin her bir elemanının değeri, görüntüye karşılık gelen x, y koordinatındaki gri seviye değerine eşittir. Aynı şekilde 3B görüntüdeki matrisin her bir elemanının değeri, karşılık gelen x, y, z koordinatındaki gri seviye değerine eşittir (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006).



**Şekil 2.1.** A) 2B görüntü ve görüntü pikselinin sembolik gösterimi B) 3B görüntü ve görüntü vokselinin sembolik gösterimi

Genel olarak 2B ve 3B sayısal görüntüler 4 farklı grupta toplanmaktadırlar;

- İkili Görüntü (Binary Image): 0 veya 1 olarak iki farklı değer (siyah ve beyaz) alırlar.
- Gri Renk Seviyeli Görüntü (Gray Scale Image): Sadece parlaklık bilgisi (her piksel 8 bit ile kodlanır) içererek renk bilgisi içermezler. Gri değer aralığı 0-255 biçiminde ifade edilir. 0 gri seviyesi siyah renge, 255 gri seviyesi beyaz renge, bu değerler arasındaki gri seviyeler ise gri tonlara karşılık gelir.
- Renkli Görüntü (Color Image): Görüntüleme R(Red), G(Green), B(Blue) olarak kodlanmış aynı objeye ait üç adet gri düzeyli görüntünün üst üste bindirilmesi ile oluşur. 24 bitlik veri içerir. Başlıca türleri RGB (Red, Green, Blue), CMY (Cyan, Magenta, Yellow) ve HSI (Hue, Saturation, Intensity) vb.

- Çok Spektrumlu Görüntü (Multi Spectrum Image): Görünür spektrumun dışında kalan bölgelerden alınan görüntülerdir. Bu görüntüler yanlış renkli görüntüler olarak da adlandırılır (Gonzalez ve Woods, 2006).

Yukarıda bahsedildiği gibi 2B ve 3B görüntüler ikili, gri renkli, renkli ve çok spektrumlu olarak oluşturulabilir. Sağlıklı bir insan gözü, elektromanyetik spektrumda dalga boyu 400-800 nm arasında değişen ışık dalgalarını algılayabilir. Doğadaki tüm renkler kırmızı (R), yeşil (G) ve mavi (B) olan temel renklerin farklı oranlarda karıştırılmasıyla elde edilmekte ve insan gözü tarafından algılanmaktadır (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006). Ana renklerin karıştırılmasıyla ara renkler oluşmaktadır. Örneğin kırmızı ile mavinin birleşmesiyle galibarda (magenta), yeşil ile mavinin birleşmesiyle camgöbeği, kırmızı ile yeşilin karışmasıyla sarı renk oluşmaktadır. Kırmızı, yeşil ve mavinin karıştırılması ile ise beyaz renk oluşmaktadır. Sayısal görüntü işlemede değişik renk modelleri kullanılmaktadır. Bunlardan başlıcaları RGB, CMY ve HSI renk modelleridir. (Gonzalez ve Woods, 2006).

RGB renk modelinde görüntüler kırmızı, yeşil ve mavi renk değerlerini temsil eden 3 adet ana görüntünün birleşmesiyle oluşmaktadır. Bu renk modeli bir kartezyen koordinat sistemine dayanır. RGB uzayında her pikseli ifade etmek için kullanılan bit sayısı piksel derinliği olarak adlandırılır (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006). Her bir kırmızı, yeşil ve mavi bileşen görüntüsünün 8-bit olduğu bir RGB görüntüde, her bir piksel 24 bit derinliğindedir. 24-bitlik bir görüntüdeki toplam renk sayısı  $(2^8)^3$  (16777216) olarak bilinir. RGB renk modelinde ara renkler olan camgöbeği, galibarda ve sarı CMY renk modelinde pigment ana renkleridir. Galibarda kırmızı ile mavinin birleşmesiyle, camgöbeği yeşil ile mavinin birleşmesiyle, sarı ise kırmızı ile yeşilin birleşmesiyle oluşmaktadır. Yukarıda anlatılan ikili, gri renk seviyeli, renkli görüntü ve çok spektrumlu görüntülere çalışma alanlarına göre görüntü işleme uygulamaları yapılmaktadır (Gonzalez ve Woods, 2006).

### 2.2.1. Sayısal Görüntü İşleme

Sayısal görüntü işleme, sayısal olarak görüntü içeriğinin tanımlanması ile ilgilenmektedir. Sayısal görüntü işleme ile görüntülerin içeriği ve görüntüdeki nesnelerin nitelikleri hakkında bilgiler edinilmektedir. Sayısal görüntü işleme yöntemleri ile farklı veya gelişmiş görüntüler elde edilebilir. Bu yöntemler sayesinde görüntülerin özellikleri ve anlamlı bilgileri çıkarılabilmektedir. Sayısal görüntü işleme yukarıda bahsedilen 2B ve 3B sayısal görüntülerinin yazılımlar tarafından işlenmesi ile gerçekleştirilir. Günümüzde sayısal görüntü işleme tekniklerinden etkilenmemiş neredeyse hiçbir teknik alan bulunmamaktadır. Sayısal görüntü işleme uygulamaları birçok alanda kullanılmaktadır. Bu nedenle alanın genişliğini anlamak için görüntüler kaynaklarına göre; Gama ışını görüntüleme (gama kamera, PET, SPECT), X-ışını görüntüleme (Radyografi, Anjiyografi, Tomografi...), Morötesi bandında görüntüleme (Litografi, biyolojik görüntüleme, lazerler), Görünür ve kızılötesi bantlarda görüntüleme (Işık mikroskopisi, optik görüntüleme sistemleri), Mikrodalga bandında görüntüleme (Radar), Radyo bandında görüntüleme (MRG) ve diğer görüntüleme yöntemleri (Geçirimli elektron mikroskopu-TEM, Taramalı elektron mikroskopu-SEM) olarak kategorize edilebilir (Gonzalez ve Woods, 2006).

Görüntü işlemeye ait temel adımlar aşağıda verilmektedir:

- Görüntünün elde edilmesi (Image Acquisition): Kamera, tarayıcı, fotoğraf makinası, telefon, tıbbi görüntüleme cihazları gibi cihazlardan görüntünün elde edilmesi işlemidir.
- Görüntü iyileştirme (Image Enhancement): Görüntüleri kontrast, filtreleme ve benzeri yöntemler ile daha iyi duruma getirme işlemidir.
- Görüntü onarma (Image Restoration): Bozulmuş ve/veya gürültülü görüntüyü ve/veya görüntünün içindeki nesnelerin girdi durumunu tahmin etme işlemidir.
- Morfolojik işlemler (Morphological Operations): Görüntü üzerinde yapılan genişletme, aşındırma, sınır belirleme ve iskelet oluşturma gibi işlemleri içermektedir.
- Segmentasyon (Segmentation): Görüntünün kendini oluşturan parçalara ve nesnelere ayrılma işlemidir. Ayrıca bu işlem ile görüntünün arka plan görüntüsü de istenildiğinde görüntünün girdi halinden uzaklaştırılabilir.

- Tanıma (Recognition): Yüz tanıma, parmak izi, retina tanıma gibi bir nesnenin tanımlayıcılarının görüntü içerisinde belirlenmesi işlemlerini kapsar.
- Şablon eşleme (Template Matching): Bir görüntü içerisindeki bir şablon görüntü ile eşleşen bölge ve/veya bölgelerinin karşılaştırmasını sağlar (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006).

Günümüzde pek çok görüntü işleme yazılımı bulunmaktadır. Bunların bir kısmı; MATLAB, OpenCV, OpenGL, SimpleCV, Python, GNU Octave, ImageJ, Obj, Aforge.NET, VTK, FIJI, GIMP, Blenderdir.

Görüntüleme yöntemlerine medikal açıdan bakıldığında hastalık şüphesi içeren ve/veya belli bir anomali bulunan bölgeleri anatomik ve fizyolojik olarak 2B, 3B veya 4B olarak görüntülemek ve gerçek zamanlı olarak inceleyebilmek oldukça önemlidir. Bu sayede görüntülenecek bölgelerin büyüklük, şekil, konum ve çevre bölgelere yakınlık gibi önemli parametreleri belirlendikten sonra tıbbi teşhis ve/veya tedaviye yön verilebilmektedir.

2B, 3B ve 4B olarak medikal görüntülemedeki bu yenilikler, doğru teşhis ve tedavinin yanı sıra çeşitli medikal araştırmalara katkı sağlamaktadır (Landini ve ark., 2008). Görüntü işlemede, nesne özellikleri ve özelliklerin görünürlüğü ile ölçülebilirliğini belirlemek için çeşitli yöntemler geliştirilmektedir. Bilimsel olarak görüntülemedeki hedef; toplama, işleme, görselleştirme, yüzey kaplama, hacim kaplama ve biyomedikal görüntülerin nicel analizini kapsar (Landini ve ark., 2008). Biyomedikal uygulamalarda görüntülemenin en önemli amacı ise doğru ve tekrarlanabilir biçimde görüntüleme yapabilmektir (Jolesz ve Shtern, 1992).

Görüntü işlemede ilk adım ön işleme evresidir (gürültüyü kaldırmak, geometrik düzeltme, radyometrik düzeltme vb. işlem adımları). Medikal görüntü işlemede görüntülere düşük, orta ve yüksek seviyede işlemler uygulanmaktadır. Düşük seviyedeki işlemlere örnek filtrelemedir. Orta düzeyli işlemler görüntüdeki objelerin çıkarılması, sınıflandırılması ve segmentasyon adımlarını kapsamaktadır. Yüksek düzeydeki işlemler ise görüntüden obje tanıma ve görüntünün analiz edilmesini içermektedir. Bunlara ek olarak görüntü dönüşümlerinden olan interpolasyon işlemlerinde yeniden örnekleme (resampling) yapılmaktadır. Genel olarak bu yöntemlerde, görüntüde hesaplanan yeni piksellerin değerleri etrafındaki komşu

pikseller kullanılarak yeniden hesaplanır. İnterpolasyon yöntemi, yeniden örnekleme adı da verilen bir işlemdir. İnterpolasyon yöntemlerinde çeşitli yaklaşımlar vardır. Bunların en sık kullanılanları; en yakın komşu (nearest neighbour), doğrusal (bilinear), çift kübik (bi-cubic) ve kübik spline (cubic spline) yöntemleridir (Gonzalez ve Woods, 2006; Siddharth ve ark., 2015).

### **2.2.2. Görüntü Segmentasyon Yöntemleri**

Medikal alanda birçok görüntü işleme yönteminden yararlanılır. Bu yöntemler gün geçtikçe geliştirilmektedir. Yukarıda anlatılanlar kapsamında, medikal görüntü işleme yöntemlerinden biri de görüntü segmentasyon yöntemidir. Bu yöntem genel olarak, bazı özelliklerine göre görüntüleri homojen olan alt kısımlara ayırma işlemi yapar. Bu özellikler; görüntünün gri seviyeleri, renkleri, hareket (vektör) özellikleri, kenar süreklilikleridir. Görüntü segmentasyon yöntemi, görüntünün arka planına ait olan piksel grubundan, objelere ait olan piksel gruplarını ayırmak için kullanılmaktadır. Segmentasyon yönteminde iki temel yaklaşım vardır. Bunlar:

- Kenar tabanlı segmentasyon
- Bölge tabanlı segmentasyon

Kenar tabanlı segmentasyonda görüntülerdeki kenarlar, görüntü yoğunluğundaki yerel değişiklikler olarak bilinir. Genellikle kenarlar görüntüdeki iki farklı bölgenin arasında oluşmaktadır. Herhangi bir görüntünün kenarlarındaki nokta, çizgi ve köşe kısımları gibi önemli özellikler çıkarılabilir. Kenar algılama, daha üst düzey görme ve obje tespitleri (medikal görüntü işleme, biyometri vb.) gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

Görüntülerde kenar, çizgi ve nokta gibi gri seviyelerde farklı süreksizlik türleri mevcuttur. Kenar algılama, görüntü analizinde temel öneme sahiptir. Genellikle kenar algılama teknikleri gri seviye görüntülerde süreksizlikleri algılayan yapısal tekniklerdendir. Bu teknik, görüntülerdeki gri düzey süreksizliklerini tespit etmek için kullanılan en yaygın yaklaşımdır. Görüntülerdeki anlamlı ve ani gri seviye değişikliklerine bağımlı olarak görüntüler bölgelere ayrılabilir ve böylece sınıflandırılabilirler. Kenar algılama teknikleri çeşitli şekilde uygulanmaktadır. Bu algılama teknikleri, birinci ve ikinci türev olarak iki farklı grup altında toplanırlar.

İlk grup, görüntünün birinci türevi ile yapılan algılama tekniklerini içermektedir. Bu teknikler; Test operatörü, Prewitt operatörü, Sobel operatörü, Canny operatörü olarak bilinirler. Bir görüntü içerisindeki kenarları belirlemek için kullanılır. Görüntünün birinci türevi görüntüdeki kenar bölgelerinde en büyük değeri alır. İkincisi ise görüntünün ikinci türevi ile yapılan tekniklerdir. İkinci türev operatörü ile görüntülerin kenar bölgelerinde sıfır değerlerini üretir ve görüntülerde kenarlar bulunur. İkinci türev yöntemleri Laplas operatörlerinin kullanıldığı yöntemlerdir.

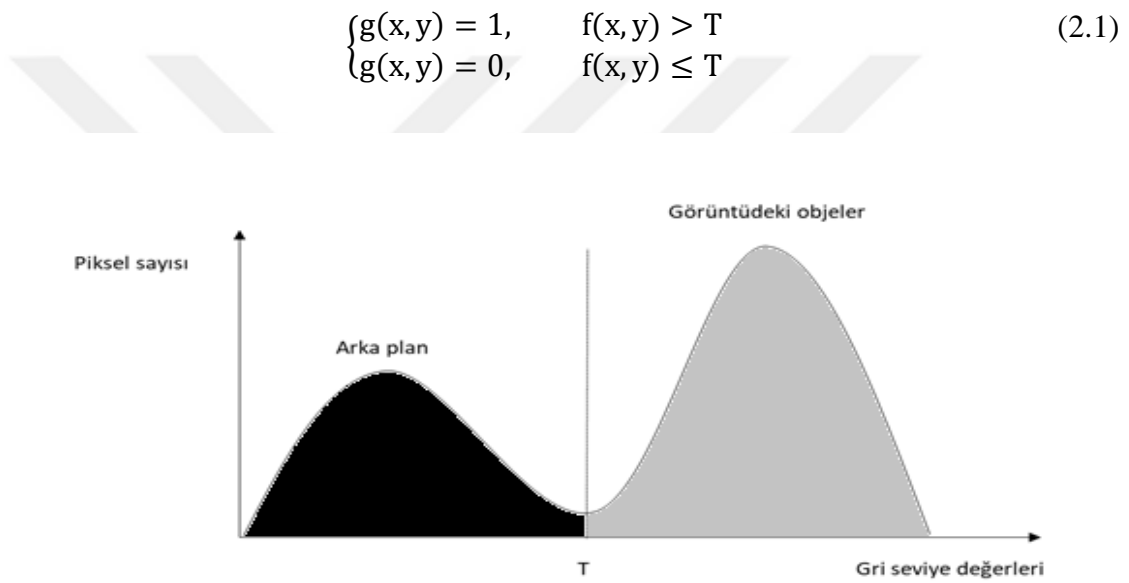
Bölge tabanlı segmentasyon ise süreklilik temeline dayanan bir yöntemdir. Bu yöntem, görüntüdeki bir bölgenin piksellerini aynı gri seviyeye ait olması gibi şartlara bağlı olarak tüm görüntüyü alt kısımlara ayırmaktadır. Segmentasyon, komşu piksellerin bulunduğu kümenin içindeki yoğunluk değerlerine dayanmaktadır. Kenar algılama yöntemleriyle karşılaştırıldığında ise bölge tabanlı yöntemler daha kolay ve görüntüdeki gürültülerden daha az etkilenecek objelere ait pikseller segmentasyon için gruplandırılır.

Eşikleme yöntemi ise bölge tabanlı segmentasyon (benzerliğe dayalı segmentasyon) işlemi yapmaktadır. Bu yöntem, bir bölgenin içindeki komşu piksellerin benzer özelliklerde olduğu diğer bölgelerdeki piksellere benzemediği gerçeğine dayanır. Gri seviyeli görüntüyü, en uygun eşik değeri kullanarak iki farklı seviyeli bir görüntüye dönüştürme işlemi yapmaktadır. Gri seviyeli bir görüntüyü ikili bir görüntüye dönüştürme işleminin en bilinen yolu, görüntüde tek bir eşik değeri seçmektir. Belirlenen eşik değerin altındaki tüm pikseller sıfıra dönüştürülür. Eşik değerin üzerindeki pikseller bire dönüştürülür.

Eşikleme yöntemlerinde görüntülerdeki gri seviye dağılımlarını gösteren histogramlardan yararlanır. Bu histogramlara göre görüntü, ön plan ve arka plana ait pikseller olmak üzere ikiye ayrılır ve görüntü iki sınıfta değerlendirilir. Sonuç olarak bu yöntem ile sınıflandırılmış görüntüler oluşturulmaktadır. Bu sınıflandırmalar görüntüdeki asıl içeriği olumsuz etkilemeden uygulanarak görüntüler korunmalıdır. Bu yöntemler, görüntülere kolaylıkla uygulanması ve hesaplama süresinin diğer yöntemlere göre daha az olmasından dolayı görüntü segmentasyon uygulamalarında sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Genel olarak bütünsel ve yerel eşikleme olarak iki ayrılır (Gonzalez ve Woods, 2006).

## Bütünsel Eşikleme Yöntemi

Bu yöntem de göreceli olarak görüntünün (  $f(x,y)$  ) histogramından belirlenen bir  $T$  piksel eşik değeri seçilir. Görüntüdeki bir (  $x, y$  ) pikseli için;  $f(x, y) > T$  ise (  $x, y$  ) pikseli objeye ait bir bölgeyi,  $f(x, y) \leq T$  ise (  $x, y$  ) pikseli arka plana ait bir bölgeyi temsil eder (Şekil 2.2). Bu yöntem ile görüntüdeki objelerden, arka plan olan görüntü kısmı ayırt edilebilmektedir. Eşikleme sonrası oluşan  $g(x,y)$  Eş. 2.1’de gösterildiği gibidir (Gonzalez ve Woods, 2006). Görüntüdeki obje ve arka plan olarak eşikleme sonrası sınıflandırılması oluşan histogram dağılımı ise Şekil 2.2’de gösterildiği gibidir.



**Şekil 2. 2.** Tek bir eşik değeri ile segmente edilen gri seviye histogramı

Eş. 2.1’de belirtildiği gibi bütünsel eşikleme yönteminde,  $T$  eşik değeri tüm görüntü için sabit alındığında bütünsel eşikleme olarak adlandırılırken, aksi durumda yerel eşikleme olarak adlandırılır. Bütünsel eşiklemenin en bilinen örneği Otsu metodudur. Otsu metodu, çoğunlukla gri seviye görüntüler üzerinde uygulanan eşik tespit yöntemlerinden biridir. Bu yöntem, görüntüyü ön ve arka plan olarak iki farklı sınıfta değerlendirir. Görüntüdeki eşik değerleri için bu iki farklı sınıfın, sınıf içi varyans değerleri hesaplanır. Bu değerlerin en küçük olmasını sağlayan eşik değeri, iterasyon yardımıyla hesaplanıp en uygun eşik değeri olarak belirlenir. Bu durum belirlenirken sınıf içi varyans değerinin en düşük değerinde, sınıflar arası varyans değerinin en yüksek olması gerekir.



Görüntüdeki eşik değerleri (0-255) için sınıf içi veya sınıflar arası varyans değeri hesaplandıktan sonra ya en küçük sınıf içi varyans ya da en büyük sınıflar arası varyans değerini verecek eşik değeri tespit edilir. Bu eşik değeri, görüntüdeki en uygun eşik değeri olarak kabul edilir. Sınıflar arası varyans değerinin hesaplanması, arka plan ve ön plan piksel sınıfları için sınıflar arası varyans hesaplanmasına göre daha az işlem gerektirdiğinden daha hızlı sonuç alınır (Otsu, 1979; de Albuquerque ve ark., 2004; Gonzalez ve Woods, 2006; Jassim ve Altaani, 2013).

Otsu yöntemi gri seviye görüntüler üzerinde çalışır ve sadece renklerin görüntü üzerinde kaçar defa bulunduğu bakar. Bu yüzden önce görüntünün renk histogramı hesaplanır ve tüm işlemler histogram dizisi üzerinde yapılır (Otsu, 1979; Kapur ve ark., 1985; de Albuquerque ve ark., 2004). Ancak bu eşikleme tekniğinin çok kanallı görüntülere uygulanmasının zor olması, sadece iki sınıfı ayırtmak için uygun olması, gürültü ve yoğunluk değişimlerine karşı duyarlı olması, yöntemin dezavantajları olarak dikkat çekmektedir (Gonzalez ve Woods, 2006).

Renkli görüntülerde, bir pikselin renk bilgisi genellikle üç kanalın karışımından oluşur. Bu nedenle bu renk kanallarına ayrı ayrı eşikleme uygulanarak görüntüyle ilgili bilgi üretilebilir. Her bir renk kanalının histogram değerlerinin pik ve tepe noktalarına bakılarak renkli görüntüleri değerlendirmek için kullanılan çalışmalar vardır. Ancak daha çok görüntü boyutu (renk olarak) bire indirgenerek tek-seviyeli eşikleme ile yapılan çalışmalara rastlanmaktadır. Bütünsel eşik değerini belirlemek her zaman mümkün değildir. Örneğin arka plan piksel değerleri düzensiz olduğunda bütünsel eşik başarısız olabilir. Bu durum yerel eşikleme kullanılarak telafi edilebilir (Gonzalez ve Woods, 2006).

### **Yerel Eşikleme Yöntemi**

Yerel eşikleme yönteminde birden fazla eşik değeri seçilerek işlem yapılmaktadır. Bütünsel eşikleme yönteminin uygulanması daha kolaydır ancak homojen olmayan görüntüler üzerinde iyi sonuçlar üretememektedir. Yerel eşikleme yönteminin uygulamaya geçirilmesi oldukça güçtür fakat aynı yapıya sahip olmayan görüntüler için iyi sonuçlar üretebilir. Yerel eşikleme yönteminde, görüntüdeki yerel bir bölgede piksellerin aralığı, varyansı gibi bazı bölgesel istatistikler referans alınarak her piksel için bir eşik  $T$  hesaplanır. Görüntüdeki herhangi bir  $(x,y)$  bölgesindeki pikselin yoğunluğu  $f(x,y)$  olduğunda, her piksel için bir yerel eşik  $T$  hesaplanır. Eğer  $f(x, y) >$

T ise,  $g(x, y) = 1$  değil ise  $g(x, y) = 0$  olmaktadır. İkili görüntü ( $g(x, y)$ ) ve  $f(x, y) \in [0, 1]$  olduğunda görüntünün  $f(x, y)$  konumunda bir pikselin yoğunluğu ifade edilmektedir (Eş. 2.2).

$$\begin{cases} g(x, y) = 0, & f(x, y) \leq T \\ g(x, y) = 1, & \text{diğer} \end{cases} \quad (2.2)$$

Birçok uygulamada bütünsel eşikleme yöntemi ile hesaplanan eşik değerinin tüm görüntüde en iyi sonucu vermediği durumlar vardır. Örneğin, arka plan piksel değerleri değişken olan görüntülerde bütünsel eşikleme yöntemi ile istenilen sonuçlar alınamamaktadır. Yerel eşikleme de görüntü alt bölgelere ayrılarak her kısım için ayrı eşik değeri belirlenebilir. Bu yerel eşikleme yöntemi, her piksel için ayrıca (bağımsız) alındığında adaptif (dinamik) eşikleme adını almaktadır (Gonzalez ve Woods, 2006; Zhang ve ark., 2010).

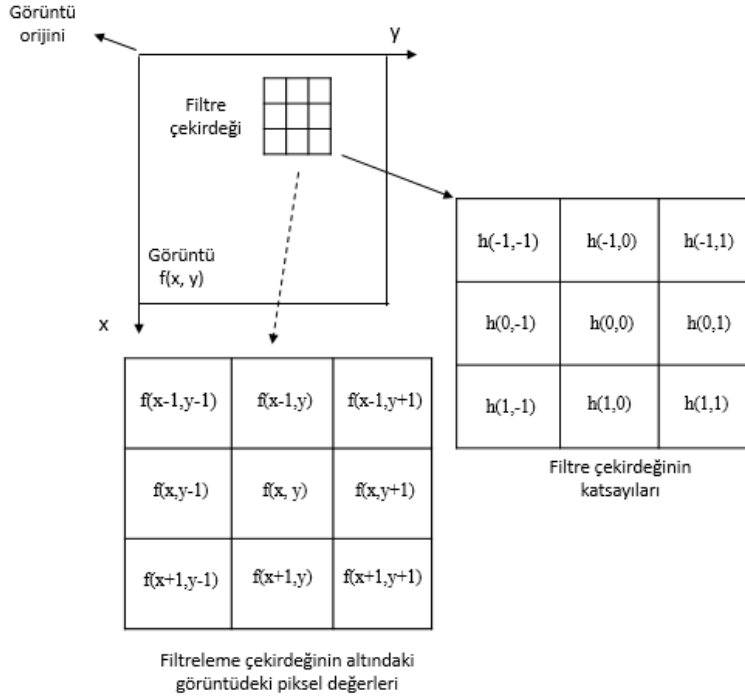
Bu yöntemler, geleneksel yöntemlere göre görüntüyü önce alt bölümlere ayırmaktadır. Bu bölümler hem objeyi hem de arka plan görüntüsünü içine alacak şekilde olmalıdır. Her alt bölüm için ayrı eşik değeri görüntü histogramından çıkarılır. Görüntüdeki bir pikselin komşuluğundaki değerleri temel alıp her bir piksel için ayrı bir eşik değeri hesaplanmaktadır. Eğer giriş (ilk kısım) görüntüsündeki bir  $(x, y)$  pikseli  $(x, y)$ 'de hesaplanan eşik değerinden (gri seviye) daha fazla ise  $(x, y)$  pikseli ön plan olarak etiketlenir. Az ise arka plan (obje) olarak etiketlenir. Ancak görüntü histogramı düzenli olmadığı durumlarda yan bölgelerin eşik değerlerine göre yeni bir eşikleme belirlenmektedir. Bu sayede görüntü için uygun eşikleme değeri her piksel için hesaplama yapılarak tekrar belirlenir. Yerel eşikleme yöntemlerinde eşikleme değerler için farklı yöntemler kullanılabilir. Bunlar; ortalama standart sapma, en büyük ve en küçük ortalama değer, yerel yoğunluk eğim değeri gibi yöntemlerdir (Pal ve Pal, 1993; Gonzalez ve Woods, 2006; Zhang ve ark., 2010).

### 2.2.3. Görüntü Filtreleme Yöntemleri

Sayısal görüntülerdeki istenmeyen işaretleri (gürültüleri) yok etmek, görüntüyü zenginleştirmek, görüntüde istenilen ayrıntıların ortaya çıkarılmak ya da daha belirgin hale getirilmek için yapılan işlemlere filtreleme denilmektedir (Gonzalez ve Woods, 2006). Filtreleme ile sayısal görüntüdeki piksellerin renk ve parlaklık değerleri çeşitli filtreleme operatörleri ile değiştirilmekte veya bozulan piksellerin değerleri yeniden hesaplanarak düzeltilmeye çalışılmaktadır.

Görüntü işleme yöntemlerinin bir kısmı uzaysal düzlemde giriş noktalarına bağlı kullanılır. Genellikle görüntü uzaysal filtre adı verilen bir sonlu darbe cevabı ve konvolüsyon işlemi ile gerçekleştirilir. Uzaysal filtreleme yerine konvolüsyon çekirdeği, konvolüsyon maskesi, konvolüsyon maskesi gibi isimler de kullanılır. Filtreleme işlemi görüntü üzerinde filtrenin boyutları oranında gezdirilerek görüntüdeki piksellerin değişimi ile yapılır. Farklı yöntemlere göre çeşitlilik gösteren piksel hesaplama işlemleri son değerini alarak yeniden hesaplanır. Bu hesaplanan piksel işlemi, kullanılan yöntemlere göre değişmekte (gürültü giderme, kenar keskinleştirme, görüntü yumuşatma vb.) ve komşu pikseller (ağırlıkları) dikkate alınarak yapılmaktadır (Gonzalez ve Woods, 2006).

Filtreleme işlemleri zaman uzayında konvolüsyon yöntemiyle komşu pikseller üzerinde oluşturulan pencerenin görüntü (konvolüsyon çekirdeği) üzerinde gezdirilmesi ile uygulanır. Filtreleme işlemleri, görüntüde uygulanacak piksel görüntünün merkezine denk gelecek şekilde konumlanır. Filtrenin bütün elemanları ilgili piksele komşuluk ilişkisi olan pikseller ile çarpılır. Daha sonra çarpımlar toplanarak işlem tamamlanır. Bu durum temsili olarak Şekil 2.3'te gösterildi. Yaygın olarak bu işlemler görüntü yumuşatma, iyileştirme, kenar belirleme, bulanıklık giderme gibi durumlarda kullanılmaktadır. Tüm filtreleme işlemlerinde, filtre çekirdeği farklı boyutlarda Şekil 2.3'te  $3 \times 3$  örneği verildiği gibi görüntü matrisiyle çarpılıp konvolüsyon sonucuna ulaşılmaktadır (Gonzalez ve Woods, 2006).

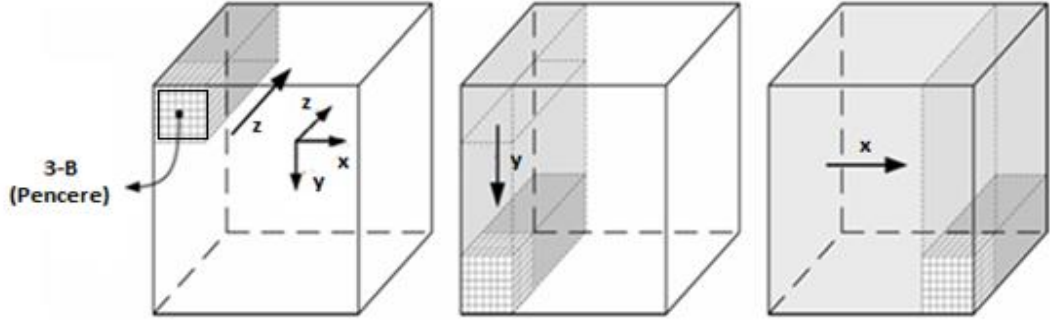


**Şekil 2.3.** 3×3 boyutlu filtre çekirdekli uzaysal filtreleme örneği

$$g(x, y) = \sum_{i=-m/2}^{m/2} \sum_{j=-n/2}^{n/2} h(i, j) f(x + i, y + j) \quad (2.3)$$

2B olarak filtreleme işlemi Eş. 2.3'te belirtildiği gibidir. Burada, m ve n görüntü boyutları, h filtre çekirdeği, f ise görüntü işlemenin yapılacağı görüntüdür. Konvolüsyon işlemi fonksiyonlarından biri olan  $h(i, j)$  nin  $f(x+i, y+j)$  görüntüsü üzerinde ilerlerken bu iki fonksiyonun çarpılarak toplanması ile gerçekleşir (Şekil 2.3). Filtre çekirdeği uygulamaya göre farklı boyutlarda 2B olarak  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $7 \times 7$ 'lik matrisler şeklinde kullanılabilir. Bu filtreleme yöntemin 3B olarak Eş. 2.4'teki gibi ifade edilir. Eş. 2.4, 3B olarak filtreleme işlemini göstermektedir. Burada, x, y, z yönlerindeki görüntü boyutları sırasıyla l, m ve n ve h filtre çekirdeği, f ise görüntü işleme yapılacak görüntüdür (Pratt, 2001; Zhang, 2009).

$$g(x, y, z) = \sum_{i=-l/2}^{l/2} \sum_{j=-m/2}^{m/2} \sum_{k=-n/2}^{n/2} h(i, j, k) f(x + i, y + j, z + k) \quad (2.4)$$



Şekil 2.4. Filtreleme işleminin 3B görüntü üzerinde gösterimi

Şekil 2.4'te 3B olarak filtreleme işleminin (pencere gibi) x, y ve z yönlerinde 3B görüntü üzerinde nasıl çalıştığının görsel gösterimidir. Filtreleme yöntemleri ile görüntü üzerinde iyileştirme, istenilen ayrıntıları ortaya çıkarma, yumuşatma, görüntüyü bulanıklaştırma, keskinleştirme veya kenar tespit gibi işlemler yapılmaktadır. Ancak görüntülere uygun filtreleme işlemi yapılmadığında görüntü üzerindeki gürültüler giderilememektedir. Görüntüdeki piksellerin tam olarak düzeltilemediği durumlarda bozuk olmayan görüntüdeki kısımlar da bozulmakta ve istenilen sonuçlar alınamamaktadır. Yapılan çalışma ve görüntülerin karakterine göre uygun filtre seçimi yapılarak görüntüler iyileştirilmelidir.

Görüntü işleme filtreleri, uzaysal ortamda filtreleme ve frekans ortamda filtreleme olarak ikiye ayrılır. Uzaysal filtreleme, doğrusal ve doğrusal olmayan olarak iki çeşittir. Doğrusal filtreler konvolüsyon filtreleri olarak da bilinirler. Görüntü işlemede kullanılan başlıca doğrusal filtreler; ortalama filtre, keskinleştirme filtre, bulanıklaştırma filtresi, hareket filtresi gibi filtrelerdir. Doğrusal olmayan filtreler ise medyan filtre, max filtresi ve min filtreleridir. Doğrusal ve doğrusal olmayan filtreler genelde gürültüyü azaltmak için kullanılır (Pratt, 2001). Ortalama filtre görüntülerdeki gürültüyü yok etmek amacıyla kullanılır. Görüntüdeki her pikselin değeri, pikselin komşu pikselleri ile beraber ortalaması alınıp yeniden hesaplanmaktadır. Görüntüdeki gri düzeyler arasında keskin geçişler azalır; daha yumuşak geçişler oluşur. Medyan filtre de ortalama filtre gibi gürültülerin giderilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Medyan filtrenin dezavantajı görüntünün kenarlarını yok etmesidir. Fakat ortalama filtreye göre ayrıntıların korunmasında daha etkili sonuç vermektedir. Medyan filtre tuz biber gürültüsünde iyi sonuç verirken, diğer gürültü tiplerinde ise bilgi kaybına neden olabilir (Gonzalez ve Woods, 2006).

Gauss filtresi de ortalama ve medyan filtre gibi görüntülerdeki gürültüleri gidermek ve görüntüleri yumuşatmak amacıyla kullanılan bir filtredir. Gauss filtresi ortalama filtre gibi görüntülerde bulanıklaşmaya sebep olmaktadır. Bulanıklaşma derecesi Gauss fonksiyonunun standart sapması ( $\sigma$ ) ile belirlenir. Gauss filtresi her bir pikselin komşuluklarının ağırlıklandırılmış şeklinde bir çıkış vermektedir. Bu ise ortalama filtredeki düzgün ağırlıklandırmadan farklıdır. Bunun sonucunda Gauss filtresi ortalama filtreden daha hassas görüntülerde kenarları koruma ve daha az yumuşatma sağlamaktadır. Gauss filtresinin en büyük problemi ise filtre çekirdeği için seçilecek olan standart sapma değerinin belirlenmesidir. Standart sapma değeri büyük seçildiğinde görüntüdeki gürültü azaltılırken kenarlarda bozulmaya ve bulanıklaşmaya neden olmaktadır. Standart sapma değeri küçük seçildiğinde ise kenarlar korunurken gürültü giderimi ve bulanıklaşma azalmaktadır.

Keskinleştirme için kullanılan filtreleme yöntemlerinde türev fonksiyonları kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin asıl amacı, görüntüdeki detayları keskinleştirilme işlemini gerçekleştirebilmektir. Bu yöntem, bulanık görüntülerde görüntüdeki bazı detayları keskinleştirmek için kullanılmaktadır. Kullanılan türev fonksiyonları görüntüdeki kenarları ve aynı zamanda gürültüleri belirginleştirebilir. Birinci ve ikinci dereceden türev fonksiyonu keskinleştirme filtrelerinin temellerini oluşturur. Kullanılan türev fonksiyonunun kuvveti ise uygulandığı kısımda görüntünün süreksizliğinin derecesi ile orantılı olarak değişiklik göstermektedir. Görüntülerdeki düz bölgelerde (sabit renk geçişlerindeki bölgelerde) görüntüdeki süreksizliğin başladığı, sona erdiği kısımlarda ve bir eğri boyunca türevin davranışı incelenmektedir. Ayrıca bu keskinleştirici filtreler bir görüntüdeki kenar hatlarını netleştirmek için kullanılmaktadır. Görüntüdeki kenar hatları ile kastedilen kısım, arka plandan objeleri ayıran keskin renk ayrılıklarıdır. LoG yönteminde ise ilk olarak Gauss filtreleme yöntemi kullanılır. Görüntünün direk laplasyanını almak görüntüde gürültüleri artıracığından öncelikle Gauss fonksiyonu ile görüntüdeki geçişler yumuşatılır ve bu işlemden sonra laplasyan operatörü uygulanır.

Frekans uzayında ise bir görüntüdeki filtrenin etkisini ifade edebilmek için görüntünün frekans bileşenleri önemli ölçütlerden birisidir. Görüntülerin frekans bileşenleri mesafeye göre gri seviyelerindeki değişimlerin ölçüsü olarak ifade edilir. Görüntünün yüksek frekanslı kısımları yakın mesafelerdeki piksellerin gri

değerlerinin yüksek miktarda değişikliklerini ifade eder. Yüksek frekans bileşenlerine örnek olarak görüntünün gri seviye değişimlerinin yüksek miktarda olduğu kenarları ve görüntüdeki gürültüler verilebilir. Görüntünün alçak frekanslı kısımları ise görüntüdeki piksellerin gri değerlerinin mesafeye göre daha az değiştiği görüntü kısımlarını ifade eder. Görüntüdeki alçak frekans gri seviyeleri daha az değişen yüzeyler olarak örneğin arka planlar ve cilt dokuları verilebilir. Frekans uzayında filtreleme işleminde konvolüsyon işlemi çarpma işlemine dönüşmektedir. Frekans uzayında bu işlem, Fourier dönüşümleri ile ifade edilir. Bu dönüşüm, bir görüntünün başka parametreler ile ifade edilmesi anlamına gelir. Ters dönüşüm ise, görüntünün ilk halindeki parametreler ile ifade edilebilir bir şekle geri döndürülme işlemini ifade etmektedir (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006).

#### **2.2.4. Görüntü İnterpolasyon Yöntemleri**

Tıbbi görüntüleme sistemlerinde lezyon, lezyon benzeri ve çeşitli anatomik yapıların (küçük olması durumlarında bile) net olarak görüntülenmesi gerekmektedir. Ayrıca görüntülerin büyütülüp ve/veya yeniden boyutlandırması durumunda görüntülerin bozulmaması gerekmektedir. 3B görüntülerde ise görüntülerin farklı açı ve yönlerde (x-y, x-z, x-y-z) elde edilmesi ve analiz edilme işlemlerinde görüntü kontrastlarında meydana gelebilen olası değişiklikler beklenmedik bir durumdur. Bu yüzden görüntüleme sistemlerinde 2B ve 3B görüntüleri daha net hale getirebilmesi ve geometrik düzeltmelerinin yapılması için interpolasyon yöntemleri kullanılmaktadır.

İnterpolasyon kelimesi “Interpolation” kelimesinden gelir. Bu kelimenin “inter” kısmı “arasında” anlamına gelmektedir. “pole” kısmı ise nokta, veri veya düğüm anlamındadır. Dolayısıyla var olan sayısal değerleri kullanarak, bilinmeyen noktalardaki değerlerin tahmin edilmesi olarak açıklanmaktadır. Sayısal analiz yöntemlerinde tanımlanan elde mevcut olan değer veri noktalarından yola çıkılıp, farklı bir yerde ve değeri bilinmeyen veri noktasının değerini bulan yöntemlerin tümüne interpolasyon yöntemleri denilmektedir (Pratt, 2001).

İnterpolasyon yöntemleri, genelde mühendislik ve deneylere/ölçümlere dayalı tıbbi görüntüleme alanlarında, toplanan verilerin bir fonksiyon eğrisine uydurulması ve görüntüleri daha net hale getirmek için kullanılmaktadır. Tıbbi görüntüleme uygulamalarında görüntü oluşturulurken toplanan verilerin dağınık ve özellikle homojen olmadığı durumlarda interpolasyon yöntemleri ile görüntülerde bilinmeyen

veri noktalarındaki değerler tespit edilebilir. En yakın komşu interpolasyon, çift doğrusal interpolasyon, çift kübik interpolasyon ve kübik spline interpolasyon yöntemleri, medikal görüntü işleme uygulamalarında sıklıkla kullanılan interpolasyon çeşitleridir (Roy ve ark., 2013).

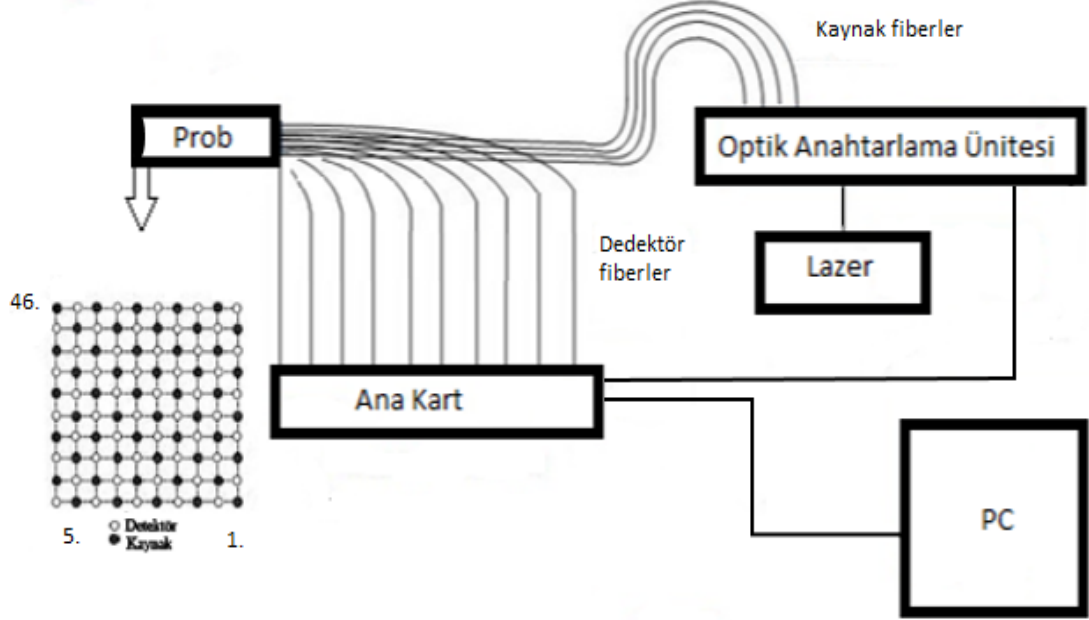
En yakın komşu interpolasyonda dzeltiľmiř görüntüde yeni piksele değer olarak girdi görüntüde bu piksele en yakın pikselin değeri atanır. Yani bu yöntem ilk aşamada en yakın pikseli belirler ve bu pikselin değerini girdi pikseline atar. Bu metot diğer metotlar arasında en kolay olanıdır. Çift doğrusal interpolasyon (birinci dereceden interpolasyon) çıktı pikseline en yakın dört pikseli belirleyerek bu dört pikselin değerlerine göre ağırlıklı ortalamaları atar. Bu dört pikselin ağırlığı ise çıktı pikselinin konumuna olan uzaklıklarına göre belirlenir. Ortalama alma işlemi girdi görüntüdeki piksel değerlerini değiştirir ve çıktı görüntüsüne bütünüyle yeni bir değer atar. Çift yönlü doğrusal interpolasyon görüntüdeki keskin kenarları bulanıklaştıran yüksek frekanslı içeriği azaltır. Bu yöntem sürekli ve yumuşak değişimli yüzeyler için uygundur. Hesaplama yükü diğer yönteme göre biraz daha fazladır (Gonzalez ve Woods, 2006).

Çift kübik interpolasyonda çift doğrusal interpolasyonda olduğu gibi aynı hesaplama tekniği kullanılarak çıktı pikselinin değeri hesaplanır. Ancak bu yöntemde yeni çıktı pikselini girdi görüntüde çevreleyen on altı en yakın komşu pikselin değeri ve bunların uzaklığa bağlı ağırlıkları göz önüne alınarak çıktı piksellerin değerleri hesaplanır. Çift doğrusal interpolasyon yönteminde olduğu gibi bu yöntemde de yeni değerler elde edilir. Kübik spline interpolasyon yöntemi ise görüntüdeki bütün piksellerde ikinci derece türev alma işlemini gerektirir. Çift kübik interpolasyon yönteminden farklı olarak kübik spline fonksiyon, görüntüdeki data noktası olmayan uç koşulları kullanarak interpolasyon eğrisini daha düzgün hale getirmeye çalışmaktadır. Ancak görüntüdeki uç koşullardaki dataları görüntüye dahil etmek görüntüde istenmeyen bölgelerin oluşmasını sağlayabilir. Bu nedenle sıklıkla kullanılan bir yöntem değildir. Ayrıca bu yöntem yoğun bir hesaplama işlemi gerektirdiğinden yavaş işleyen bir yöntem olarak bilinir (Maeland, 1988; Gonzalez ve Woods, 2006).



### 3.GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Difüz Optik Tomografi Sistemi



Şekil 3.1. Difüz optik tomografi sisteminin blok diyagramı

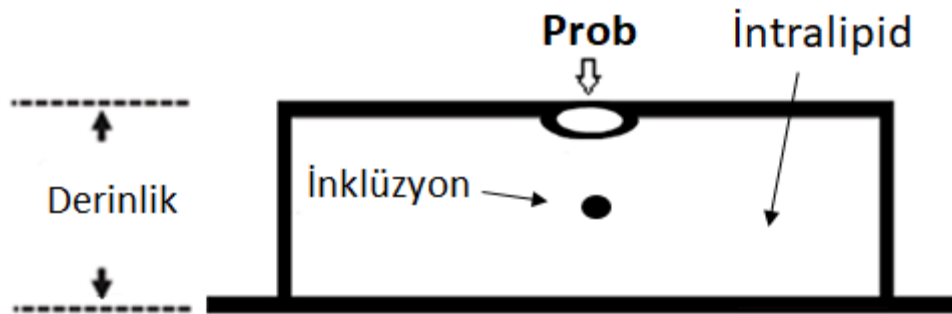
Tez kapsamında kullanılan DOT cihazı, Akdeniz Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Biyomedikal Optik Araştırma Ünitesi'nde daha önceden tasarlanmış olan Sürekli Dalga Difüz Optik Tomografi (CWDOT) sistemidir (Kazancı ve ark., 2015). CWDOT sistemi geri yansıma geometrisinde çalışmakta olup dokuya gönderilen 808 nm dalga boyunda ışık doku içinde difüzyona uğramakta ve bir kısmı yanı yüzeyden geri çıkmaktadır. Sistemde kullanılan 49 çıkışlı bir optik anahtarlama ünitesi ile lazer, 49 kaynak fibere yönlendirilmektedir (Şekil 3.1).

Optik probun yüzey alanı  $28 \times 28 \text{ mm}^2$  olup, en yakın kaynak - dedektör arası mesafesi 3 mm'dir. Probun kaynak ve dedektörlerin dağılımı Şekil 3.1'de dairesel şekilde gösterildiği gibidir (1., 5., 46. kaynaklar). Prob üzerinde çapları 1 mm olan 49 tane kaynak fiber ve 49 tane dedektör fiber bulunmaktadır. (Şekil 3.1). Bu fiberler  $10 \times 10$ 'luk bir matris şeklinde prob yüzeyine yerleştirilmiştir. Prob yapısında 22 farklı kaynak dedektör mesafesi ve toplamda 2401 ( $49 \times 49$ ) eşleşme mevcuttur. Prob üzerinde en uzak komşular arasındaki mesafe ise 36.12 mm'dir (Şekil 3.1). Doku ve/veya doku benzeri ortama gönderilen lazer, dedektör fiberler tarafında toplanmakta ve foto diyotlara gönderilmektedir (Kazancı ve ark., 2015).

Geri yansıyan ışık, dedektör fiberler ile foto diyotlara iletilir. Gelen ışığın şiddetine bağlı olarak foto diyotların ürettiği akımlar integral alıcı devreye (DDC232) iletilir. DDC232 devresi, farklı entegrasyon zamanları süresince akımları gerilime çevirmek için kullanılan bir devredir. Bu devre sayesinde kaynak fiberden ışık gönderilir ve aynı anda tüm dedektör fiberlerinden geri yansıyan ışıklar toplanır. DDC232 devresiyle ayarlanan entegrasyon zamanları ile yakın kaynak dedektör mesafeleri için küçük, uzak kaynak dedektör mesafeleri için büyük entegrasyon zamanları ayarlanmaktadır. Bu durumda yakın komşuluklarda toplanan ışığın doyuma gitmeyecek, uzaktaki komşulukların ise yeterince ışığı toplanmasına olanak verecek şekilde veriler elde edilir (Kazancı ve ark., 2015). Toplanan veriler, daha sonra homojen olmayan ortamdan aynı şekilde alınan ölçüm ile aralarındaki ışık şiddeti değişimi (pertürbasyon verileri) hesaplanır. Bu veriler kullanılıp görüntü oluşturmak için uygun geri çatım tekniklerinden yararlanılır (Siegel ve ark., 1999; Gaudette ve ark., 2000).

### 3.2. Deney Seti

Tez kapsamında, CWDOT sistemi ile doku (meme) eşdeğeri ortam ve kuyruk yağının içerisindeki dalak parçalarından görüntüler elde edilip in-vitro deneyler yapıldı. İlk olarak, probun hizasına getirilen inklüzyon ve/veya inklüzyonların, intralipit içinde ölçülmesi amaçlandı. Deneyler için tasarlanan fantom  $28 \times 18 \times 12$  cm<sup>3</sup> hacminindedir. Bu fantomun üst tarafında, CWDOT sisteminin probuna uygun şekilde tasarlanmış bir delik mevcuttur (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Validasyon ve inklüzyon deney setinin blok diyagramı

Bu deneylerde meme eşdeğeri ortam hazırlamak için hazırlanan fantomun içine (5000 ml) intralipid, ICG - su karışımı konuldu. Hesaplamalar sonucunda bu karışımın absorpsiyon katsayısı  $0.04 \text{ cm}^{-1}$  olarak ayarlandı. Daha sonra meme

dokusuna göre absorpsiyon katsayısı daha yüksek olan tümörlü yapıya benzer bir yapı olan inklüzyonun absorpsiyon katsayısı  $0.16 \text{ cm}^{-1}$  olarak oluşturulup fantomun içine konuldu. Hazırlanan deney seti Şekil 3.2’de gösterildiği gibidir (Sevim, 2016).

Deneylein ikinci kısmında, optik özellikleri meme dokusuna benzeyen bir heterojen ortam oluşturuldu. Bu oluşturulan heterojen ortamı (meme fantomu) ve içerisindeki tümör benzeri yapıları görüntülemek amacıyla; kuyruk yağının içerisine dalak parçaları uzunlamasına ve farklı konumlarda konularak CWDOT sisteminde ölçümler alındı.

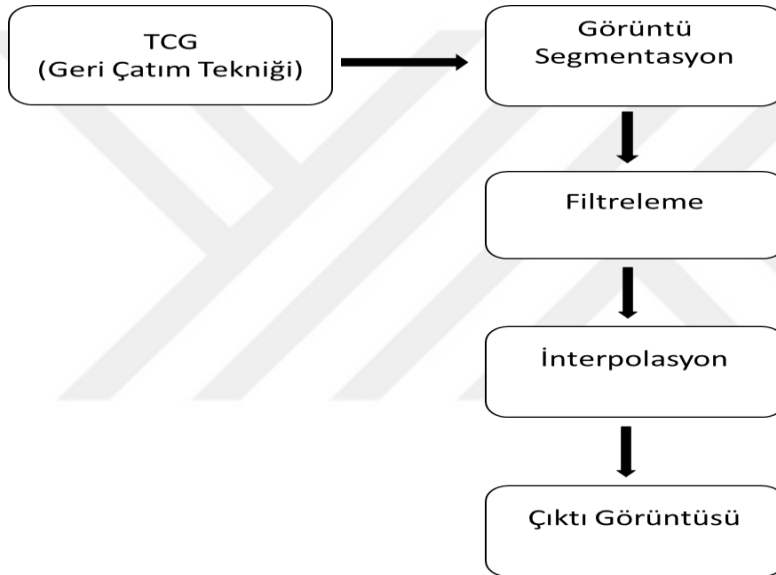
### 3.3. Geri Çatım Teknikleri

DOT sistemlerinde optik özellikler kullanılarak görüntü oluşturma aşamalarında matematiksel, fiziksel yaklaşımlardan yararlanılmaktadır. Radyatif transfer denklemi (RTE) bazı yaklaşımlar ile difüzyon denklemine dönüştürülür. Genelde difüzyon denklemin çözümünde iki ayrı yaklaşım olan Rytov ve Born yaklaşımları (Arridge, 1999) kullanılarak difüzyon denkleminin çözümü doğrusal hale getirilir. Bu denklemlerin çözümlerinde bir takım geri çatım tekniklerinden yararlanılır. DOT sistemlerinde kullanılan bu teknikler Cebirsel ve Alt uzay teknikleri olmak üzere genel olarak 2’ye ayrılır. Cebirsel geri çatım tekniklerinde; Cebirsel geri çatım tekniği (Algebraic reconstruction - ART) ve eşzamanlı cebirsel geri çatım tekniği (Simultaneous iterative reconstruction - SIRT) görüntü oluşturmada kullanılmaktadır (Trampert ve Leveque, 1990; Siegel ve ark., 1999).

Alt uzay geri çatım tekniklerinden ise Tekli nokta ayrışması (Truncated singular value decomposition - TSVD), Kesikli eşlenik gradyent (TCG), İkili eşlenik gradyent (Bi-conjugate gradient – BCG) ve Yarı serbest minimal residül transpoz (Transpose Free Quasi Minimal Residual - TFQMR) teknikleri DOT sistemlerinde kullanılmaktadır (Gaudette ve ark., 2000; Sevim, 2016). CWDOT sistemi ile meme eşdeğeri ortamlarda in-vitro deneyler ile elde edilen verilere yukarıda belirtilen geri çatım teknikler kullanılarak 2B ve 3B görüntüler oluşturuldu. CWDOT sistemdeki geçmiş çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda görüntü işleme öncesi TCG algoritmasıyla verilerin alınmasına karar verildi (Sevim, 2016).

### 3.4. Sürekli Dalga Difüz Optik Tomografi Sisteminde Görüntü İşleme Yöntemleri

CWDOT ile intralipid ve kuyruk yağından oluşan meme fantomlarından ölçümler alındı. Fantomlarda boyutları x, y ve z yönlerinde  $3.9 \times 3.9 \times 2.4 \text{ cm}^3$  olan probun altındaki hacmin görüntüsü oluşturuldu. Görüntüde olan, voksel boyutları ise  $0.26 \times 0.26 \times 0.24 \text{ mm}^3$ , voksel sayısı  $15 \times 15 \times 10$ 'dur. CWDOT sistemine uygun görüntü işleme yöntemleri ile inklüzyon ve kuyruk yağı deney sonuçları elde edilecektir. Çalışma kapsamında gerçekleştirilen tüm görüntü işleme yöntemleri MATLAB 2019b programıyla gerçekleştirildi. Tez kapsamında gerçekleştirilen görüntü işleme yöntemlerinin uygulama sırası Şekil 3.3'teki gösterildiği gibidir.



Şekil 3.3. Görüntü işleme yöntemlerinin akış şeması

#### Görüntü Segmentasyonu

Görüntü segmentasyonunda kullanılan en önemli yöntemlerden birisi eşikleme yöntemidir. Bu çalışmada eşikleme yöntemlerinin kullanılma amacı, oluşturulan görüntülerde gürültüden dolayı gerçekçi olmayan bölgelerden kurtulmak ve arka plandan objelerin (inklüzyon) ayırt edebilmektir. Eşikleme yöntemleri, bütünsel ve yerel olarak iki farklı şekilde tasarlanarak gerçekleştirildi. Deneylerden elde edilen verilere ilk olarak TCG geri çatım algoritması uygulandı. TCG algoritması sonrası oluşan verilere bütünsel eşikleme algoritması uygulandı. TCG geri çatım algoritması ile elde edilen verilere eşikleme yöntemi uygulanarak oluşturulan görüntülerden arka plan ile objelerin ayırt edilmesi amacıyla kullanıldı.

Eşikleme yöntemlerinden en önemli örneklerinden Otsu yöntemi çalışma kapsamında kullanıldı. Bu yöntemin algoritması incelenecek olursa;

- Görüntü  $t$  eşik değeri arka plana ait piksellerin sınıflandırılıp görüntüde bulunma olasılığı ifadesi Eş. 3.1 ile hesaplanırken, objeye ait piksellerin bulunma olasılığı ise Eş. 3.2’de gösterildi. Burada  $p_i$ ,  $i$  yoğunluk değerinin olasılığıdır.

$$w_0 = \sum_{i=0}^t p_i \quad (3.1)$$

$$w_0 = 1 - w_0 \quad (3.2)$$

- $\mu_t$ , tüm görüntüdeki piksellerin ortalamasını (Eş. 3.3), görüntüdeki arka plana ait piksellerin  $\mu_b$  (Eş. 3.3), objeye ait piksellerin ortalamaları  $\mu_0$  (Eş. 3.5) olarak ifade edilmektedir.

$$\mu_t = \sum_{i=0}^t i p_i \quad (3.3)$$

$$\mu_b = \mu_t / w_0 \quad (3.4)$$

$$\mu_0 = (\mu - \mu_t) / (1 - w_0) \quad (3.5)$$

$$\sigma_T^2 = w_0 \sigma_b^2 + [1 - w_0] \sigma_0^2 + (\mu_b - \mu_t)(w_0) + (\mu_0 - \mu_t)[1 - w_0] \quad (3.6)$$

Görüntüdeki piksellerin toplam yoğunluk ortalamasından her bir sınıf için ortalama değerlerinin varyansı sınıflar arası bir varyans olarak tanımlanır.  $\sigma^2_T$  ve ortalama  $\mu_T$  i. inci pikselden görüntüde kaç tane olduğunu göstermek üzere sınıflar arası varyans tanımlanır (Eş. 3.6). Görüntünün obje ve arka planını birbirinden en iyi şekilde ayırt edebilecek  $t$  eşik değeri, görüntünün objeler ile arka planı temsil eden piksel grupları arasındaki varyansı en büyük, bu piksel grubunun içerisindeki varyansı en az olacak şekilde belirlenmelidir.

Uygun eşik değerinin belirleme işlemi aşağıdaki gibi bir algoritma mantığıyla belirlenebilir;

- Görüntü içerisindeki histogram değerlerinden en küçük ve en büyük genlik değerini belirleyip orta değeri  $t$  olarak belirlenir.
- $t$  değeri kullanılarak iki farklı piksel grubu (obje ve arka plan olarak) oluşturulur.
- Her bir sınıflandırma  $\mu_0$  (objeye ait piksel ortalamaları) ve  $\mu_b$  (arka plana ait piksellerin ortalamaları) olarak hesaplanır.
- $\mu_0$  ve  $\mu_b$  olan bölgesel ortalamalardan (iki değer toplanıp ikiye bölünür) yeni  $t$  değeri belirlenir.
- $t$  değeri bir döngü boyunca iteratif olarak, görüntünün objeler ile arka planı temsil eden piksel grupları arasındaki varyansı en büyük, bu piksel grubunun içerisindeki varyansı en az olacak şekilde oluncaya kadar devam etmektedir.

Çalışmanın yerel veri işleme kısmında ise adaptif eşikleme yöntemi olan CLAHE (Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme) yöntemi kullanıldı. Bu yöntem, ilk olarak görüntüyü eşit boyutlarda birbirleriyle örtüşmeyecek bölgelere ayırmaktadır. Görüntüyü bölgelere ayırırken, iyi bir sonuç alabilmek için istatistiksel olarak en verimli bölge sayısı seçilmektedir. Eğer çok fazla bölgeye ayrılırsa, hem çalışma süresi açısından hem de elde edilecek görüntünün kalitesi açısından verimsiz bir durum oluşabilmektedir. Eğer az bölgeye ayrılırsa da, çalışma süresi bakımından verimsiz olmasa da, elde edilen görüntünün kalitesi açısından verimsiz bir durum oluşabilmektedir. Literatürde sık olarak kullanılan görüntünün  $8 \times 8$  (64) boyutlarındaki bölgelere ayrılmış hali Şekil 3.4'te gösterilmektedir. Şekilde görülen; CR noktaları köşe bölgelerini, BR noktaları kenar bölgelerini, IR noktaları ise iç bölgeleri göstermektedir (Pal ve Pal, 1993).

Bu yöntemde, bölgeler ayrıldıktan sonra her bir bölgenin histogram değerleri hesaplanarak istenilen kontrast genişleme sınırına göre bir kırpma değeri belirlenmektedir. Belirlenen kırpma değerinin üstüne çıkmayacak şekilde histogram dağılımı tekrar yapılmaktadır. Son olarak ise, gri tonlamalı harita için elde edilen kontrast sınırlı histogramların, kümülatif dağılım fonksiyonlarına karar verilmektedir. CLAHE yönteminde, pikseller doğrusal olarak dört komşu bölgelerindeki dönüşümlerin sonuçları birleştirilerek eşleştirilmektedir. IR noktaları

için dört komşu bölgeleri sorunsuz bulunmaktadır, fakat BR ve CR için farklı olarak piksel değerleri değişmemektedir (Pal ve Pal, 1993).

CR	BR	BR	BR	BR	BR	BR	CR
BR	IR	IR	IR	IR	IR	IR	BR
BR	IR	IR	IR	IR	IR	IR	BR
BR	IR	IR	IR	IR	IR	IR	BR
BR	IR	IR	IR	IR	IR	IR	BR
BR	IR	IR	IR	IR	IR	IR	BR
BR	IR	IR	IR	IR	IR	IR	BR
CR	BR	BR	BR	BR	BR	BR	CR

Şekil 3.4. CLAHE yönteminde kullanılan görüntünün eşit bölgelere ayrılmış yapısı

### 3.4.1. Filtreleme Yöntemleri

#### Ortalama Filtreleme

Ortalama filtreleme, görüntüleri yumuşatmak için kullanılan en basit olan ve kolay uygulanan yöntemlerden bir tanesidir. Bu yöntem görüntüdeki bir piksel ile bir diğer piksel arasındaki değişim miktarını azaltmaktır. Ortalama filtreleme, bir görüntünün bir piksel değerini kendisinin ve komşularının olduğu ortalama bir değer ile değiştirerek hesaplama yapan bir yöntemdir. Ancak bu hesaplama, çevresindekileri temsil etmeyen piksel değerlerinin ortadan kaldırılmasına yol açmaktadır. Ortalama filtresi bir konvolüsyon filtresi olarak çekirdek filtreleme temeline dayanır ve genellikle görüntülerdeki gürültüyü azaltmak için kullanılır.

Ortalama filtrenin yumuşatma işlemlerinde daha büyük filtreleme işlemleri  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $7 \times 7$  gibi boyutlarda kullanılabilir (Gonzalez ve Woods, 2006). Büyük boyutta filtre seçiminde görüntülerde tek bir tarama ile oluşan etki, daha küçük boyuttaki filtre seçimlerinde görüntü üzerinde birden fazla geçişi ile de sağlanabilir. Ortalama filtresi, bir görüntüdeki gürültüyü azaltmak için kullanılan en basit yöntem olmasına rağmen görüntülerde gürültüler daha az belirgin hale getirilip görüntüler yumuşatılmış olmaktadır. Kullanılan maskeleme boyutu artırılırsa yumuşatma daha da artacak ancak görüntülerin netliği bozulacaktır.

$$g(x, y, z) = \frac{\sum_{i=-l/2}^{l/2} \sum_{j=-m/2}^{m/2} \sum_{k=-n/2}^{n/2} h(i, j, k) f(x + i, y + j, z + k)}{\sum_{i=-l/2}^{l/2} \sum_{j=-m/2}^{m/2} \sum_{k=-n/2}^{n/2} h(i, j, k)} \quad (3.7)$$

Eş. 3.7’de m ve n sırasıyla x, y, z yönlerindeki görüntü boyutları, h filtre çekirdeği, f eşikleme sonrası elde edilen görüntüdür. Seçilen filtreleme ile boyutlarındaki piksel değerleri ile görüntünün her bir piksel değeri kendisinin ve komşularının olduğu ortalama değer ile değişerek hesaplama yapılır. Ancak Ortalama filtrelemeyle ilgili iki ana problem vardır. İlk problemde görüntüyü iyi temsil etmeyen değere sahip bir piksel değeri, görüntüdeki komşu bölgedeki tüm piksellerin ortalama değerini önemli ölçüde etkiler ve bozabilir. Bu durum görüntüde istenmeyen değişmelere sebep olur.

Diğer problemde ise filtre görüntüde bir kenar üzerinden geçerken, kenarın her iki tarafındaki piksellerin değeri için yeni değerler üretebilir. Bu durum görüntü kenarlarında bulanıklaşmalara neden olacaktır. Eğer görüntüde keskin kenarların kaybolması istenmiyorsa bu filtreleme yönteminin kullanımı önerilmemektedir. Bu iki problemi gidermek için Ortalama filtresi yerine, Medyan filtresi (Median filter) geliştirildi. Ancak bu filtrede ortalama filtrelemeye benzer çalışmakta ve hesaplama süresinin uzun sürdüğü bilinmektedir. Bu filtrelere alternatif olarak görüntüyü yumuşatmak için yaygın kullanılan filtrelerden biri de Gauss filtrelemedir (Gonzalez ve Woods, 2006).

### **Gauss Filtreleme**

Ortalama filtreme yönteminin Gauss dağılımı kullanılarak biraz daha değiştirilmiş hali Gauss filtreme olarak bilinmektedir. Bu filtreleme yönteminde, Gauss dağılım fonksiyonu kullanılarak filtrenin standart sapma değerinin genişliğine bağlı bir çekirdek üretilir. Böylelikle görüntüde düzleştirme sağlayan ve bulanıklık etkisi oluşturan alçak geçiren bir filtre elde edilir. Bu filtrenin bulanıklık etkisi  $\sigma$ , standart sapma ile belirlenir. Bu etki ile ortalama filtrelerde olduğu gibi taneli yapıda olan gürültüler görüntüden kaldırabilir. Filtre yapısı sayesinde düzleştirme etkisi kuvvetli ve doğrusal difüzyon şeklindedir. Üç boyutlu Gauss dağılımı yöntemi Eş. 3.8’de gösterildiği gibidir.



$$G(x, y, z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma^3} \exp\left(-\frac{x^2+y^2+z^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3.8)$$

Görüntülerdeki gürültüden kurtulma ve görüntülerin daha yumuşak hale getirilme ihtiyacından dolayı 3B olarak tasarlanan bu filtrede x, y, z koordinatları,  $\sigma$  standart sapmayı göstermektedir. Bu filtreleme yönteminde  $3 \times 3 \times 3$ ,  $5 \times 5 \times 5$ ,  $7 \times 7 \times 7$  gibi farklı boyutlardaki pencere genişliği (windowing) 3B olarak tasarlanabilmektedir. Gauss filtreleme, görüntülerde sonsuz bir transfer fonksiyonuna karşılık mekansal alanda sonlu bir filtre penceresinde (tarama penceresi) filtreleme yapılabilmektedir. Bu da filtrenin temel problemini daha kolay çözülebilir hale getirerek kullanım alanlarını artırmaktadır (Zhang ve ark., 2009).

CWDOT sisteminde 3B olarak tasarlanan Gauss filtresi eşikleme işleminden sonra kullanıldı. Bu filtre Eş. 3.8’de belirtildiği gibi  $G(x, y, z)$ , x, y, z koordinatlarını,  $5 \times 5 \times 5$  boyutunda pencere genişliğinde, gauss eğrisini merkezi (0,0) noktası ve standart sapma değeri ( $\sigma = 1$ ) olmak üzere 3B olarak tasarlandı. Bu tasarlanan filtre sayesinde görüntüler için aynı doğrulukta sonuç veren, gürültüden arındırılmış ve yumuşatılmış bir görüntü elde edilmesi amaçlandı (Gonzalez ve ark., 2006).

Gauss filtrenin düzgünleştirme etkisi, bir görüntüyü ortalama filtreye benzer şekilde bulanıklaştırabilir. Filtrenin düzeltme derecesi Gauss filtresinin standart sapması ile belirlenmektedir. Daha büyük standart sapma değeri, gauss fonksiyon grafiğini daha geniş hale getirmektedir. Bundan türetilen filtre çekirdeği görüntü matrisinde Gauss eğrisinin doğru olarak temsil edebilmesi için daha büyük boyutta olmalıdır. Gauss filtreleme yöntemi görüntüde her piksel bölgesinin ağırlıklı ortalamalarını çıkararak merkez piksel değerine doğru yaklaştıkça ağırlıklandırmayı giderek artırır. Bu durum, ortalama filtreme yöntemine (her yeri eşit ağırlıklandırma yapar) göre daha hassas bir düzeltme yaparak görüntüdeki veri geçişlerinin daha yumuşak hale getirilmesini sağlar. Ayrıca Gauss filtreme yöntemiyle görüntü üzerindeki frekans (çok sık aralıkla görüntü üzerindeki değişimleri) bileşenleri korunmaktadır. Görüntü kenarlarını benzer filtre büyüklüğünde ortalama filtreden daha iyi koruduğundan bu filtrenin kullanımı daha avantajlıdır. Ancak Gauss filtresi görüntüdeki keskin kenarları (yüksek frekansları) zayıflatır. Bu durum bu filtrenin dezavantajlarından biridir (Gonzalez ve Woods, 2006).

### Laplas Filtreleme

Laplas filtreleme görüntülerdeki kenar geçişlerini ve hatlarını belirlemek için kullanılmaktadır. Burada görüntü kenarı ile kastedilen, objeleri görüntünün arka planından ayıran keskin geçişlerdir. Laplas doğrusal bir operatördür. İkinci dereceden türevi temsil eder ve Laplas yönteminin doğrudan kullanımı yerine daha genel olan LoG yöntemi kullanılır. LoG yöntemi görüntü zenginleştirerek görüntü kenar geçişlerini yakalamak için kullanılmaktadır. Görüntülerdeki hızlı değişiklikleri tespit edilmesinde etkili bir yöntemdir (Gonzalez ve Woods, 2006).

### Laplasyan Gauss Filtreleme

LoG yönteminde, Gauss alçak geçiren filtreleme kullanılarak görüntüdeki geçiş yumuşatılır. Görüntünün direk laplasyanını almak görüntülerde gürültüyü daha fazla artırabilir. Bu durum görüntüde istenmeyen birçok kenar noktasının ve gürültünün oluşmasına neden olacaktır. LoG yöntemi, görüntünün bir Gauss fonksiyonu ile konvolüsyonu sonrasında laplasyanı hesaplanarak gerçekleştirilir. Sıfır merkezli (0,0) ve Gauss standart sapmasına sahip LoG yöntemi Eş. 3.9'de gösteriliği gibidir.

$$LoG(x, y, z) = \frac{-1}{\pi\sigma^4} \left[ 1 - \frac{x^2 + y^2 + z^2}{2\sigma^2} \right] e^{-\frac{x^2+y^2+z^2}{2\sigma^2}} \quad (3.9)$$

Bu yöntemde standart sapma değeri değiştirilerek filtrenin iyileştirme ve düzeltme miktarı kontrol edilebilmektedir. Görüntüde piksel yoğunluğu değerleri x, y, z koordinatlarında olan görüntünün Laplasyanı Eş. 3.10'da gösterildiği gibidir (Gonzalez ve Woods, 2006).

$$L(x, y, z) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial z^2} \quad (3.10)$$

#### 3.4.2. İnterpolasyon Yöntemleri

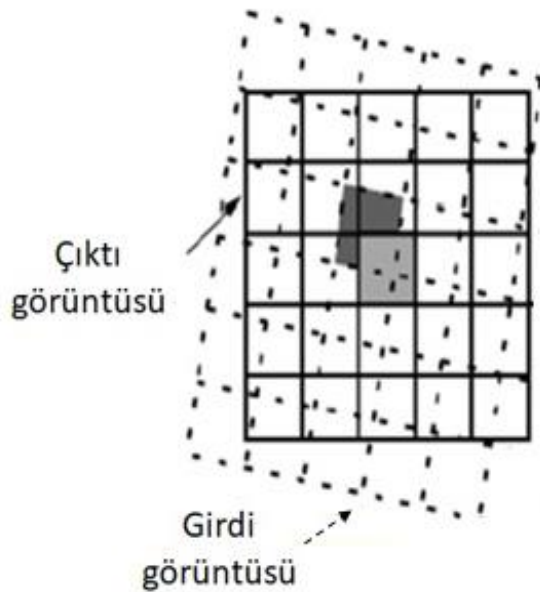
CWDOT sisteminden elde edilen 3B görüntülerin gerçek boyutlara daha yakın, gerçekçi ve net hale getirilmesi için eşikleme ve filtreleme yöntemleri uygulandıktan sonra interpolasyon yöntemleri uygulandı. Bu kısımda kullanılan en yakın komşu

interpolasyon, çift doğrusal interpolasyon, çift kübik interpolasyon ve kübik spline interpolasyon yöntemleri 3B olarak CWDOT sisteminde uygulandı ve test edildi.

CWDOT sisteminde görüntüleme sırasında görüntülenecek inklüzyonların küçük ve farklı şekillerde olması durumunda bile görüntü netliğinin iyi olması gerekmektedir. Görüntülenecek objelerin büyütme, küçültme ve yeniden boyutlandırılma durumlarında görüntü netliğinin bozulmadan elde edilmesi için interpolasyon yöntemleri kullanılır. 3B görüntülerin analizinde görüntüyü farklı açı ve yönlerde değerlendirildiğinde görüntülerin kontrastlarında ve netliklerinde değişiklik olmaması gerekir (Roy ve ark., 2013). CWDOT sisteminde, içinde tümör benzeri bir yapının bulunduğu meme eşdeğer ortamından alınan verilere filtreleme işlemleri sonrası 3B interpolasyon yöntemleri uygulanarak görüntülerin gerçekçi boyutlarda ve net bir şekilde elde edilmesi amaçlandı.

### En Yakın Komşu İnterpolasyon

En yakın komşu interpolasyon yönteminde çıktı görüntüde (çizgili) yeni piksele değer olarak girdi görüntüdeki (kesikli çizgili) bu piksele en yakın pikselin değeri atanmaktadır. Bu yöntemde en yakın piksel belirlenir ve bu pikselin değeri girdi pikseline atanır (Şekil 3.5). Hesaplama yönünden hızlı ve etkili olan bu yöntem, yeniden örnekleme sırasında piksel değerlerini değiştirmedeğinden, tıbbi görüntüleme çalışmalarında tercih edilmektedir (Roy ve ark., 2013).



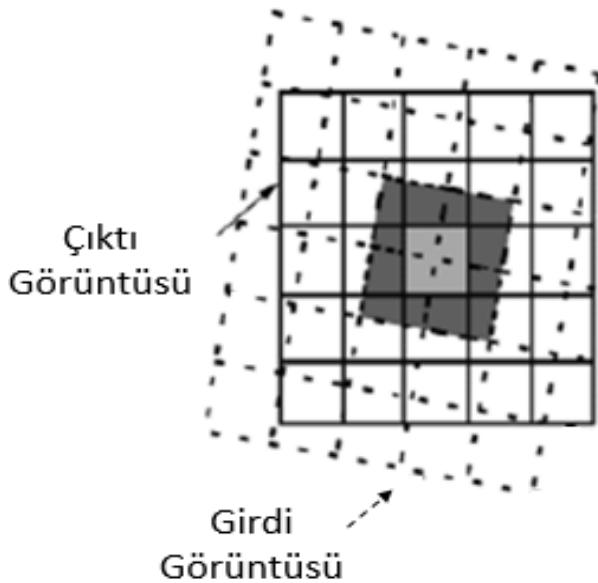
Şekil 3.5. En yakın komşu interpolasyon yönteminin 2B gösterimi

Bu yöntemin avantajı, diğer interpolasyon yöntemlerinin aksine piksel değeri hesaplanacak koordinatın komşularının ağırlıklı ortalamalarını almadan sadece en yakın piksel değerini tekrarlamasıdır. Bu yüzden komşu piksellerde oluşabilecek uç değerler ve ince ayrıntılar kaybolmamaktır. Çift Doğrusal ve Çift Kübik İnterpolasyon yöntemlerine göre en kolay ve hızlı yöntemdir.

Bu yöntemin dezavantajı ise, büyük piksel boyutundan daha küçük piksel boyutuna yeniden örnekleme yapıldığında genellikle görüntülerde çapraz çizgiler veya görüntüde basamak etkisi gibi etkiler oluşmasıdır. Ayrıca görüntüdeki en yakın komşu piksel değerleri yeni oluşan görüntüye atandığı için bazı piksel değerleri hiç kullanılmayıp bazıları birden fazla kez kullanılır (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006; Siddharth ve ark., 2015).

### Çift Doğrusal İnterpolasyon

Çift doğrusal interpolasyon, birinci dereceden interpolasyon olarak bilinmektedir. Çift doğrusal interpolasyonda, çıktı pikseline en yakın dört piksel belirlenerek bu dört pikselin değerlerine göre ağırlıklı ortalamaları atanır. Girdi görüntüsündeki dört pikselin değerinin ortalaması yeni hesaplanacak pikselin çıktı görüntüsündeki değerini belirler. Ortalama alma işlemi, girdi görüntüsündeki piksel değerlerini değiştirerek çıktı görüntüsündeki yeni değerlere atar (Şekil 3.6).

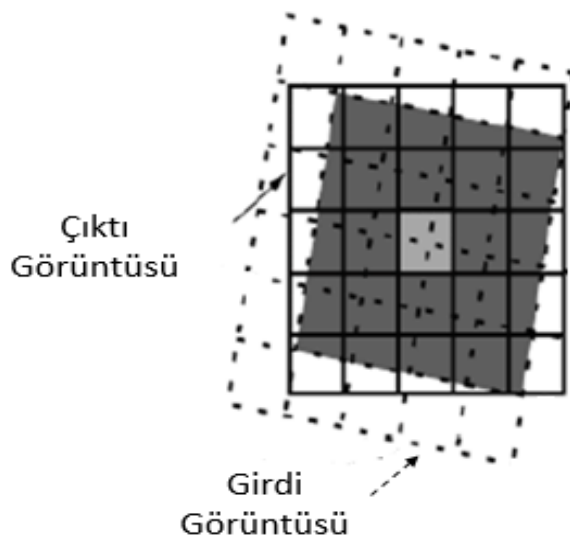


Şekil 3.6. Çift doğrusal interpolasyon yönteminin 2B gösterimi

Bu yöntemin avantajı, sonuç görüntüde özellikle kenarlarda ve eğri detaylarda en yakın komşu yönteminde olduğu gibi merdiven basamağı etkisi oluşturmuyarak görüntüde daha yumuşak geçişler yapmasıdır (Roy ve ark., 2013). Mekansal anlamda en yakın komşu yönteminden daha doğru sonuçlar verir. En yakın interpolasyona göre daha iyi sonuçlar verir. Bu yöntemin dezavantajı ise bu yöntemdeki komşu piksellerin ortalamaları alma işlemiyle görüntü kenarları fazla yumuşatılabilir ve girdi görüntüdeki bazı veriler kaybolabilmektedir. En yakın interpolasyon yöntemine göre işlem süresi daha fazladır (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006; Siddharth ve ark., 2015).

### Çift Kübik İnterpolasyon

Çift kübik interpolasyon, hesaplama açısından diğer yöntemlere göre biraz daha karmaşıktır. Görüntüdeki herhangi konumdaki piksel değerini tahmin etmek için en yakınındaki (girdi görüntüsündeki) on altı en yakın piksel komşusunu işleme dahil eden bir yöntemdir. En yakın on altı komşu pikselin değerlerinin ortalaması hesaplanarak çıktı görüntüsündeki değerlere atanır (Şekil 3.7). Hesaplama açısından diğer yöntemlere göre daha karmaşık olan çift kübik fonksiyon tekniğinde, bütün görüntüdeki veri noktalarına tek bir fonksiyon fit edilmez. Bunun yerine her çift nokta için ayrı ayrı üçüncü dereceden polinoma fit edilir. Çift doğrusal yönteminde olduğu gibi çift kübik interpolasyon yönteminde de ağırlıklı ortalama alınarak görüntü kenarlarında yumuşama etkisi yapılabilir (Gonzalez ve Woods, 2006).



Şekil 3.7. Çift kübik interpolasyon yönteminin 2B gösterimi

Bu yöntemin avantajı ise sonuç görüntüdeki kenar ve eğrilerde basamak etkisinin ortadan kaldırılması ve bu sayede daha yumuşak ve gerçek boyutlarına daha yakın görüntü elde edilmesidir. Bu yöntemin en yakın komşu ve çift doğrusal yöntemleriyle karşılaştırıldığında görüntüdeki ince detayları daha iyi koruduğu bilinmektedir. Yöntemin dezavantajı ise hesaplama süresinin diğer yöntemlere göre uzun olmasıdır (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006; Siddharth ve ark., 2015).

### **Kübik Spline İnterpolasyon**

Medikal görüntü işlemede yaygın kullanılan bir yöntem olmamakla beraber hesaplama açısından çift kübik yöntemine benzemektedir. Kübik spline interpolasyon yöntemi bütün piksellerde ikinci derece türev alma işlemi gerektirdiğinden işlem hızı ve gereksinim duyulan depolama alanı bakımından dezavantajlı bir yöntemdir. Ayrıca bu yöntem, çift kübik interpolasyondan farklı olarak fonksiyonda düğüm noktası olmayan uç koşulları kullanarak interpolasyon eğrisini daha düzgün hale getirip bazı veri kayıplarına yol açabilir (Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006).

### **3.5. Performans Kriterleri**

Görüntü işleme algoritmalarının görüntüler üzerindeki etkileri öznel (görsel) ve nesnel (sayısal) olmak üzere iki şekilde değerlendirilebilir. Öznel değerlendirme sadece görsel olarak görüntülerin karşılaştırılması, değerlendirilmesi anlamına gelir. Kullanılan görüntü işleme algoritmalarının başarılarının değerlendirilmesi görsel olarak yapılabilir. Fakat görsel karşılaştırmalar öznel ve kişiye bağlı olabilir. Nesnel değerlendirmede ise belirli matematiksel modellere dayanan ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Matematiksel yöntemlerde sonuçlar herkes için aynı şeyi ifade ettiği için görüntü kalitesinin ölçümü ve kullanılan algoritmanın başarısının değerlendirmesi için daha uygundur.

Gürültülü görüntülerin kullanılan algoritma ile filtrelenmesinden sonra girdi görüntüye ne kadar benzediğinin ölçülmesi sayısal yöntemler olan performans kriterleri ile yapılmaktadır. Bu nedenle görüntü işleme algoritmaların performanslarını karşılaştırmak için birtakım sayısal ölçütler kullanılmaktadır. Bu sayısal ölçütlerin başında MSE, PSNR ve SSIM gelmektedir. PSNR, MSE ve SSIM'nin literatürde yaygın ve geçerli kullanımları vardır. (Wang ve ark., 2004; Gonzalez ve Woods, 2006; Siddharth ve ark., 2015; Senthilkumaran ve Vaithegi, 2016).

### 3.5.1. Ortalama Hataların Karesi

MSE, iki farklı görüntünün piksel değerlerinin birbirine ne kadar benzediğini ölçmeye yarayan sayısal ölçüm birimidir. Görüntü işlemede filtrelenen görüntü (çıktı görüntü) ile girdi görüntünün benzerliğini ölçmek için kullanılmaktadır. MSE gerçek görüntü ile filtrelenen görüntünün karşılıklı bütün piksel değerlerinin farkların karelerinin toplamının ortalamasını vermektedir (Eş. 3.20).

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} \|g(x, y) - h(x, y)\|^2 \quad (3.20)$$

MSE, hata olarak filtrelenen görüntünün gerçek görüntüden ne kadar farklı olduğunu ölçmektedir ve yukarıdaki formüle göre;

$g(x, y)$  = Girdi görüntünün veri matrisini,

$h(x, y)$  = Filtrelenen görüntünün veri matrisini,

M= Görüntüdeki piksellerin satır sayısını ifade ederken, x satırını,

N= Görüntüdeki piksellerin sütun sayısını ifade ederken, y sütunu göstermektedir.

Renkli görüntülerde MSE her bir renk kanalı için ayrı ayrı hesaplanmaktadır (Wang ve ark., 2004; Gonzalez ve Woods, 2006; Siddharth ve ark., 2015; Senthilkumaran ve Vaithegi, 2016).

### 3.5.2. Tepe Sinyalin Gürültüye Oranı

PSNR, sinyalin alabileceği en fazla değer ile bozulan sinyalin kalitesini temsil eden değerlerin oranını ifade etmektedir. PSNR ne kadar yüksekse görüntü kalitesinin o kadar iyi olduğu söylenebilir. Görüntüdeki birçok sinyal geniş bir dinamik genişliğe sahip olduğundan, PSNR genellikle logaritmik olarak ifade edilir. PSNR'nin matematiksel ifadesi aşağıda gösterdiği gibidir:

$$PSNR = 20 \log_{10} \left( \frac{Max_f}{\sqrt{MSE}} \right) \quad (3.21)$$

MSE, ortalama hataların karesi ifade etmektedir. Eş. 3.21’de  $MAX_f$ , girdi görüntüdeki piksellerin alacağı maksimum değeri göstermektedir (Wang ve ark., 2004; Senthilkumaran ve Vaithegi, 2016). Yüksek PSNR, filtrelenen görüntünün girdi görüntüye daha çok yakınsadığını ifade etmektedir. Bunun olması için MSE hatasının olabildiğince küçük olması gerekmektedir. Aynı iki görüntünün MSE hatasını hesaplamak istendiğinde sonuç sıfır olacaktır. Eş. 3.21’de denkleminin sıfıra bölme durumunda ise denklemin sonucu tanımsız olacaktır. Bu durum PSNR’nin dezavantajıdır.

### 3.5.3. Yapısal Benzerlik Oranı

SSIM görüntülerin birbirine olan benzerliklerini ölçmek için kullanılan bir yöntemdir. Bir görüntünün bir diğerine benzerliğinin ölçülmesi için referans olarak gürültüsüz olan ya da görüntü işleme öncesindeki görüntüler kullanılmaktadır. Sayısal karşılaştırma yöntemlerinden olan PSNR ve MSE’nin insan göz algısına uygun olmadığı bilinmektedir. SSIM ise bu geleneksel yöntemleri geliştirmek için oluşturulmuştur. Örneğin bulanık görüntüler insan gözü tarafından kalitesiz şekilde algılanmaktadır. Bu durum MSE ile ölçülememekle birlikte, SSIM ölçümlerinde gözlenebilir.

PSNR ve MSE görüntülerde algılanabilir hataları tahmin eden yaklaşımlardır. SSIM ise görüntüdeki bozulmaları yapısal bilgidaki algılanan değişiklik olarak dikkate alır. Yapısal bilgi ise uzaysal olarak görüntülerdeki birbirlerine yakın piksellerin bağımlılığının daha güçlü olduğunu ifade etmektedir. Bu bağımlılıklar sayesinde görüntüdeki objelerin yapıları hakkında önemli bilgiler elde edilmektedir. Örneğin  $M \times N$  boyutunda,  $g$  (benzerliği yapılacak görüntü) ve  $r$  (referans görüntüsü) olarak iki farklı görüntü Eş. 3.22’de belirtildiği gibi hesaplanır.

$$SSIM(g, r) = \frac{(2\mu_g\mu_r + c_x)(2\sigma_{gr} + c_y)}{(\mu_g^2 + \mu_r^2 + c_x)(\sigma_g^2 + \sigma_r^2 + c_y)} \quad (3.22)$$



$\mu_g$  ve  $\mu_r$  görüntülerin ortalama değerleri,  $\sigma_g^2$  ve  $\sigma_r^2$  görüntülerin varyansları,  $\sigma_{gr}$  görüntüler arasındaki kovaryansı göstermektedir.  $c_x$  ve  $c_y$  ise paydaların 0'a yaklaşıp formülün hatalı çıkmaması için kullanılan sabitlerdir. SSIM değeri -1 ile 1 arasında değerlik almaktadır. İki görüntü aynı ise SSIM değeri 1 değerini alır. SSIM değeri 1'e ne kadar yakın ise görüntü kalitesinin o kadar iyileştiği anlaşılmaktadır (Wang ve ark., 2004).

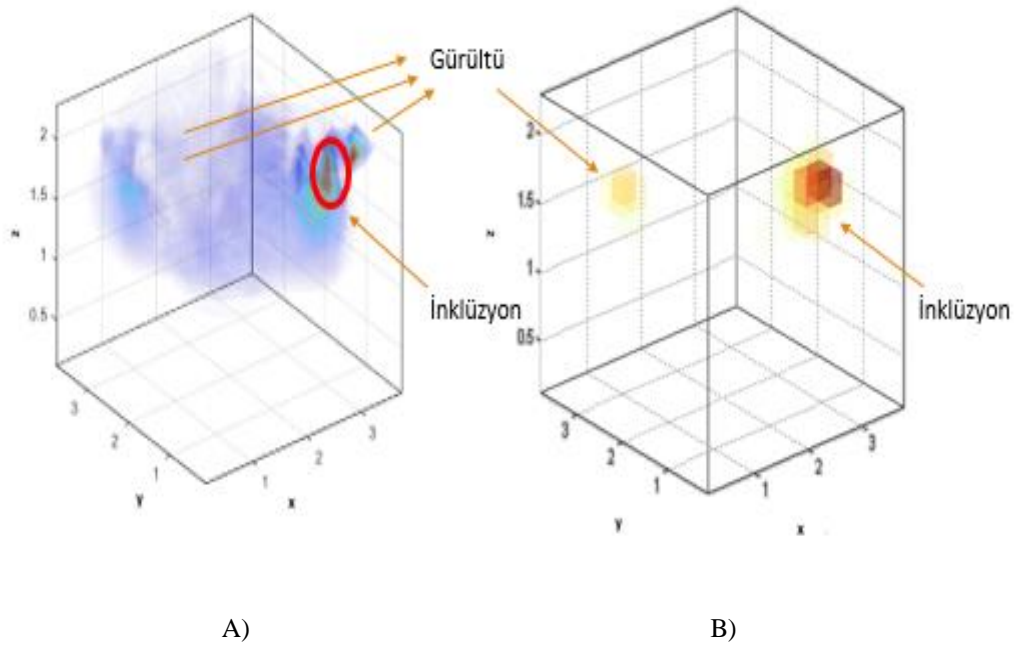


## 4.BULGULAR

### 4.1. Validasyon Seti Deneyi

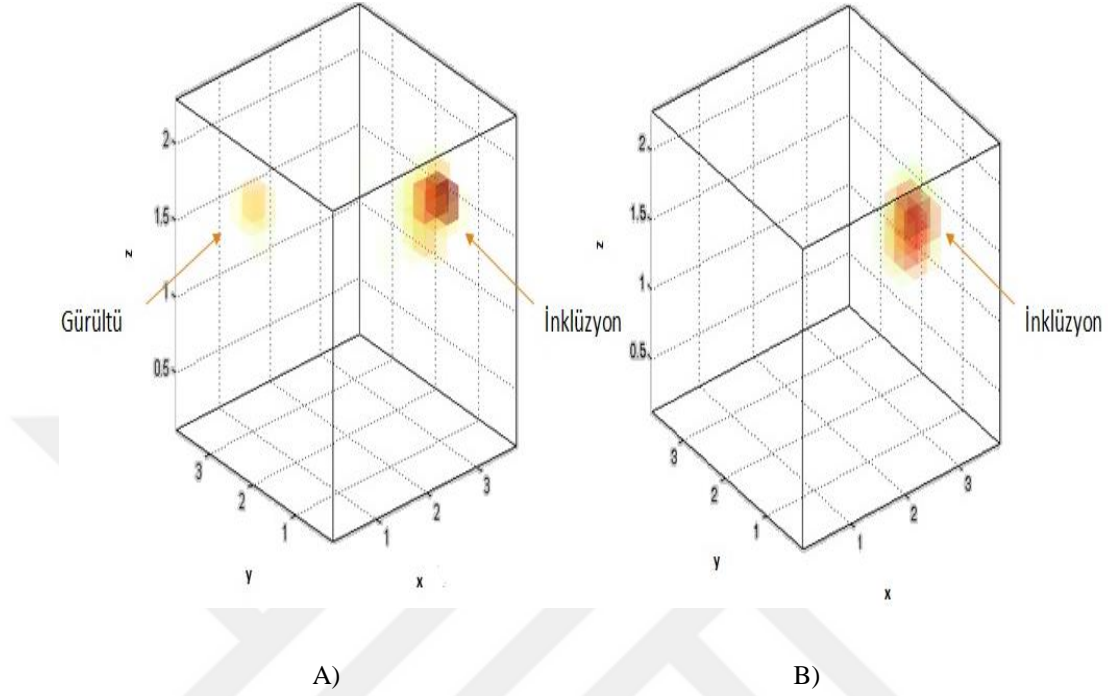
Deneyisel çalışmalarda ilk olarak görüntü işleme yöntemlerini test etmek için validasyon seti oluşturuldu. Validasyon setinde, TCG algoritması ile oluşturulan sonrası oluşan görüntüleri son haline getirmek için görüntü işleme yöntemleri uygulandı. Görüntü işleme yöntemlerinde; ilk olarak bütünsel ve yerel eşikleme yöntemleri, daha sonra Ortalama filtreleme, Gauss filtreleme, Laplas filtreleme, LoG filtreleme ve interpolasyon yöntemlerinden ise en yakın komşu, çift doğrusal, çift kübik ve kübik spline interpolasyon yöntemleri CWDOT sisteminde gerçekleştirilerek sayısal olarak karşılaştırıldı (Tablo 4.1 - 4.2). Uygulanan görüntü işleme yöntemleri önce görsel olarak karşılaştırıldı (Şekil 4.1 - 4.7). Tez kapsamındaki oluşturulan görüntülerin boyutları; x, y ve z yönlerinden  $39 \times 39 \times 24$  mm<sup>3</sup>, piksel boyutları ise  $0.26 \times 0.26 \times 0.24$  mm<sup>3</sup>, voksel sayısı  $15 \times 15 \times 10$ 'dur.

Validasyon setinde ilk olarak Otsu yöntemi uygulanarak görüntüdeki ön plana ait bölge olan obje (inklüzyon), arka plan kısmından (gürültüler etkisiyle oluşan) ayırt edildi (Şekil 4.1).



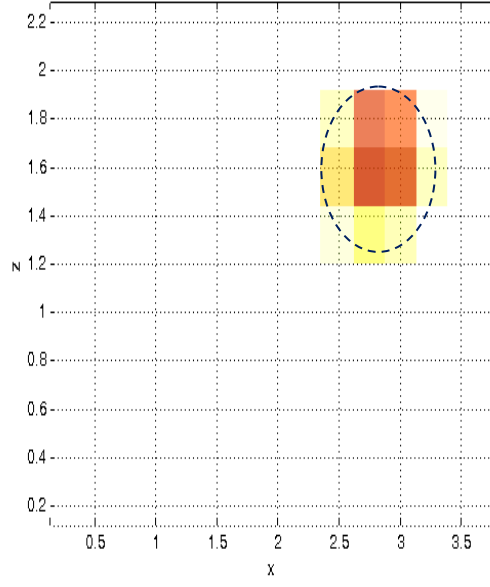
**Şekil 4.1.** A) TCG geri çatım tekniği uygulaması ile elde edilen 3B inklüzyon görüntüsü B) Bütünsel eşikleme yönteminin uygulaması ile elde edilen 3B inklüzyon görüntüsü

Otsu yöntemi sonrası görüntüde mevcut olan gürültülü kısımları uzaklaştırmak için Gauss filtreleme yöntemi kullanıldı. Bu yöntem ile görüntüden gürültü kısımlar uzaklaştırılarak görüntü iyileştirildi (Şekil 4.2).

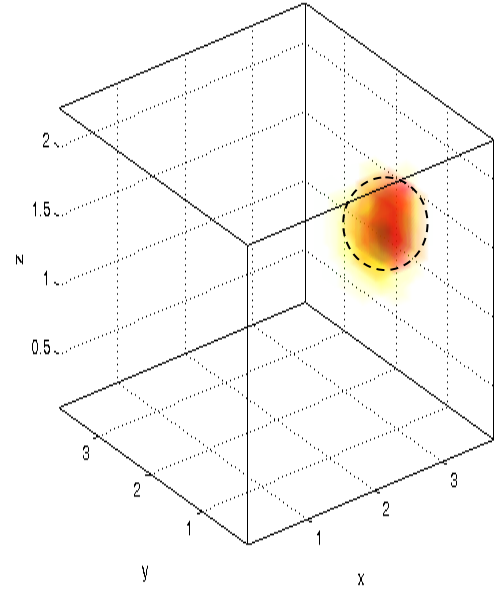


**Şekil 4.2.** A) Bütünsel eşikleme yönteminin uygulaması ile elde edilen 3B inklüzyon görüntüsü B) Gauss filtreleme yönteminin uygulaması ile elde edilen 3B inklüzyon görüntüsü

Gauss filtreleme sonrası görüntüdeki olası verileri tahmin etme ve görüntüyü daha gerçekçi hale getirmek için interpolasyon yöntemleri uygulandı. İlk olarak en yakın komşu interpolasyon yöntemi uygulandı. Bu yöntem ile gerçekte oluşması gereken inklüzyon görüntüsü kabaca elde edildi (Şekil 4.3). En yakın komşu interpolasyon yönteminden sonra çift doğrusal interpolasyon yöntemi uygulandı. Görüntüler, bir önceki yönteme göre daha gerçeğe yakın bir şekilde elde edildi (Şekil 4.4). Daha sonra çift kübik ve kübik spline yöntemleri uygulanarak görüntüler gerçekte olduğu şekilde elde edildi (Şekil 4.5 - 4.6).

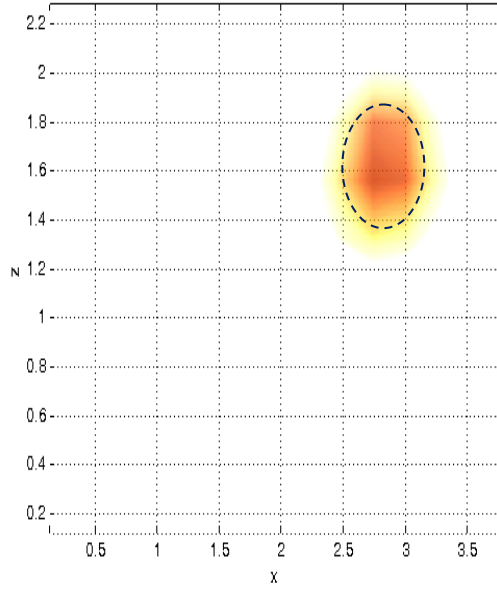


A)

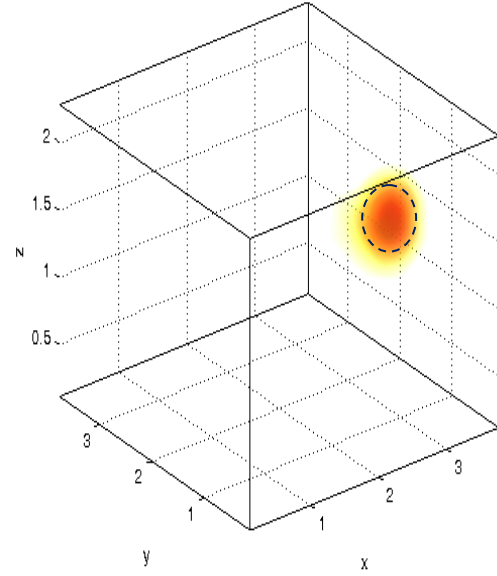


B)

**Şekil 4.3.** En yakın komşu interpolasyon yönteminin uygulaması ile elde edilen görüntünün x-z düzleminde A) 2B gösterimi B) 3B gösterimi

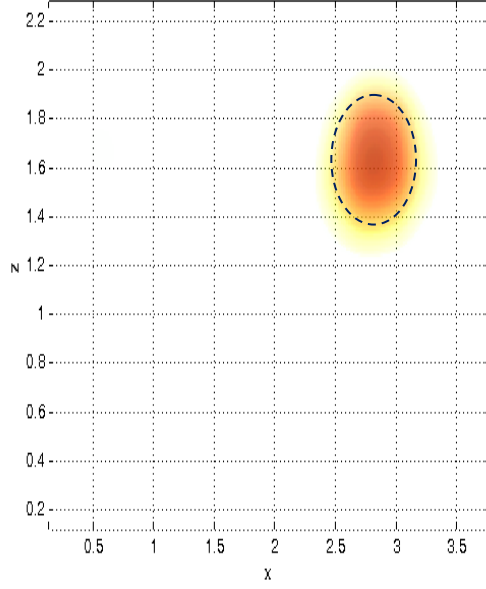


A)

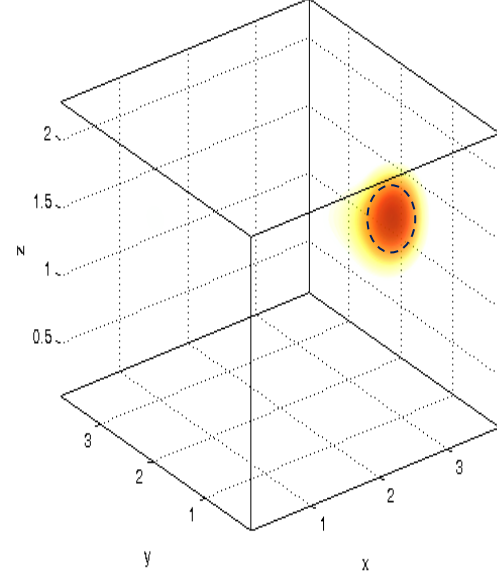


B)

**Şekil 4.4.** Çift doğrusal interpolasyon yönteminin uygulaması ile elde edilen görüntünün x-z düzleminde A) 2B gösterimi B) 3B gösterimi

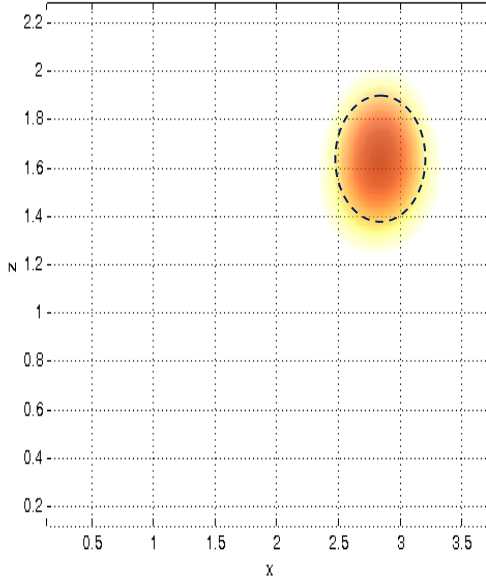


A)

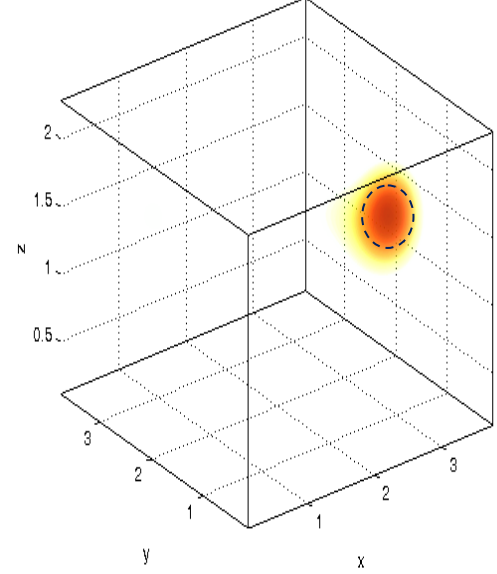


B)

**Şekil 4.5.** Çift kübik interpolasyon yönteminin uygulaması ile elde edilen görüntünün x-z düzleminde A) 2B gösterimi B) 3B gösterimi



A)



B)

**Şekil 4.6.** Kübik spline interpolasyon yönteminin uygulaması ile elde edilen görüntünün x-z düzleminde A) 2B gösterimi B) 3B gösterimi

Uygulanan görüntü işleme yöntemleri görsel olarak karşılaştırıldıktan sonra Tablo 4.1 ve 4.2’de görüntü işleme yöntemleri sonuçları sayısal olarak karşılaştırıldı. Tablo 4.1’de eşikleme yöntemi olan Otsu yöntemi sonrası farklı filtreleme ve interpolasyon yöntemleri; PSNR, MSE ve SSIM sonuçları dikkate alınarak sayısal olarak karşılaştırıldı. Farklı filtreleme ve interpolasyon seçeneklerinde PSNR sonuçlarının fazla değişkenlik göstermediği görüldü. Gauss filtreleme yöntemi sonrası uygulanan çift kübik ve kübik spline yöntemleri ile MSE sonuçlarının en düşük değerini aldığı ve SSIM sonuçları incelendiğinde, Gauss ve LoG filtreleme sonrası uygulanan çift kübik ve kübik spline yöntemleri sonrası yüksek çıktığı görülmektedir.

**Tablo 4.1.** Otsu yöntemi sonrası uygulanan görüntü işleme yöntemlerinin sayısal olarak karşılaştırılması

Otsu Yöntemi	Filtreleme Yöntemleri	İnterpolasyon Yöntemleri	PSNR	MSE	SSIM
	Ortalama	En yakın Komşu	6.8836	276.6044	0.0042
		Çift Doğrusal	7.0290	276.9582	0.0236
		Çift Kübik	6.9618	277.0046	0.0255
		Kübik Spline	6.9176	276.9451	0.0244
	<b>Gauss</b>	En Yakın Komşu	8.8632	239.4082	0.0134
		Çift Doğrusal	9.0677	240.6231	0.0411
		<b>Çift Kübik</b>	<b>9.0565</b>	<b>236.1079</b>	<b>0.0438</b>
		Kübik Spline	9.1612	235.0246	0.0437
	Laplas	En Yakın Komşu	12.0319	489.6271	0.0018
		Çift Doğrusal	13.9574	494.1084	0.0064
		Çift Kübik	12.9590	433.2762	0.0184
		Kübik Spline	10.2582	454.5854	0.0105
	LoG	En Yakın Komşu	9.2079	437.2002	0.0036
		Çift Doğrusal	9.8525	420.1773	0.0437
		Çift Kübik	10.2480	442.1759	0.0532
		Kübik Spline	10.4895	446.7939	0.0530

Tablo 4.2’de eşikleme yöntemi olan CLAHE yöntemi sonrası farklı filtreleme ve interpolasyon yöntemleri; PSNR, MSE ve SSIM sonuçları dikkate alınarak sayısal olarak karşılaştırıldı. Farklı filtreleme seçeneklerinde Laplas ve LoG filtreleme

sonrası PSNR sonuçları daha yüksek çıktı. Gauss filtreleme yöntemi sonrası uygulanan interpolasyon yöntemlerinde MSE sonuçlarının en düşük değerini aldığı görülmektedir. SSIM sonuçları incelendiğinde, Ortalama, Gauss ve Laplas filtreleme sonrası değerler birbirine yakın çıktığı görüldü. Farklı interpolasyon seçeneklerinde sonuçlar incelendiğinde anlamlı bir fark görülmektedir.

**Tablo 4.2.** CLAHE yöntemi sonrası uygulanan görüntü işleme yöntemlerinin sayısal olarak karşılaştırılması

CLAHE Yöntemi	Filtreleme Yöntemleri	İnterpolasyon Yöntemleri	PSNR	MSE	SSIM
	Ortalama	En yakın Komşu	6.5700	290.7466	0.0144
		Çift Doğrusal	6.7753	290.8090	0.0151
		Çift Kübik	6.6903	290.7616	0.0152
		Kübik Spline	6.6794	290.7487	0.0150
	Gauss	En Yakın Komşu	6.5026	289.7412	0.0158
		Çift Doğrusal	6.7520	289.8588	0.0170
		Çift Kübik	6.6155	289.7156	0.0174
		Kübik Spline	6.6019	289.6907	0.0174
	Laplas	En Yakın Komşu	18.7206	744.8390	0.0178
		Çift Doğrusal	17.0677	509.0642	0.0281
		Çift Kübik	17.8054	617.3658	0.0219
		Kübik Spline	18.4741	703.7301	0.0142
	LoG	En Yakın Komşu	14.6742	393.3719	0.0027
		Çift Doğrusal	14.6725	391.2570	0.0030
		Çift Kübik	14.6756	391.4648	0.0031
		Kübik Spline	14.6762	389.5084	0.0033

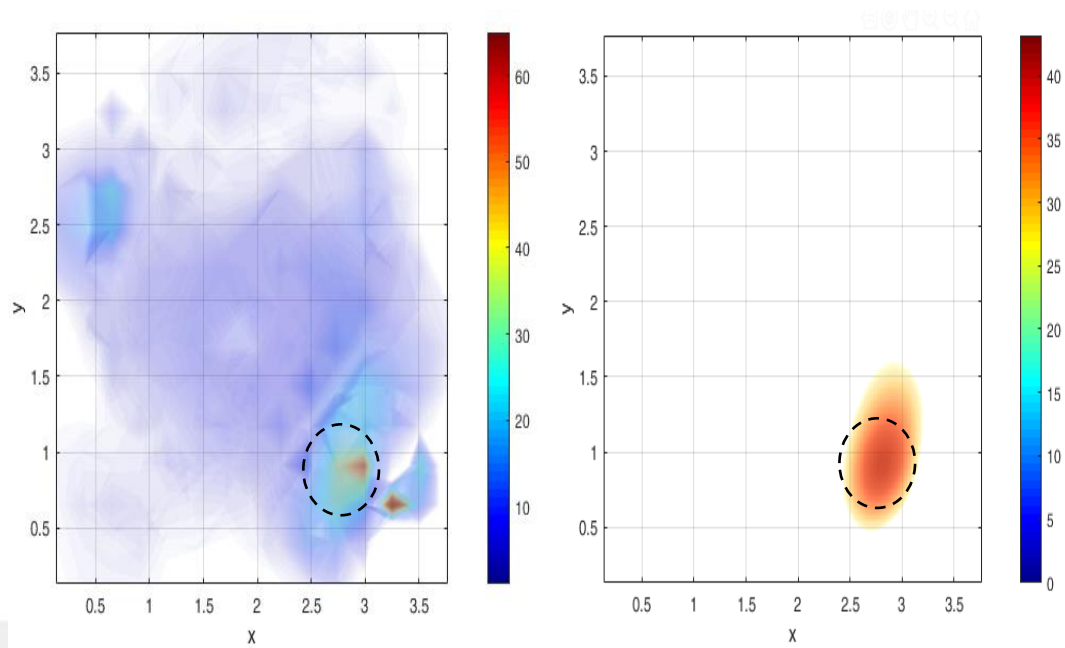
Tüm sonuçlar görsel ve sayısal olarak karşılaştırıldığında CWDOT sistemine uygun görüntü işleme yöntemleri tespit edildi. Bu yöntemlerden; segmentasyon yöntemi için bütünsel eşikleme yöntemi (Otsu yöntemi), filtreleme yöntemi için Gauss filtreleme, interpolasyon yöntemlerinden çift kübik yöntemleri ile nihai görüntüler oluşturuldu. Deney setlerinde oluşturulan görüntüler, uygunluğu test edilen görüntü işleme yöntemleriyle elde edildi.

#### 4.2. İntralipid Deneyleri

Meme fantomları ile yapılan deneyin ilk aşaması intralipid ile yapılan deneylerdir. İntralipid deneyinin amacı, meme doku eşdeğeri bir ortam (homojen) hazırlamak ve memedeki tümörü temsil eden yapılar(inklüzyonlar), intralipid çözeltisine koyarak deney ortamı oluşturmaktır. Bu deneylerde ilk olarak homojen bir ortamdan (intralipid - ICG çözeltisi) kalibrasyon ölçümleri alındı. Daha sonra hazırlanan fantomun içerisine farklı derinlik, boyut ve farklı mesafelerdeki inklüzyonlar konularak CWDOT ile ölçümler yapıldı. Sistemde kalibrasyon ölçümüyle inklüzyon görüntülemek için yapılan ölçümün farkı (kontrast farkı) absorpsiyon farkını göstermektedir. Bu absorpsiyon farkı, geri çatım algoritmasında (TCG) girdi olarak kullanıldı. Daha sonra oluşan görüntülere görüntü işleme yöntemleri uygulandı. Görüntülenen inklüzyonların gerçek konumları ve boyutları görüntülerde kesikli çizgiler ile gösterildi (Şekil 4.1 - 4.4).

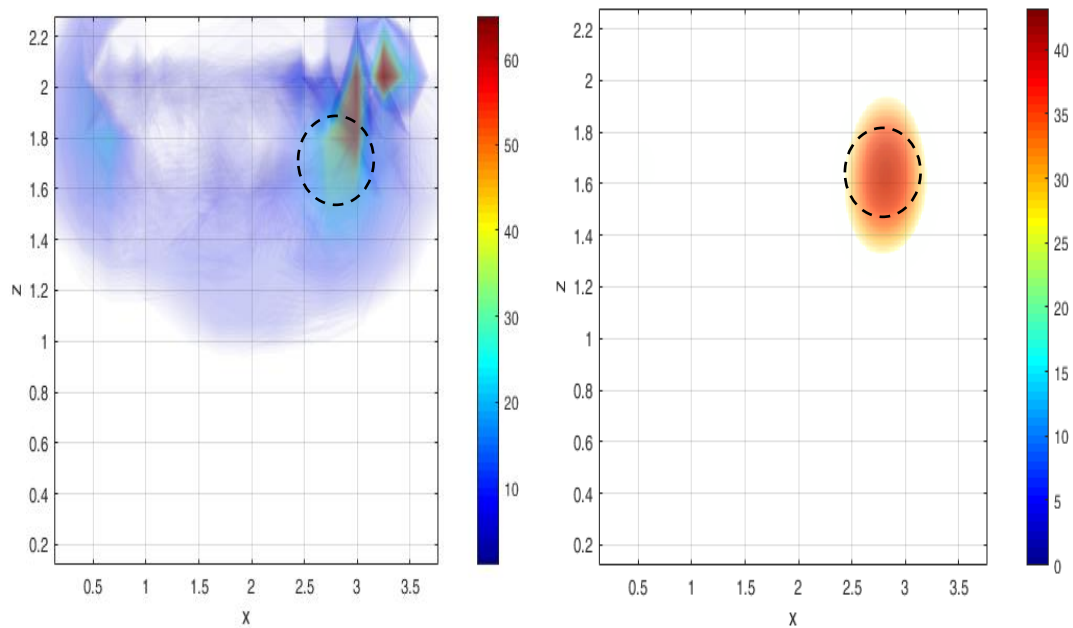
İnküzyon deneylerinde, inklüzyonun farklı kaynaklar hizasında farklı konumlarda görüntülenebilmesi amaçlandı. Bu amaçla ilk olarak, CWDOT sistemindeki probun 5. kaynağının (Şekil 4.7) hizasında yaklaşık olarak 5 mm derinliğe, çapı 5 mm olarak hazırlanan küresel bir inklüzyon yerleştirildi. Mevcut inklüzyonun boyutu görüntüler üzerinde kesikli çizgiler ile gösterildi. Şekil 4.7 (A) 5. kaynağın hizasına denk gelen inklüzyonun TCG algoritması sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.7 (C) 5. kaynağın hizasına denk gelen inklüzyonun TCG algoritması sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.7 (B) 5. kaynağın hizasına denk gelen inklüzyonun görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.7 (D) 5. kaynağın hizasına denk gelen inklüzyonun görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.7 (E) 5. kaynağın hizasına denk gelen inklüzyonun görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan 3B görüntüsüdür. Görüntülerden de anlaşılacağı üzere inklüzyonların görüntüleri gerçek konum ve boyutta (kesikli çizgiler) elde edildi.





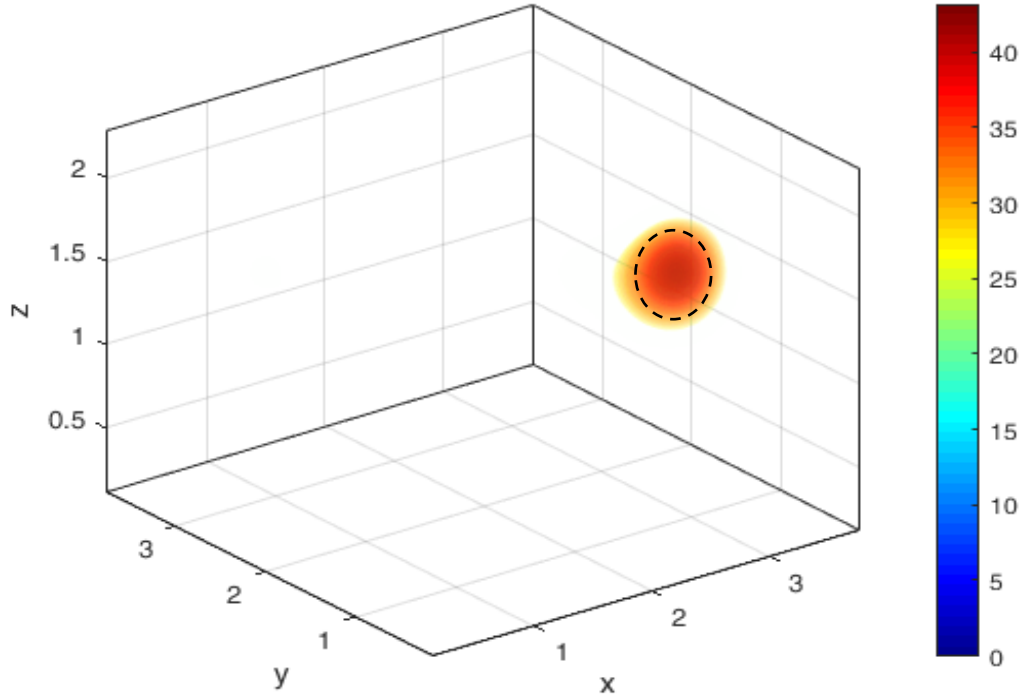
A)

B)



C)

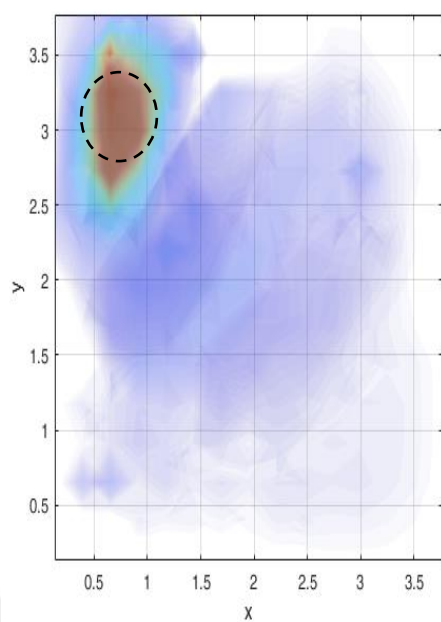
D)



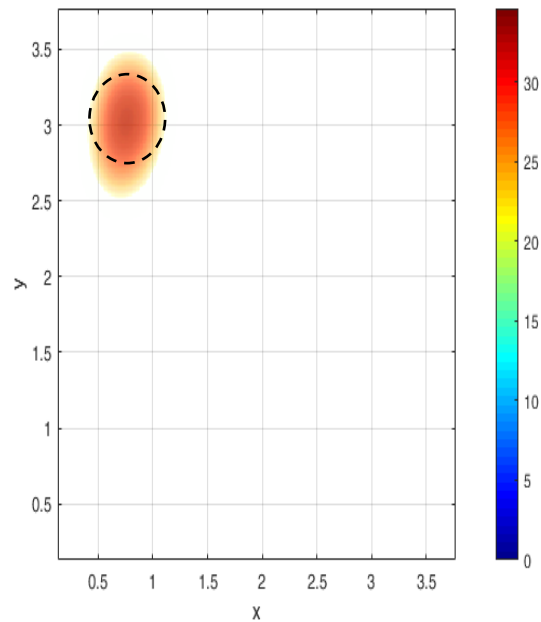
E)

**Şekil 4.7.** 5. kaynağın hizasında küresel inklüzyonun A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, B) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan inklüzyon görüntüsü.

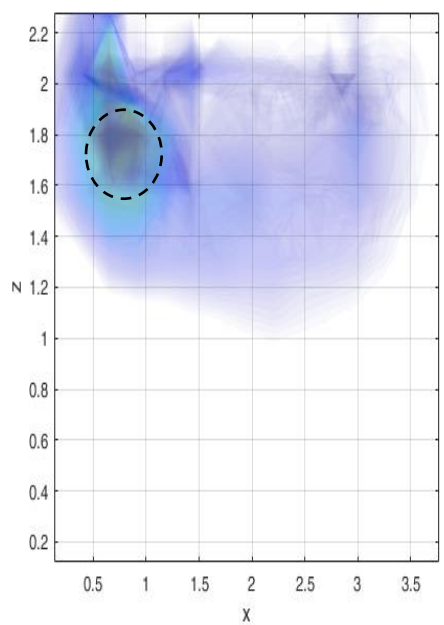
İnklüzyon deneyinin ikinci kısmı, önceki deneyden farklı bir konumda olan inklüzyonun konumunu ve şeklini doğru belirlemek için yapıldı. Proben 46. kaynağının hizasında (Şekil 3.1) yaklaşık olarak 5 mm derinlikte, çapı 5 mm olarak hazırlanan küresel bir inklüzyon yerleştirildi. Mevcut inklüzyonun boyutu görüntüler üzerinde kesikli çizgiler ile gösterildi. Şekil 4.8 (A) 46. kaynağın hizasına denk gelen inklüzyonun TCG algoritması sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.8 (B) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.8 (C) TCG algoritması sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.8 (D) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.8 (E) 46. kaynağın hizasına denk gelen inklüzyonun görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan 3B görüntüsüdür. Görüntülerden de anlaşılacağı üzere inklüzyonların görüntüleri gerçek konum ve boyutta (kesikli çizgiler) elde edildi.



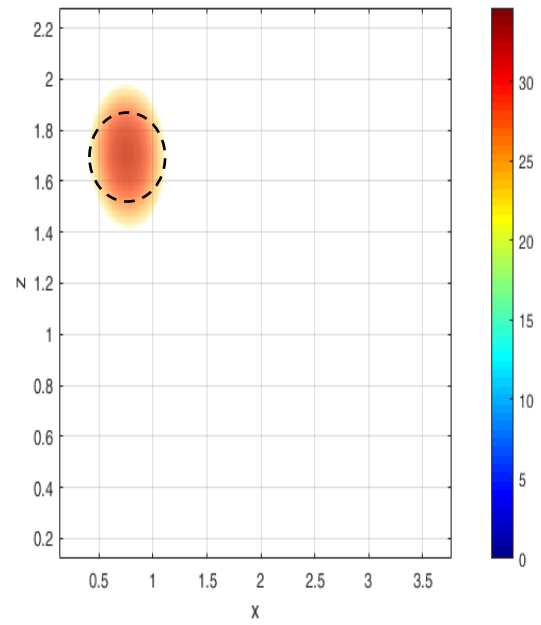
A)



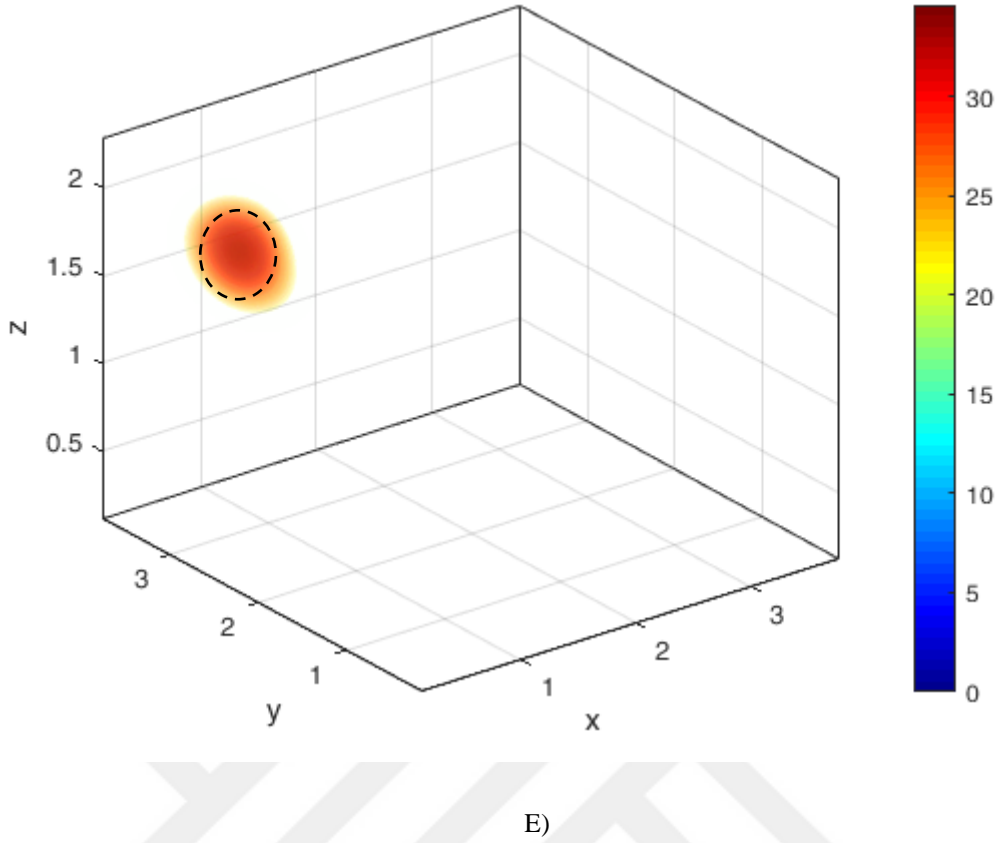
B)



C)

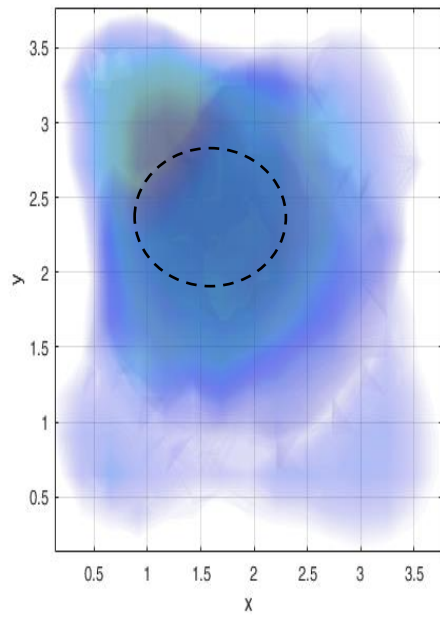


D)

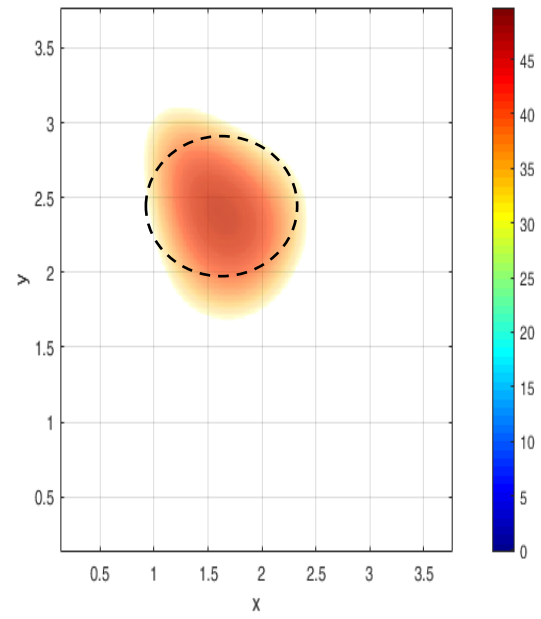


**Şekil 4.8.** 46. kaynağın hizasında küresel inklüzyonun A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, B) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan inklüzyon görüntüsü.

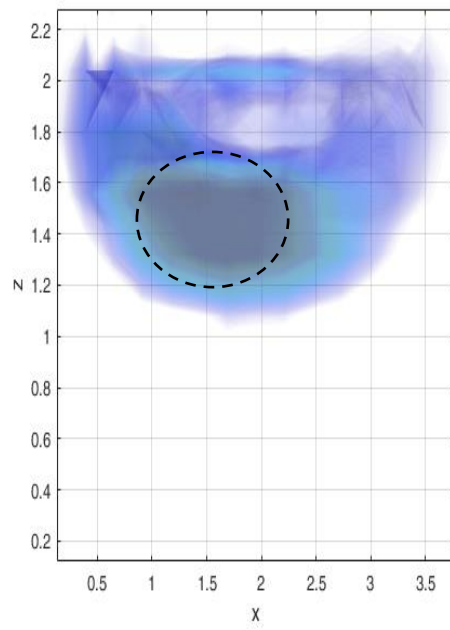
Deneyin bir sonraki kısmı, önceki deneylere göre daha derindeki inklüzyonun konumunu ve şeklini doğru tespit etmek için yapıldı. Probun ortasına gelecek şekilde yaklaşık olarak 8 mm derinliğe, yaklaşık 10 mm çapında bir inklüzyon yerleştirildi. Mevcut inklüzyonun boyutu görüntüler üzerinde kesikli çizgiler ile gösterildi. Şekil 4.9. (A) probun ortasına gelecek şekilde yerleştirilen inklüzyonun TCG algoritması sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.9 (B) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.9 (C) TCG algoritması sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.9 (D) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.9 (E) probun ortasına gelecek şekilde yerleştirilen inklüzyonun görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan 3B görüntüsüdür. Görüntülerden de anlaşılacağı üzere inklüzyonların görüntüleri gerçek konum ve boyutta (kesikli çizgiler) elde edildi.



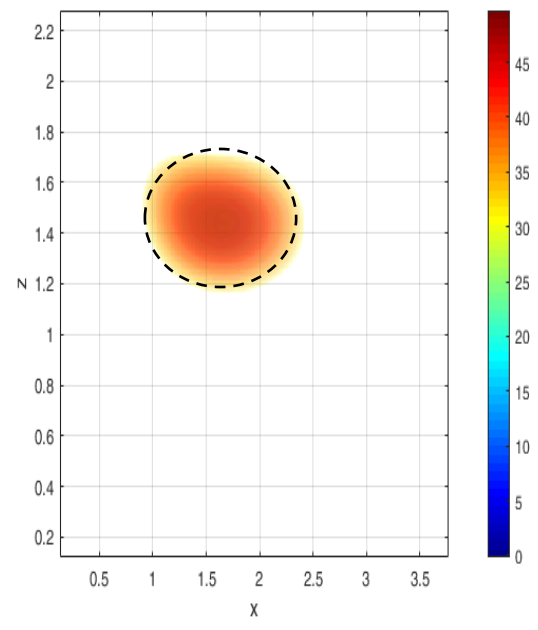
A)



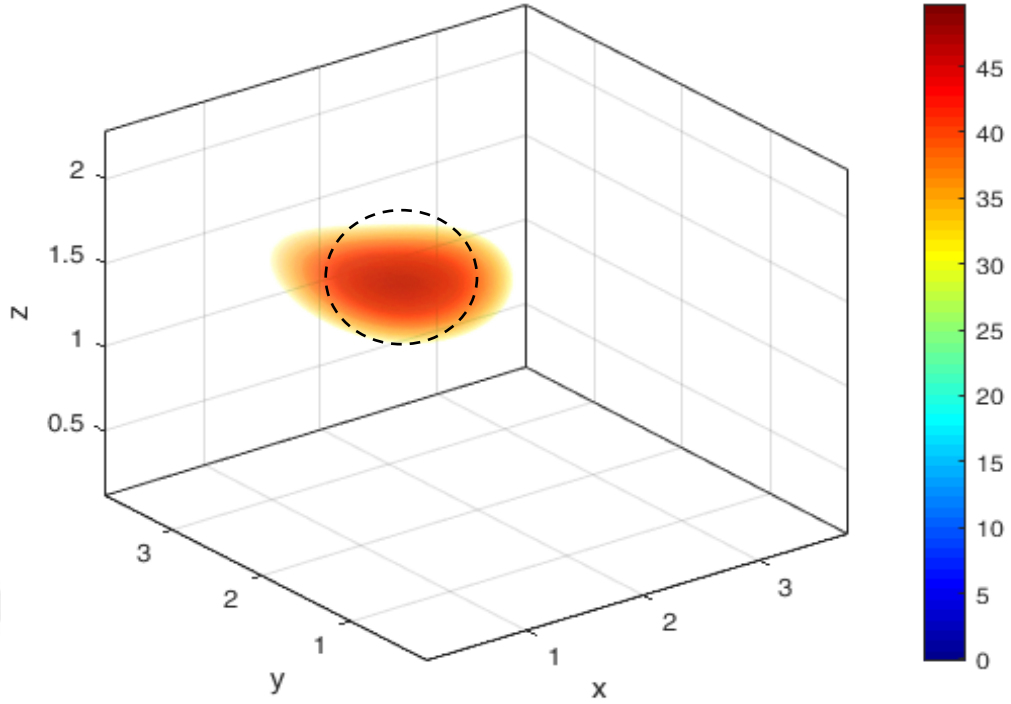
B)



C)



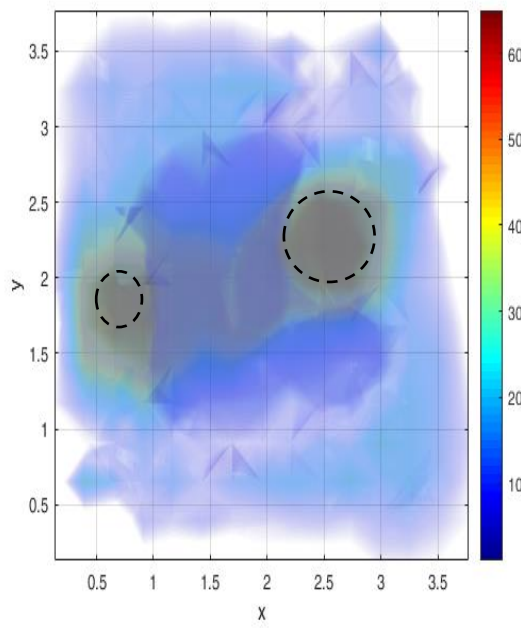
D)



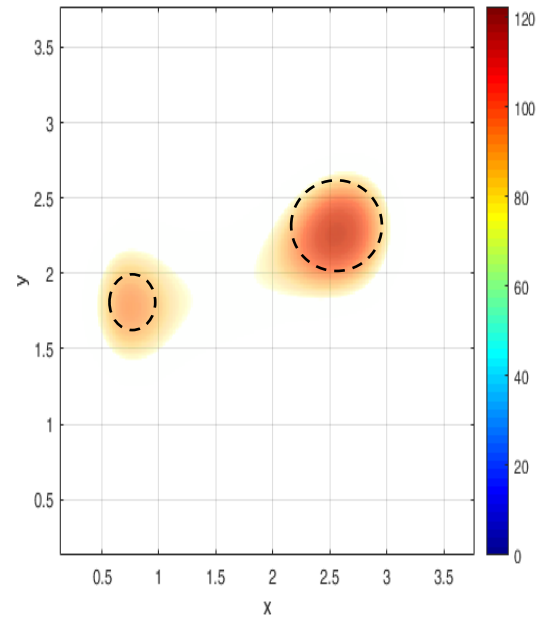
E)

**Şekil 4.9.** Probun ortasına gelecek şekilde yaklaşık olarak 8 mm derinliğe 10 mm çapında inklüzyonun A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, C) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü.

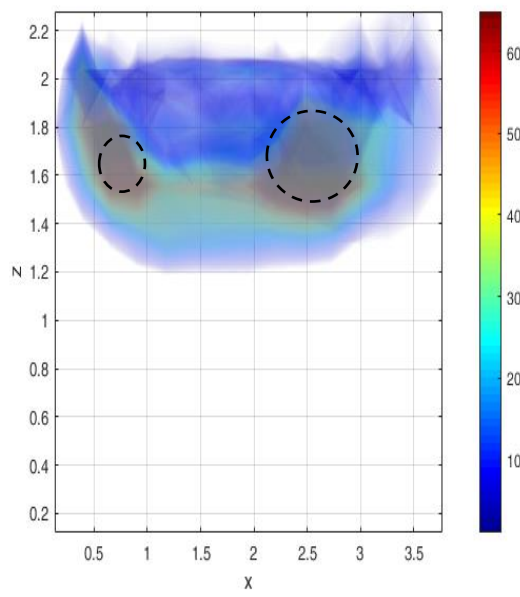
Deneyin son kısmında, fantom içerisine iki farklı konumda ve şekilde inklüzyon konularak görüntüler elde edildi. Bu deneydeki amaç, iki farklı konum ve şekildeki inklüzyonları birbirinden ayırt edebilmek ve gerçek şekil ve konumlarda görüntüleyebilmektir. Bu amaçla, inklüzyonlar yaklaşık olarak 7 mm derinliğe konuldu ve aralarındaki mesafe yaklaşık olarak 10 mm olarak ayarlandı. Inklüzyonlar farklı boyutlarda yaklaşık olarak birinin çapı 5 mm iken bir diğerinin çapı 10 mm'dir. Mevcut inklüzyonların boyutları görüntüler üzerinde kesikli çizgiler ile gösterildiği gibi gerçek konum ve boyutta elde edildi. Şekil 4.10 (A) probun ortasına gelecek şekilde yerleştirilen iki farklı boyutta inklüzyonun TCG algoritması sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.10 (B) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.10 (C) TCG algoritması sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.10 (D) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.10 (E) probun ortasına gelecek şekilde yerleştirilen iki farklı boyutta inklüzyonun görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan 3B görüntüsüdür.



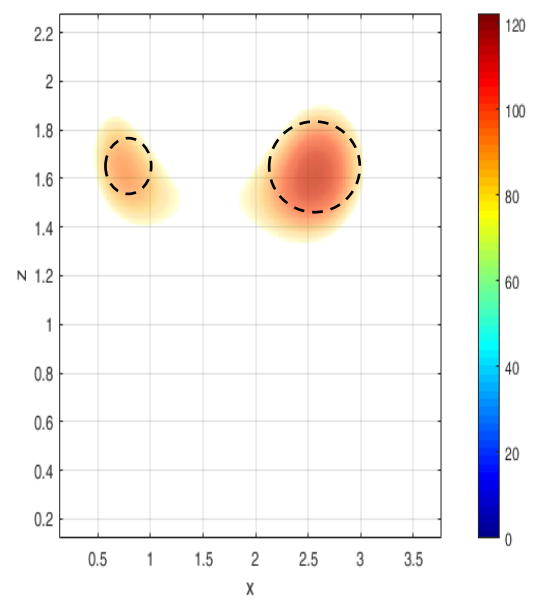
A)



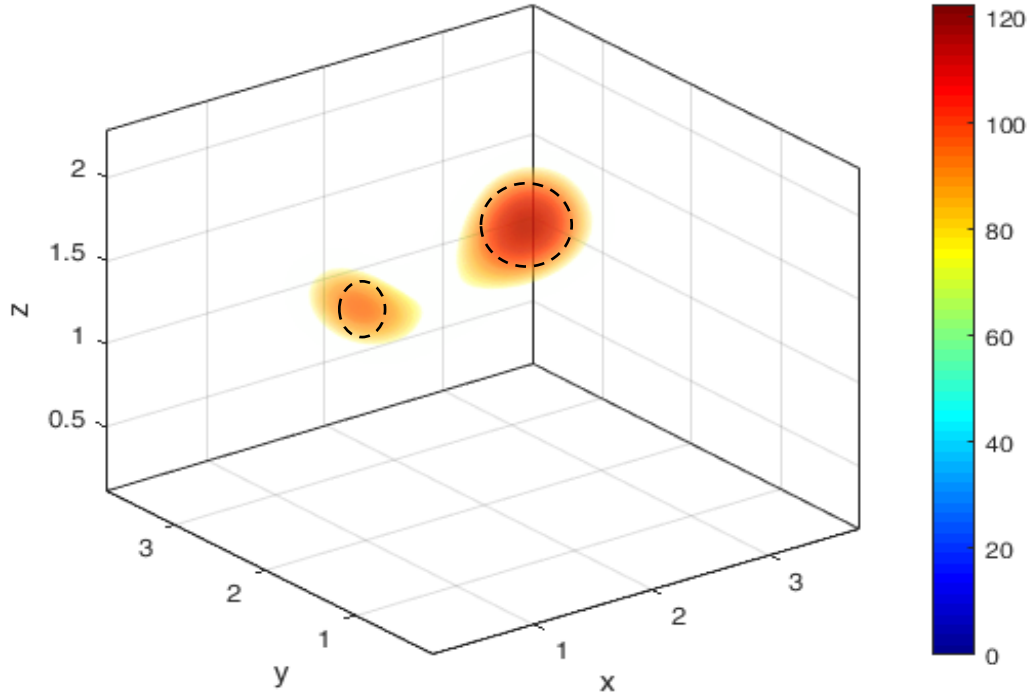
B)



C)



D)



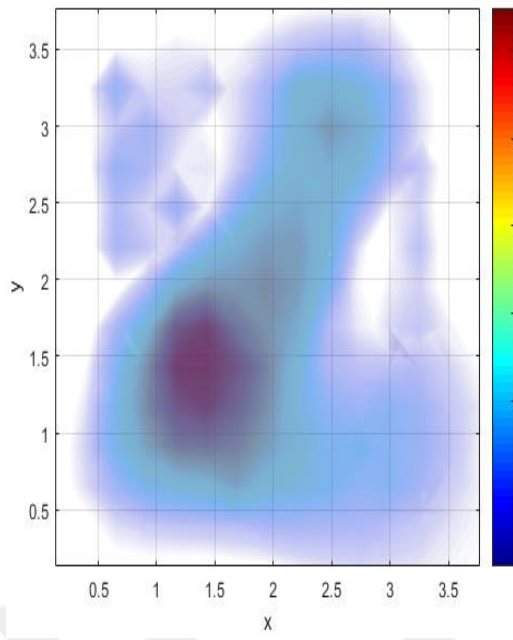
E)

**Şekil 4.10.** Farklı boyutlarda iki farklı inklüzyonun 7 mm derinlikte A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü.

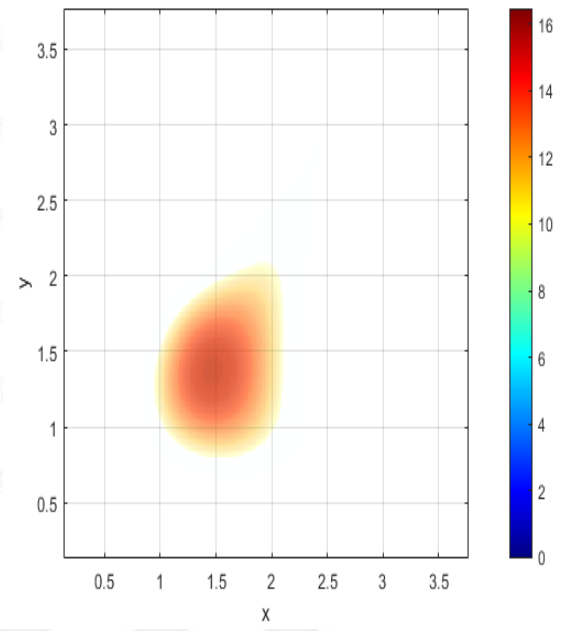
### 4.3. Kuyruk Yağı Deneyleri

Kuyruk yağı deneylerinde, meme dokusuna benzer bir heterojen ortam olan kuyruk yağının içerisine tümörlü dokuyu temsil eden dalak parçaları konulup, dalak parçaların şekil ve konum bilgilerinin doğru tespit edilmesi amaçlandı. Kuyruk yağı deneyinde ilk olarak, dalak parçası kuyruk yağı içerisinde yaklaşık 5 mm derinliğe konularak ölçümler alındı. Dalak parçasının boyutları x-y ekseninde yaklaşık 10 mm, z ekseninde ise 5 mm'dir. Şekil 4.11 (A) kuyruk yağının içerisindeki dalak parçasının TCG algoritması sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.11 (B) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.11 (C) TCG algoritması sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.11 (D) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.11 (E) dalak parçasının görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan 5 mm derinlikteki 3B görüntüsüdür. Görüntülerden de anlaşılacağı üzere dalak parçasının görüntüleri gerçek konum ve boyutta elde edildi.

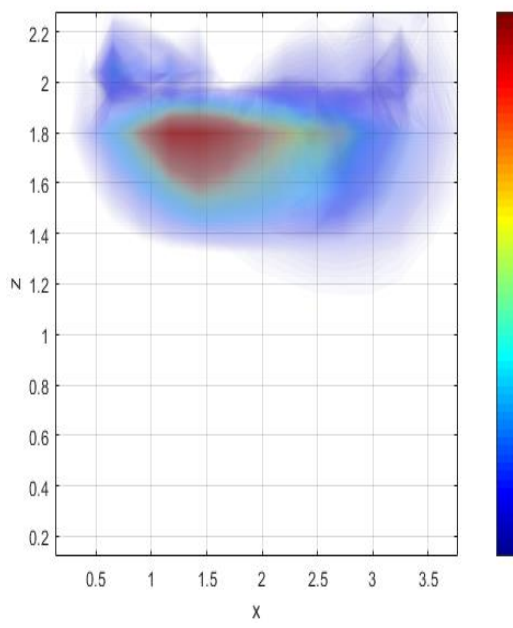




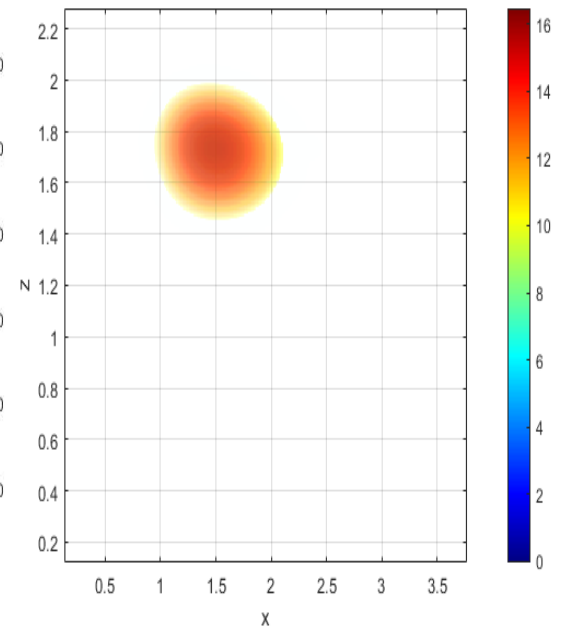
A)



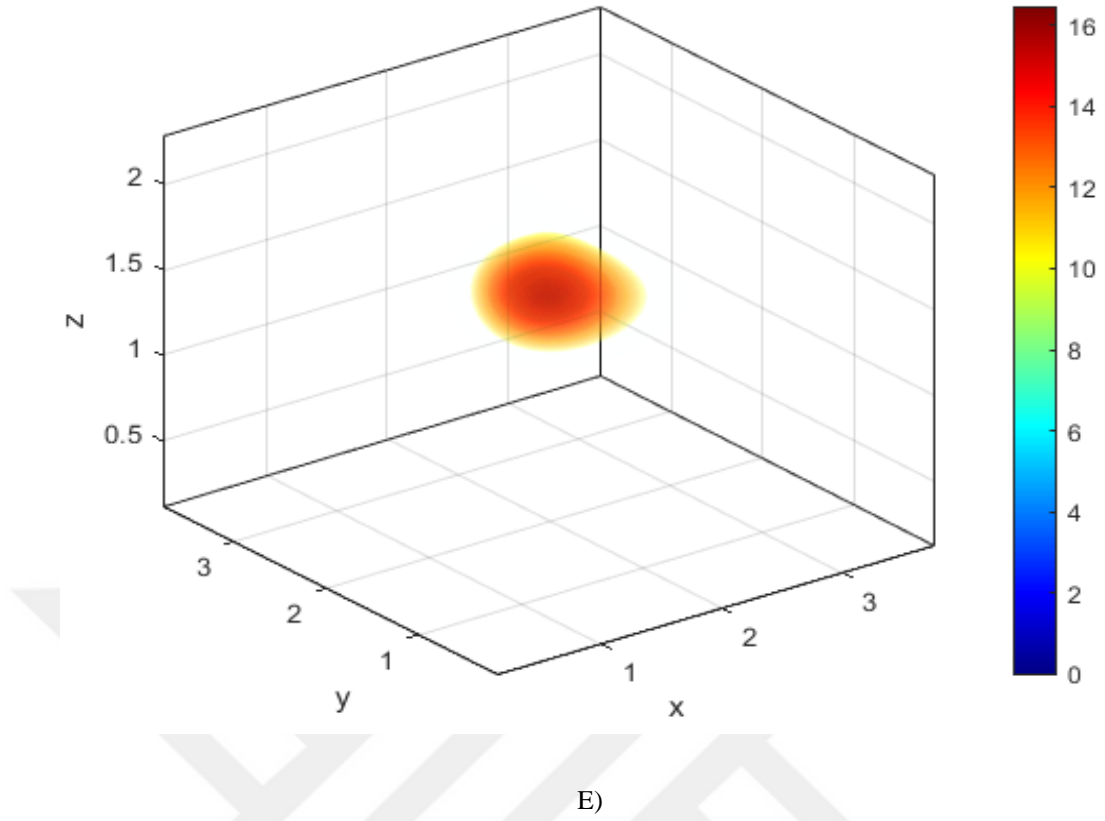
B)



C)

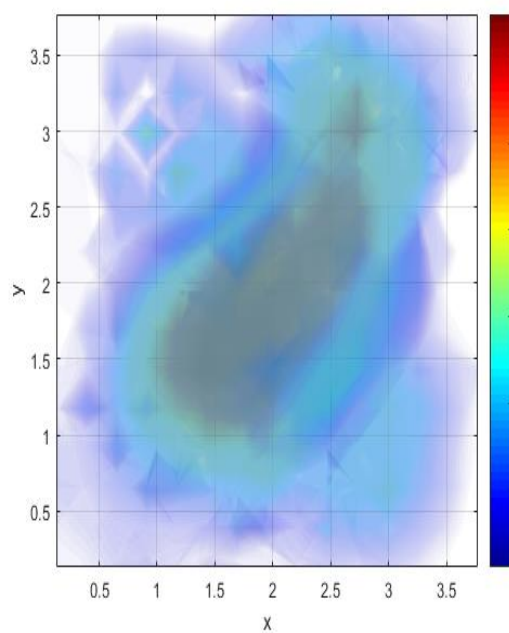


D)

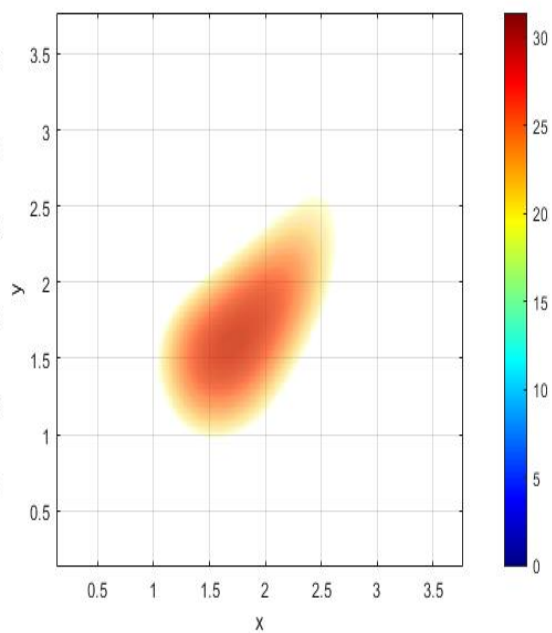


**Şekil 4.11.** Kuyruk yağı içerisindeki 5 mm derinlikteki dalak parçasının A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü.

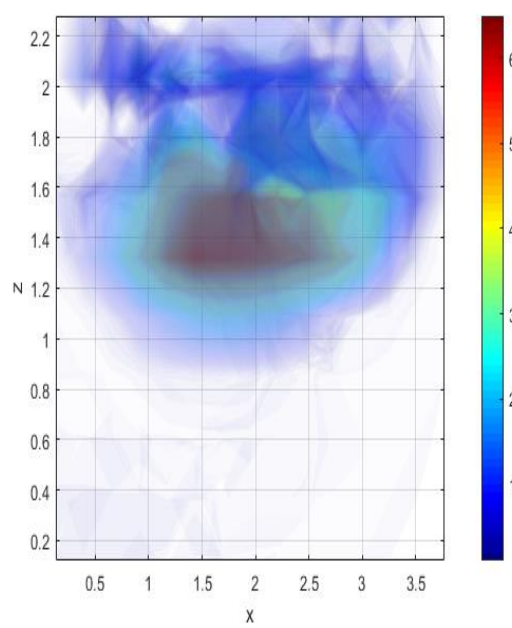
Kuyruk yağı deneyinin ikinci kısmında, dalak parçası kuyruk yağı içerisinde önceki deneye göre daha derine konularak konum bilgisinin doğru tespit edilmesi amaçlandı. Dalak parçası kuyruk yağı içerisinde yaklaşık 10 mm derinliğe konularak ölçümler alındı. Dalak parçasının boyutları x-y ekseninde yaklaşık 10 mm ve z ekseninde ise 5 mm'dir. Şekil 4.12 (A) kuyruk yağının içerisindeki dalak parçasının TCG algoritması sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.12 (B) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.12 (C) TCG algoritması sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.12 (D) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.12 (E) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan 10 mm derinlikteki 3B görüntüsüdür. Görüntülerden de anlaşılacağı üzere dalak parçasının görüntüleri gerçek konum ve boyutta elde edildi.



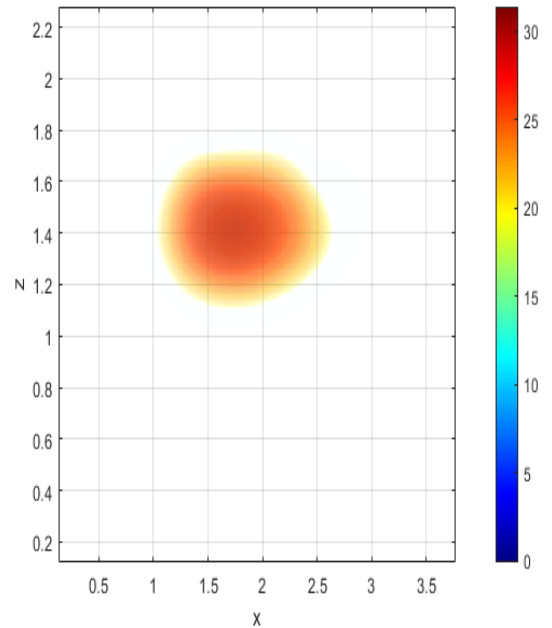
A)



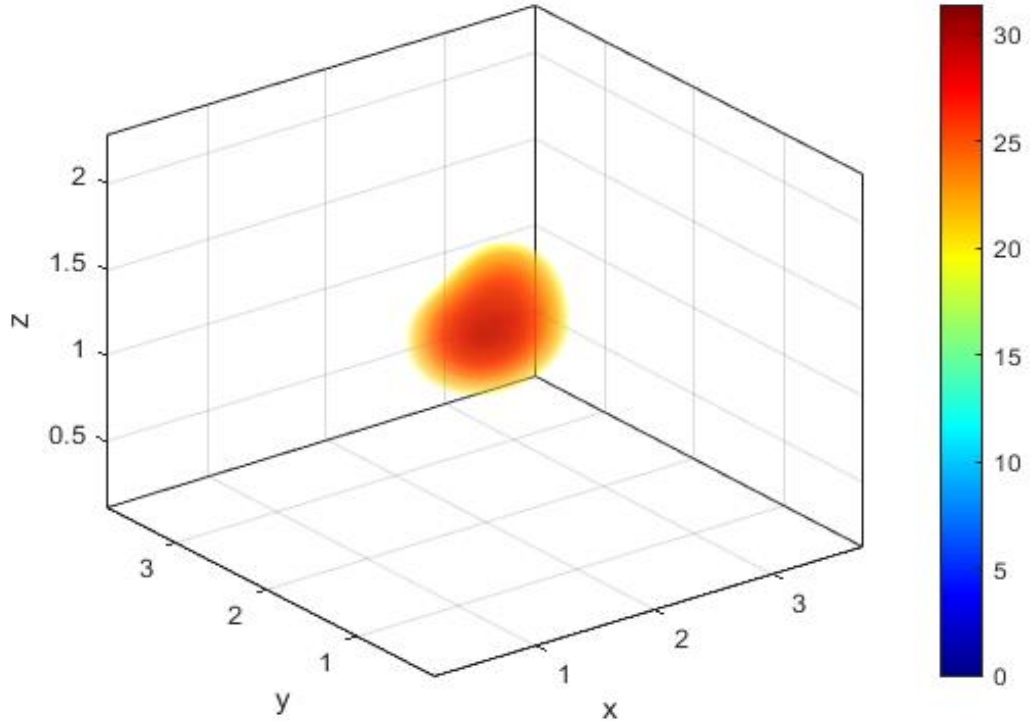
B)



C)



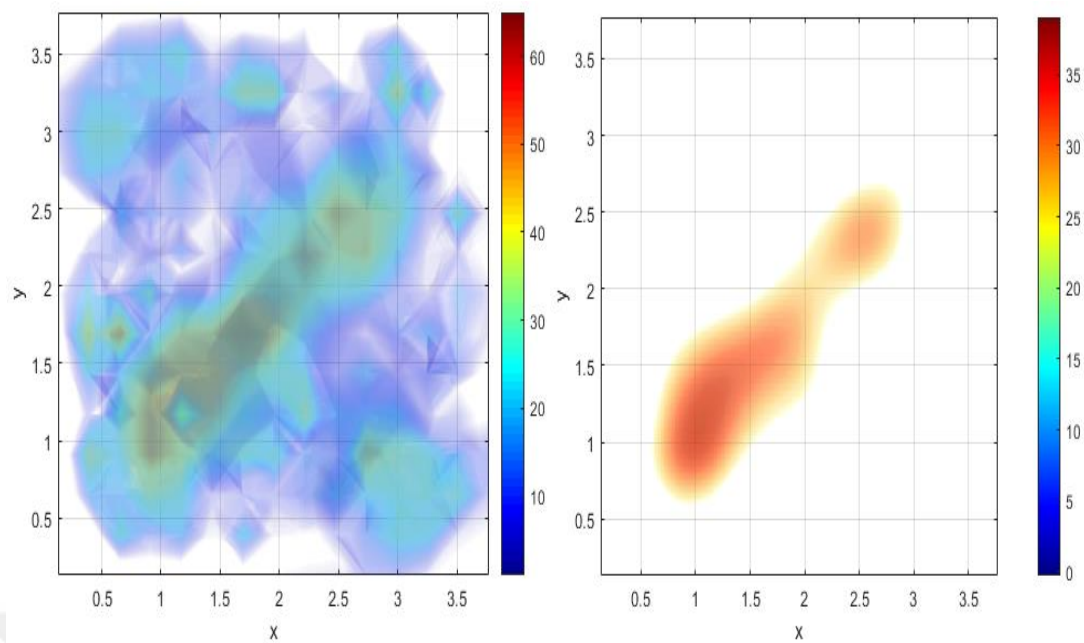
D)



E)

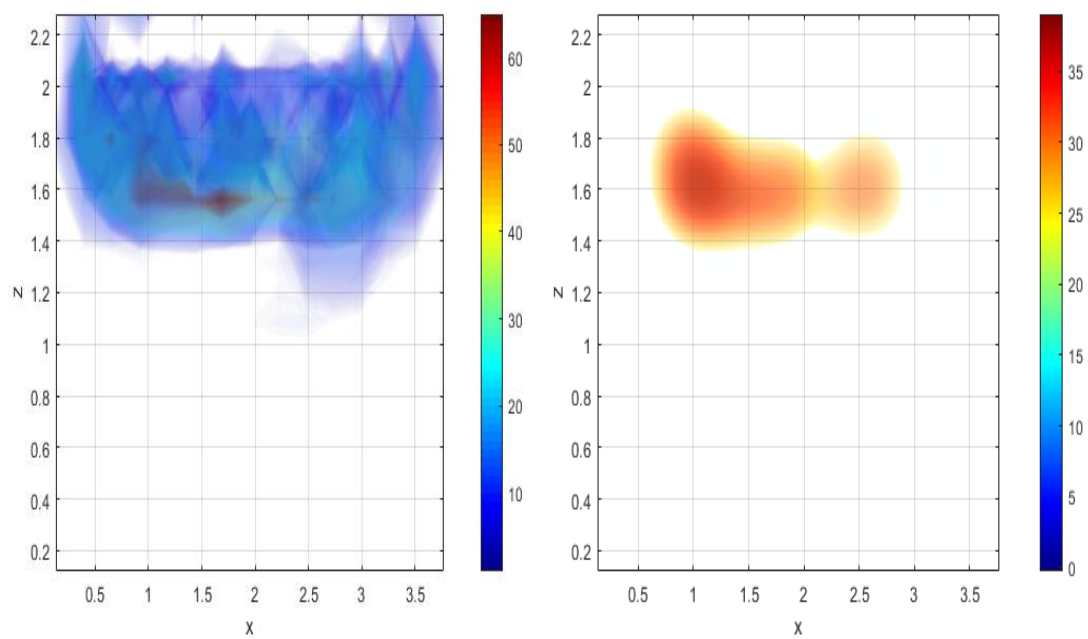
**Şekil 4.12.** Kuyruk yağı içerisindeki 10 mm derinlikteki dalak parçasının A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü, C) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü.

Bu deneyin son kısmında, kuyruk yağı gibi heterojen ortamın içerisine önceki deneylere göre farklı şekil (düzensiz şekilde) ve derinlikte dalak parçası konularak görüntülenmesi hedeflendi. Dalak parçası yaklaşık 7.5 mm derinlikte, z eksenindeki kalınlığı yaklaşık olarak 2 mm ve uzunluğu x-y ekseninde 20 mm'dir. Şekil 4.13 (A) TCG algoritması sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.13 (B) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-y yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.13 (C) TCG algoritması sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.13 (D) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan x-z yönlerindeki görüntüsüdür. Şekil 4.13 (E) görüntü işleme algoritmaları sonrası oluşan 7.5 mm derinlikteki 3B görüntüsüdür. Görüntülerden de anlaşılacağı üzere uzunlamasına görüntülenmek istenen dalak parçasının görüntüleri gerçek konum ve boyutta elde edildi.



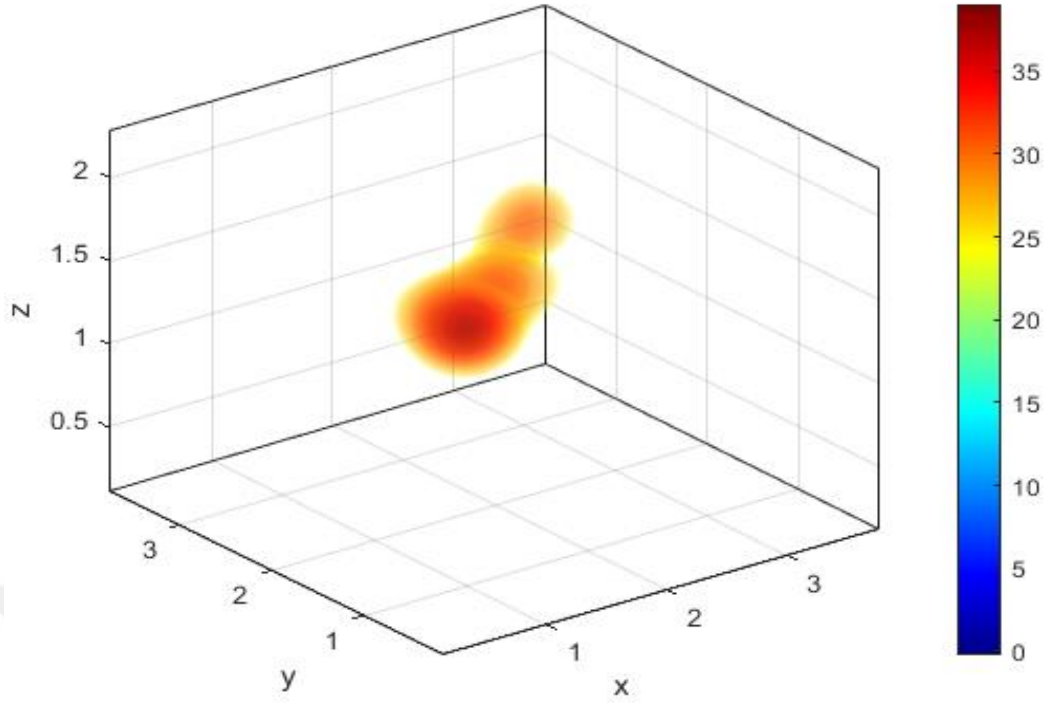
A)

B)



C)

D)



E)

**Şekil 4.13.** Kuyruk yağı içerisine 7.5 mm derinlikte dalak parçasının A) TCG algoritması ile oluşturulan x-y yönündeki görüntüsü, B) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-y yönündeki inklüzyon görüntüsü C) TCG algoritması ile oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, , D) Görüntü işleme sonrası oluşturulan x-z yönündeki görüntüsü, E) Görüntü işleme sonrası 3B olarak oluşturulan görüntüsü.

## 5.TARTIŞMA

Gelişen teknoloji ile birlikte görüntü işleme uygulamalarının tıp alanında kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Bu duruma paralel olarak tıbbi görüntüleme alanında görüntü işleme tekniklerinin kullanımı da yaygınlaşmaktadır. Tıbbi görüntüleme yöntemlerinde görüntülerin elde edilmesi sırasında ve sonrasında görüntü işleme yöntemleri kullanılmaktadır. Önceki çalışmalarda tasarlanan CWDOT sisteminde (Kazancı ve ark., 2015) farklı geri çatım teknikleri uygulanmıştı (Mercan, 2015; Sevim, 2016). Sistemde intralipid ve simülasyon deneyleri yapılarak en uygun geri çatım tekniği TCG algoritması olarak belirlenmişti ve sistemin çalıştığı gösterilmişti. (Mercan, 2015; Sevim, 2016; Mercan ve ark., 2019).

Bu çalışmada, tıbbi görüntüleme yöntemlerinden biri olan CWDOT sisteminde, TCG algoritmasıyla elde edilen verilere görüntü işleme yöntemleri uygulanarak hangi yöntem ve/veya yöntemlerin sisteme uygun olduğu belirlendi. Çalışma kapsamında gerçekleştirilen görüntü işleme yöntemleri, ilk olarak validasyon deney setinde (5. Kaynağın hizasında inklüzyon görüntüsü) gerçekleştirildi (Üncü ve ark., 2017a). Bu çalışmalar yapılırken CWDOT sistemine uygun görüntü işleme yöntemlerinin tespit edilmesi amaçlandı. Sonuçların CWDOT sistemine uygun olup olmadığı görsel ve sayısal olarak karşılaştırıldı. Görsel olarak karşılaştırmada inklüzyon görüntülerin gerçeğe yakın boyut ve konumlarda elde edilmesi amaçlandı. Sayısal değerlendirmelerde ise; karşılaştırılan görüntü işleme sonrası hesaplanan PSNR ve SSIM değerlerinin görüntü işleme öncesine göre yüksek çıkması ve MSE değerlerinin düşük çıkmasının görüntü kalitesini iyileştirdiği bilgisi (Wang ve ark., 2004; Gonzalez ve Woods, 2006; Siddharth ve ark., 2015; Senthilkumaran ve Vaithegi, 2016) çalışma kapsamında dikkate alındı.

Medikal görüntülerin segmentasyonu için birçok yöntem literatürde bulunmasına rağmen, ilgili tıbbi görüntüleme sistemlerine uygun, tekrarlanabilir ve doğruluk oranı yüksek olan çok az yöntem vardır. Bu yüzden, görüntülenecek objelerin arka plandan ayırt edilme ihtiyacından dolayı segmentasyon yöntemlerinden olan bütünsel eşikleme ve yerel eşikleme yöntemleri CWDOT sisteminde uygulandı.

Sayısal karşılaştırmalarda; Otsu yönteminin CLAHE yöntemine göre MSE değerleri daha düşük çıkması, SSIM değerlerinin yüksek çıkması yöntemin performans değerlendirmesi açısından CWDOT sistemine daha uygun olduğunu göstermektedir (Tablo 4.1 - 4.2). Literatürde bahsedildiği üzere Otsu yöntemi görüntüyü arka ve obje olarak iki sınıfa ayırmaktadır (Otsu, 1979; Albuquerque ve ark., 2004; Gonzalez ve Woods, 2006; Jassim ve Altaani, 2013). Bu özelliği ile CWDOT sisteminde yapılan ölçümlerde, iki farklı kontrast olduğu (inklüzyon-intralipid) için görsel karşılaştırma sonucu en uygun olan yöntemin Otsu yöntemi olduğu gösterildi (Şekil 4.1).

Çalışma kapsamında yerel veri işleme yöntemlerinden olan (adaptif bir yöntem) CLAHE yöntemi uygulandı. Ancak literatürde yer aldığı gibi bu yöntemler görüntülerdeki arka plan piksel değerlerinin düzensiz olduğu durumlarda daha iyi sonuçlar vermektedir. Ayrıca bu yöntem, belirlenen eşik değerinin üzerindeki piksel değerlerini hepsini kırparak görüntü kontrastlarını sınırlamaktadır (Pizer ve ark., 1987; Gonzalez ve Woods, 2006; Zhang ve ark., 2010). Literatürde karşılaşılan bu durumlar CWDOT sisteminde de gözlemlendi. CLAHE yönteminin, Otsu yöntemine göre görsel olarak incelendiğinde iyi sonuç vermediği görüldü. Görüntülerin görsel sonuçları iyi çıkmadığı için çalışma kapsamına dahil edilmedi. Ayrıca CLAHE yönteminde, Otsu yöntemine göre PSNR değerlerinden sayısal bir karşılaştırma yapılamamasına rağmen MSE değerleri yüksek, SSIM değerleri düşük çıktı. Eşikleme yöntemlerinin sayısal karşılaştırma sonuçları Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de gösterildi.

Optik görüntü sistemlerinde gürültülerden dolayı görüntü kalitesi bozulmakta ve istenilen görüntüler oluşamamaktadır. CWDOT sistemlerinde gürültüyü oluşturan; kalibrasyon hataları, deneysel hatalar ve elektronik gürültü gibi birçok neden vardır. Literatürde gürültüyü azaltmak ve tam olarak ortadan kaldırmak için birçok yöntem bulunmasına rağmen, doğruluk oranı yüksek ve görüntüleme yöntemine uygun filtreleme yöntemi tasarlamak önemlidir (Gonzalez ve Woods, 2006). Çalışma kapsamında literatürde sıklıkla kullanılan uzaysal filtrelerden; Ortalama filtreleme, Gauss filtreleme, Laplas filtreleme, LoG filtreleme yöntemleri tasarlanarak CWDOT sistemine uygunluğu test edildi.



Gauss filtreleme, Ortalama filtrelemeye göre görüntüyü daha iyi koruduğu ve görüntülerde keskin kenar geçişleri olmadığı için en uygun filtreleme yöntemi olarak belirlendi. Çalışma kapsamında kullanılan Gauss filtreleme parametreleri olan filtre boyutları ( $5 \times 5 \times 5$ ) ve standart sapma ( $\sigma=1$ ) değerleri literatürde tavsiye edildiği gibidir (Gonzalez ve Woods, 2006; Zhang ve ark., 2009).

Sonuçlar görsel olarak karşılaştırıldığında; Ortalama filtreleme, Laplas filtreleme ve LoG filtreleme sonuçları iyi çıkmadığı için çalışmaya dahil edilmedi. Sonuçlar sayısal olarak karşılaştırıldığında, PSNR değerleri iyi çıkmamasına rağmen, MSE değerinin en düşük olması, SSIM değerinin ise genelde diğer yöntemlere göre yüksek çıkması sonucunda Gauss filtreleme yönteminin en uygun yöntem olduğu görüldü (Tablo 4.1 - 4.2). Otsu yönteminden sonra uygulanan bu yöntem ile görüntülerdeki gürültüler azaltılarak daha net ve yumuşak görüntü elde edildi (Şekil 4.2).

CWDOT sisteminden elde edilen görüntüler son haline getirilirken olası değerleri tahmin etme ve gerçeğe daha yakın görüntüler elde etme ihtiyacından dolayı son olarak filtreleme yönteminden sonra interpolasyon yöntemleri uygulandı. Bu kapsamda, medikal görüntülemelerde sık kullanılan en yakın komşu, çift doğrusal, çift kübik ve kübik spline interpolasyon yöntemleri uygulandı (Maeland, 1988; Pratt, 2001; Gonzalez ve Woods, 2006; Roy ve ark., 2013) ve CWDOT sisteminde test edildi. Sonuçlar ilk önce görsel (Şekil 4.3 - 4.6) ve daha sonra sayısal (Tablo 4.1 - 4.2) olarak karşılaştırıldı.

En yakın komşu interpolasyon yöntemi, diğer yöntemlere göre hesaplama yükü en az olan yöntemdir. Ancak görüntülerdeki düz ayrıntılarda bozulmalar basamak etkisi olarak ortaya çıkmaktadır (Şekil 4.3). Bu durum inklüzyon görüntülerinin gerçek boyutlarda elde edilememesine neden olmaktadır. Çift doğrusal interpolasyon görüntüdeki keskin kenarları bulanıklaştırdığı için görüntülerde sürekli ve yumuşak geçişli durumlar için uygundur. Bu yöntemin bir önceki yöntemle göre hesap yükü daha fazla olmasına rağmen daha iyi sonuç elde edildi (Şekil 4.4). Çift kübik interpolasyon yönteminde ise hesaplama mantığı çift doğrusal yöntemine benzerdir. Bu yöntem ile sonuç görüntüdeki kenar ve eğrilerde basamak etkisi ortadan kaldırılarak daha yumuşak ve gerçek boyutlarına daha yakın görüntü elde edildi (Şekil 4.5).

Kübik spline yönteminde oluşturulan görüntü, çift kübik interpolasyon ile oluşturulan görüntüye benzer çıktı. Ancak hesaplama yükü kübik spline yönteminde daha fazladır. Literatürde anlatılan bu yöntemlerin avantaj ve dezavantajları çalışma kapsamındaki validasyon seti (Şekil 4.3 - 4.6) sonuçlarında görülmektedir (Üncü ve ark., 2017b; Roy ve ark., 2013; Siddharth ve ark., 2015).

Validasyon seti sonuçları görsel olarak karşılaştırıldığında çift kübik ve kübik spline yöntemlerin sonuçları birbirine yakın çıktı (Şekil 4.5 - 4.6). Sayısal olarak karşılaştırıldığında da PSNR, MSE ve SSIM değerleri birbirine yakın çıktı (Tablo 4.1 - 4.2). Ayrıca literatürde de yer aldığı gibi kübik spline yöntemi diğer interpolasyon yöntemlerine göre hesaplama süresinin uzun olduğu bilinmektedir (Maeland, 1988; Gonzalez ve Woods, 2006; Roy ve ark., 2013; Siddharth ve ark., 2015). Bu durum CWDOT sisteminde de gözlemlendi. Bu yüzden hesaplama süreleri göz önüne alındığında CWDOT sistemine en uygun yöntemin çift kübik interpolasyon yöntemi olduğu söylenebilir. Oluşturulan görüntüler görsel ve sayısal olarak değerlendirildiğinde; eşikleme yöntemlerinden Otsu eşikleme yöntemi, Gauss filtrelemeye ve çift kübik interpolasyon yöntemi CWDOT sistemine en uygun yöntemlerdir.

Çalışma kapsamında, validasyon setinde gerçekleştirilen ve CWDOT sisteminde test edilen görüntü işleme yöntemleri, meme fantomlarında denendi. Meme fantomlarından ilki inklüzyon deneyleridir. Bu deneyin amacı, meme dokusuna benzeyen bir homojen ortam olan intralipid içerisinde tümörü dokuya benzeyen özellikte inklüzyonların görüntülenmesidir. Tümörlü dokuya benzeyen inklüzyonların absorpsiyon katsayısı ( $0.16 \text{ cm}^{-1}$ ) intralipid absorpsiyon katsayısından ( $0.04 \text{ cm}^{-1}$ ) daha fazladır. Bu absorpsiyon farkları kullanılarak kontrast farkları oluşturuldu. Kontrast farkı oluşturulurken ilk olarak kalibrasyon işlemi yapıldı. Kalibrasyon işleminin yapılmasının amacı; CWDOT sistemindeki fiberlerin ışığı gönderme ve toplama durumundan bağımsız hale getirerek sistem hatalarını en aza indirmektir. Bu bakışla önce inklüzyon olmadan homojen bir intralipid ortamında ölçümler alındı. Bu ölçümler inklüzyon varken intralipid ortamında alınan ölçümlere bölünerek kalibrasyon verileri oluşturuldu.

Kalibre edilen bu verilerle, ilk olarak TCG algoritması daha sonra görüntü işleme yöntemleri gerçekleştirilip sistemin hassasiyeti incelendi. Uygunluğu test edilen görüntü işleme yöntemleri ile inklüzyon görüntüleri, gerçeğe yakın mesafede, boyutlarda ve de çözünürlüğü artırılmış bir şekilde 2B ve 3B olarak elde edildi (Şekil 4.7 - 4.10). Bu deney ile homojen ortam olan intralipid ortamındaki tümör benzeri yapıları (inklüzyonları); probun farklı konumlarında, farklı derinliklerde, birden fazla inklüzyon olduğu durumlarda gerçekleştirilen görüntü işleme yöntemleri ile gerçek konum ve boyutlarda elde edildi.

Meme fantom deneylerinin ikincisi kuyruk yağı deneyleridir. Bu deney, meme dokusuna daha yakın bir ortamda oluşturmak için kuyruk yağı içerisine dalak parçası konularak heterojen bir yapı oluşturulup görüntüleme yapabilmeyi amaçlamaktadır. Kuyruk yağının içerisindeki dalak parçaları CWDOT sisteminden gönderilen ışığı kuyruk yağına göre daha fazla absorplar, kuyruk yağı ve dalak parçasının absorpsiyon farkları kontrast farklarını oluşturur. Bu deneyde önce dalak parçası yokken kuyruk yağından ölçümler alındı. Bu ölçümler dalak parçası konularak alınan ölçümlere bölünerek kalibrasyon verileri oluşturuldu. Bu kalibrasyon verilerine öncelikle TCG algoritması ve sonrasında görüntü işleme yöntemleri uygulandı. Tümörlü dokuyu taklit etmek için kullanılan dalak parçaları, kuyruk yağı içerisine farklı şekil (düzensiz şekillerde) ve konumlarda konularak sistemin hassasiyeti test edildi. Kuyruk yağı deneyleri ile CWDOT sisteminde oluşturulan 2B ve 3B görüntülerin çözünürlüğü artırılarak canlı dokularda sistem test edildi (Şekil 4.10 - 4.13). Bu deney ile gerçek dokuya daha benzer ortamda (heterojen) farklı derinlik ve şekillerde olan tümör benzeri yapılar (dalak parçaları) gerçekleştirilen görüntü işleme yöntemleriyle doğru konum ve boyutlarda elde edildi.

## 6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Tez çalışmasında kullanılan CWDOT sisteminde TCG algoritmasıyla elde edilen veriler, görüntü işleme öncesi elde edilerek sistem hazır hale getirildi. Daha sonra görüntü işleme yöntemlerini test etmek için ilk olarak, tümör benzeri yapı olan inklüzyon görüntüsü validasyon seti olarak kullanıldı. Validasyon seti çalışmasında, CWDOT sistemine uygun görüntü işlemlerini belirlemek için hem görsel (Şekil 4.1 - 4.6) hem de sayısal olarak karşılaştırmalar yapıldı (Tablo 4.1 - 4.2). Görüntü işleme yöntemleri PSNR, MSE ve SSIM sonuçları ile sayısal olarak karşılaştırıldı. Genel olarak PSNR değerlerinin yüksek, MSE değerlerini düşük, SSIM değerlerinin yüksek olan görüntü işleme yöntemleri; bütünsel eşikleme (Otsu), Gauss filtreleme ve çift kübik interpolasyon yöntemleridir (Tablo 4.1 - 4.2). CWDOT sisteminde validasyon seti çalışmasıyla gerçekleştirilen ve uygunluğu test edilen görüntü işleme yöntemleri, intralipid deneyleri ve kuyruk yağı içerisine dalak parçası konularak yapılan deneylerin verilerine uygulandı.

Bu kapsamda intralipid deneylerinde, inklüzyonların şekil ve derinlik bilgisindeki hassasiyeti sağlayabildiği gözlemlendi (Şekil 4.7 - 4.9). Ayrıca intralipid içine konulan iki farklı inklüzyonun görüntüsü elde edildi. Bu deney ile CWDOT sisteminde iki farklı inklüzyonun derinlik ve birbirinden ayırt edilebilme gücü test edildi (Şekil 4.9). Kuyruk yağı deneylerinde ise farklı derinliklerde geometrik olmayan dalak parçaları görüntüleri oluşturuldu (Şekil 4.11 - 4.12). Ayrıca kuyruk yağına farklı şekilde (düzensiz şekilde) dalak parçası konularak dalak parçası görüntülendi (Şekil 4.13). Çalışma kapsamında yapılan bu deneyler ile CWDOT sisteminin sınırları gözlemlendi. Sonuç olarak deneylerde kullanılan inklüzyon ve dalak parçalarının şekil ve konum bilgileri gerçeğe daha yakın olarak elde edildi (Şekil 4.7 - 4.13) Deneyisel çalışmalar göz önüne alındığında, Bütünsel eşikleme (Otsu), Gauss filtreleme ve çift kübik interpolasyon yöntemleri sırasıyla uygulanıp CWDOT sisteminde başarılı sonuçlar elde edildi.

Optik görüntüleme sistemlerinin doğası gereği sahip olduğu olası dezavantajlar ve görüntüleme yöntemlerinde birçok farklı tekniklerin kullanılması, görüntü işleme yöntemlerinin ilgili sisteme uygun olması gerektiğini ortaya koymaktadır. Dolayısıyla deneysel hataların daha az, görüntülerin daha kaliteli ve görüntüdeki nesnelerin ön planda olması gibi durumlarda optik görüntüleme sistemlerinden daha iyi görüntüler elde edilecektir. Bu durumda uygulanan görüntü işleme yöntemlerinin başarısı artarak görüntü kalitesi iyileşecektir.

Çalışma kapsamında gerçekleştirilen yöntemler, MATLAB programlama dili kullanılarak gerçekleştirildi. CWDOT sistemine özgün bu yöntemler, kullanıcıdan bağımsız, kısa sürede hesaplanabilir ve tekrarlanabilir ölçümler yapabilir niteliktedir. Yapılan deneyler sonucunda gerçeğe yakın, çözünürlüğü iyileştirilmiş renkli görüntüler 2B ve 3B olarak elde edildi. Gerçekleştirilen bu yöntemler ile gelecek çalışmalar için CWDOT sistemi kullanıma hazır hale getirildi. Sonuç olarak bu çalışma, medikal görüntü işleme ve optik görüntüleme üzerine çalışacak kişi ve/veya kişilere yol göstererek literatüre katkı sağlayacak niteliktedir.

## KAYNAKLAR

Arridge SR. Optical tomography in medical imaging. *Inverse Probl.* 1999; 15(2): R41-93.

Benaron DA, Stevenson DK. Optical time-of-flight and absorbance imaging of biologic media. *Science.* 1993; 259(5100): 1463-1466.

Benaron DA, Hintz SR, Villringer A, Boas D, Kleinschmidt A, Frahm J, Hirth C, Obrig H, van Houten JC, Kermit EL, Cheong WF, Stevenson DK. Noninvasive functional imaging of human brain using light. *J Cerebr Blood F Met.* 2000; 20(3): 469-477.

Brem RF, Tabár L, Duffy SW, Inciardi MF, Guingrich JA, Hashimoto BE, Lander MR, Lapidus RL, Peterson MK, Rapelyea JA, Roux S, Schilling KJ, Shah BA, Torrente J, Wynn RT, Miller DP. Assessing improvement in detection of breast cancer with three-dimensional automated breast US in women with dense breast tissue: The somoinsight study. *Radiology.* 2015; 274(3): 663-673.

Chance B, Cope M, Gratton E, Ramanujam N, Tromberg B. Phase measurement of light absorption and scatter in human tissue. *Rev Sci Instrum.* 1998; 69(10): 3457-3481.

Cutler M. Transillumination of the breast. *Ann Surg.* 1931; 93(1): 223-234.

de Albuquerque MP, Esquef IA, Gesualdi Mello AR. Image thresholding using Tsallis entropy. *Pattern Recognit Lett.* 2004; 25(9): 1059-1065.

Dehghani H, Pogue BW, Poplack SP, Paulsen KD. Multiwavelength three-dimensional near-infrared tomography of the breast: initial simulation, phantom, and clinical results. *Appl Optics.* 2003; 42(1): 135-145.

Gaudette RJ, Brooks DH, DiMarzio CA, Kilmer ME, Miller ME, Gaudette T, Boas DA. A comparison study of linear reconstruction techniques for diffuse optical tomographic imaging of absorption coefficient. *Phys Med Biol.* 2000; 45(4): 1051-1070.

Gonzalez RC, Woods RE. Digital Image Processing. 3rd ed. USA: Prentice-Hall, Inc ;2006, p: 1-1022.

Gibson AP, Hebden JC, Arridge SR. Recent advances in diffuse optical imaging. Phys Med Biol. 2005; 50(4): R1-43.

Jassim FA, Altaani FH. Hybridization of Otsu method and median filter for color image segmentation. International Journal of Soft Computing and Engineering. 2013; 3(2): 69-74.

Jiang H, Iftimia NV, XU Y, Eggert JA, Fajardo LL, Klove KL. Near-infrared optical imaging of the breast with model-based reconstruction. Acad Radiol. 2002; 9(2): 186-194.

Jolesz F, Shtern F. The operating room of the future. Report of the national cancer institute workshop, imaging-guided stereotactic tumor diagnosis and treatment. Invest Radiol. 1992; 27(4): 326-328.

Kapur, JN, Sahoo PK, Wong AKC. A new method for gray-level picture thresholding using the entropy of the histogram. Comput Vis Graph Image Process. 1985; 29(3): 273-285.

Kazanci, HO, Mercan T, Canpolat M. Design and evaluation of a reflectance diffuse optical tomography system. Opt Quant Electron. 2015; 47(2): 257-265.

Klingenbeck K, Reinfelder H. Medical Imaging Techniques. ISPRS J Photogramm. 1990; 45(4): 203-226.

Landini L, Positano V, Santarelli M.F. 3D Medical Image Processing. In: Neri E, Caramella D, Bartolozzi C, eds. Image Processing in Radiology. Medical Radiology (Diagnostic Imaging). 1st ed. Berlin: Springer; 2008, p:67-85.

Maeland E. On the comparison of interpolation methods. IEEE Trans Med Imaging. 1988; 7(3): 213-217.

Mercan T. Difüz Optik Tomografide İki Farklı Geri-Çatım Tekniğiyle Görüntü Oluşturma ve Elde Edilen Görüntüleri Karşılaştırma. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2015, Antalya (Danışman: Prof. Dr. M Canpolat).

Mercan T, Sevim G, Üncü YA, Uslu S, Kazanci HÖ, Canpolat M. The comparison of reconstruction algorithms for diffuse optical tomography. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fen Dergisi. 2019; 14(2): 285-295.

Mitchell HL, Newton I. Medical photogrammetric measurement: Overview and prospect. ISPRS J Photogramm. 2002; 56 (5-6): 286-294.

Nioka S, Luo Q, Chance B. Human brain functional imaging with reflectance CWS. Oxygen Transport to Tissue XIX. Springer. 1997; 428: 237-242.

Otsu N. A threshold selection method from gray level histograms. IEEE T Syst Man Cy-s. 1979; 9(1): 62-66.

Pal NR, Pal SK. A review on image segmentation techniques. Pattern Recognit. 1993; 26(9): 1277-1294.

Pizer SM, Amburn EP, Austin JD, Cromartie R, Geselowitz A, Greer T, Romeny BH, Zimmerman JB, Zuiderveld K. Adaptive histogram equalization and its variations. Comput.Gr.Image Process. 1987; 39(3): 355-368.

Pogue BW, Patterson MS. Frequency-domain optical absorption spectroscopy of finite tissue volumes using diffusion theory. Phys Med Biol. 1994; 39(7): 1157-1180.

Pratt WK. Digital Image Processing: PIKS Inside. 3rd. ed. USA: John Wiley & Sons, Inc; 2001, p:1-756.

Roy R, Pal M, Gulati T. Zooming digital images using interpolation techniques. International Journal of Application or Innovation in Engineering & Management. 2013; 2(4): 34-45.

Senthilkumaran N, Vaithegi S. Image segmentation by using thresholding techniques for medical images. Computer Science & Engineering: An International Journal. 2016; 6(1): 1-13.

Siddharth V, Saeed SH, Dua H. Image standardisation using interpolation. International Journal of Enhanced Research in Science Technology & Engineering. 2015; 4(4); 272-278.



Sevim G. Difüz Optik Tomografide Kullanılan Geri Çatım Tekniğinde Görüntü Kalitesini Arttıracak Düzenlemeler Yaparak Görüntü Oluşturma ve Elde Edilen Görüntüleri Karşılaştırma. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2016, Antalya (Danışman: Prof. Dr. M Canpolat).

Siva, S, Hardcastle N, Kron T, Bressel M, Callahan J, MacManus MP, Shaw M, Plumridge N, Hicks RJ, Steinfort D, Ball DL, Hofman MS. Ventilation/perfusion positron emission tomography--based assessment of radiation injury to lung. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2015; 93(2): 408-417.

Siegel AM, Marota JJA, Boas DA. Design and evaluation of a continuous-wave diffuse optical tomography system. *Opt Express.* 1999; 4(8): 287-298.

Trampert J, Leveque JJ. Simultaneous iterative reconstruction technique: Physical interpretation based on the generalized least squares solution. *J. geophys. Res.* 1990; 95(12): 553-559.

Üncü YA, Mercan T, Sevim G, Canpolat M. A new approach to image processing in diffuse optical tomography and 3-D image. 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). 2017a; 1-4.

Üncü YA, Mercan T, Sevim G, Canpolat M. Interpolation applications in diffuse optical tomography system. 21st National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT). 2017b; 1-4.

Vaupel P, Schlenger K, Knoop C, Höckel M. Oxygenation of human tumors: evaluation of tissue oxygen distribution in breast cancers by computerized O<sub>2</sub> tension measurements. *Cancer Res.* 1991; 51(12): 3316-3322.

Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. *IEEE T Image Process.* 2004; 13(4): 600-612.

Weidner N, Folkman J, Pozza F, Bevilacqua P, Allred EN, Moore DH, Meli S, Gasparini G. Tumor angiogenesis: a new significant and independent prognostic indicator in early-stage breast carcinoma. *J Natl Cancer Inst.* 1992; 84(24): 1875-1887.

Zubor P, Kubatka P, Kajo K, Dankova Z, Polacek H, Bielik T, Kudela E, Samec M, Liskova A, Vlcakova D, Kulkovska T, Stastny I, Holubekova V, Bujnak J, Laucekova Z, Büsselberg D, Adamek M, Kuhn W, Danko J, Golubnitschaja O. Why the gold standard approach by mammography demands extension by multiomics? Application of liquid biopsy mirna profiles to breast cancer disease management. *Int J Mol Sci*. 2019; 20(12): 1-31.

Yodh A, Chance B. Spectroscopy and imaging with diffusing light. *Phys Today*. 1995; 48(3): 34-41.

Yuan, Z, Zhang Q, Sobel ES, Jiang H. Image-guided optical spectroscopy in diagnosis of osteoarthritis: a clinical study. *Biomed Opt Express*. 2010; 1(1): 74-86.

Yuan Z. Combining independent component analysis and Granger causality to investigate brain network dynamics with fNIRS measurements. *Biomed Opt Express*. 2013; 4(11): 2629-2643.

Zhang XH, Ning RL, Yang D. Cone beam breast CT noise reduction using 3D adaptive Gaussian filtering. *J X-Ray Sci Technol*. 2009; 17(4): 319-333.

Zhang J, Yan CH, Chui CK, Ong SH. Fast segmentation of bone in CT images using 3D adaptive thresholding. *Comput Biol Med*. 2010; 40: 231-236.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Yiğit Ali	<b>Uyruğu</b>	T.C
<b>Soyadı</b>	ÜNCÜ	<b>Tel no</b>	-
<b>Doğum tarihi</b>	10.01.1986	<b>e-posta</b>	yuncu@akdeniz.edu.tr

### Eğitim Bilgileri

	<b>Mezun olduğu kurum</b>	<b>Mezuniyet yılı</b>
<b>Lise</b>	Sakarya Anadolu Lisesi	2003
<b>Lisans</b>	Başkent Üniversitesi	2009
<b>Yüksek Lisans</b>	Ankara Üniversitesi	2013
<b>Doktora</b>	Akdeniz Üniversitesi	2020

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (yıl-yıl)</b>
Öğretim Görevlisi	Akdeniz Üniversitesi, Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu	2017-
Biyomedikal Mühendisi	Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA) Haydarpaşa Eğitim Hastanesi Biyomedikal ve Klinik Mühendisliği Merkez	2013-2014
Biyomedikal Mühendisi	TURKMET A.Ş Test, Kalibrasyon ve Muayene Laboratuvarı	2011-2013
Biyomedikal Mühendisi	TEKNİKEL Ticaret ve Sanayi A. Ş	2011-2011

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Sınav türü</b>	<b>Puanı</b>
İngilizce	Eğitim Dili	-

## Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Karaciğer Nakilleri Sırasında ve Takibinde Başarı Oranını Arttırmak İçin Hayvan Modeli Üzerinde ve Postoperatif Klinik Takipte Spektroskopi Teknikleri Geliştirmek ve Uygulamak	BAP	2019-2022
Meme Kanseri Neoadjuvan Tedavisinde Tedavi Yanıtının Belirlenebilmesi İçin Difüz Optik Görüntüleme Sisteminin Geliştirilmesi ve Test Edilmesi	Özel Kuruluşlarca Desteklenen	2019-2020
Servikal Neoplazilerin Tespitinde Telesentrik Hiperspektral Görüntüleme	TÜBİTAK	2016-2020
Tanısal Radyolojide Kullanılan Sayısal Görüntüleme Sistemlerinde Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu Optimizasyonu	TÜBİTAK	2013-2015
Ankara'da Kalibrasyon Laboratuvarının Uluslararası Standartlara Kavuşturulmasıyla Yenilikçilik Kapasitesinin Artırılması	Diğer Kamu Kuruluşlarınca Desteklenen	2012-2012
TS EN ISO 9001:2000 Kalite Yönetim Sistemi Biyomedikal Cihaz Kalibrasyonu	Diğer Kamu Kuruluşlarınca Desteklenen	2011-2013

### **Burslar – Ödüller:**

Üncü YA,, Çakın H., Güngör A., Özdoğan H., Karaman O., "Yeni Nesil Nanomalzeme Tabanlı Biyouyumlu Pedikül Vida Üretimi, Antalya Sanayici ve İş İnsanları Derneği (ANSİAD), Kasım 2019.

Üncü YA, Canpolat M., Göksu S., Durmaz E., Vural V., Peştereli E., Bilge U., Er A. , "Meme Kanseri Neoadjuvan Tedavisinde Tedavi Yanıtının Belirlenmesi İçin Difüz Optik Görüntüleme Sisteminin Geliştirilmesi ve Test Edilmesi, Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu Derneği, Kasım 2019.

Üncü YA, Güler İ., "Biyomedikal Mühendisliği Bölümü Proje Yarışması, Başkent Üniversitesi, Haziran 2009.

### **Yayınlar ve Bildiriler:**

Üncü Y.A., Özdoğan H., “Mamografi Sistemlerinde İlgi Alanı, Türev ve İnce Gruplama Seçimlerinin Modülasyon Transfer Fonksiyonunun Üzerine Etkileri”, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fen Dergisi, ss. 23-35, 2020.

Canpolat M., Üncü Y.A., “Difüz Optik Tomografi Sistemi”, Koçak O., Eroğlu O., Biyomedikal Mühendisliği ve Uygulamaları, 1.Baskı, Ankara, Elektrik Mühendisleri Odası Teknik Yayınları, 2019, syf.123-143.

Mercan T., Sevim G., Üncü Y.A., Uslu S., Kazancı H.Ö., Canpolat M., "The Comparison of Reconstruction Algorithms for Diffuse Optical Tomography", Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fen Dergisi, pp.285-295, 2019.

Yücel H., Güllüoğlu E., Yüksel Ş., Üncü Y.A., "Measurement of Attenuation Properties of Protective Materials Used as Thyroid Guard and Apron for the Personnel Protection Against Diagnostic Medical X-rays", Journal of Physical Science, pp.1-18, 2015.

Üncü Y.A., Danişman T., Birge Ö., Bakır M., Göksu M., Şimşek T., Canpolat M., "Detection of Cervical Neoplastic Changes Using Telecentric Imaging", Techno-Science 2019, BURDUR, TÜRKİYE.

Akşahin M.F., Üncü Y.A., "Sleep Apnea Detection with Respiratory Modulated ECG Signal", Techno-Science 2019, BURDUR, TÜRKİYE

Mercan T., Sevim G., Kazancı H.Ö., Üncü Y.A., Canpolat M., "Comparison of Images Produced by Diffuse Optical Tomography with Two Different Backscatter Techniques", 2017 21st National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), İSTANBUL, TÜRKİYE.

Üncü Y.A., Mercan T., Sevim G., Canpolat M., "A new approach to image processing in diffuse optical tomography and 3-D image", 2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), ANTALYA, TÜRKİYE.

Canpolat M., Gümüş B., Ozbey-Unlu O., Uslu S., Nüzket T., Üncü Y.A., "Determination of Cartilage Thickness in-vivo Using Back Reflection Spectroscopy", 2017 21st National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), İSTANBUL, TÜRKİYE.

Üncü Y.A., Mercan T., Sevim G., Canpolat M., "Interpolation Applications in Diffuse Optical Tomography System", 2017 21st National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), İSTANBUL, TÜRKİYE.

Sevim G., Mercan T., Üncü Y.A., Canpolat M., "A new reconstruction technique used in Diffuse Optical Tomography System", 2017 21st National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), İSTANBUL, TÜRKİYE.

Yücel H., Güllüoğlu E., Yüksel Ş., Üncü Y.A., "X-ışınlarına Karşı Koruyucu Görev Yapan Tiroid Koruyucu ve Kurşun Önlük Yapımında Kullanılan Malzemelerin Zayıflatma Özelliklerinin Belirlenmesi", 1. Ulusal Radyasyondan Korunma Kongresi, ANKARA, TÜRKİYE.

Üncü Y.A., Birgül Ö., "Sayısal Radyolojik Görüntüleme Sistemleri için Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi ve Kullanıcı Ara yüzünün Geliştirilmesi", 14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE.