

T.C.  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

## **BİYOMEDİKAL GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME**

Ramazan POLAT

Tez Yöneticisi:

Yrd. Doç. Dr. Ahmet ÇINAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ  
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ELAZIĞ, 2007

T.C.  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

## **BİYOMEDİKAL GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME**

Ramazan POLAT

Yüksek Lisans Tezi

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu tez, 31/07/2007 tarihinde aşağıda belirtilen jüri tarafından oybirliği /oyçokluğu ile başarılı / başarısız olarak değerlendirilmiştir.

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Ahmet ÇINAR

Üye: Yrd. Doç. Dr. Ali KARCI

Üye: Yrd. Doç. Dr. Arif GÜLTEN

Bu tezin kabulü, Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun ...../...../..... tarih ve ..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

## **TEŞEKKÜR**

Bu tez çalıőmam boyunca, ilgi ve yardımlarını esirgemeyen danıőmanım Yrd. Doç. Dr. Ahmet ÇINAR'a ve bۆlüm baőkanım Yrd. Doç. Dr. Burhan ERGEN'e; algoritma ve yeni yaklaőımlarıyla bana yeni bir bakış açısı kazandıran Yrd. Doç. Dr. Ali KARCI'ya; Fırat Üniversitesi Radyoloji Ana Bilim Dalı'ndan ۆrnek gۆrüntülerin alınmasında bana yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Ayőe MURAT AYDIN'a ve tezi yazmam için verdikleri motivasyondan dolayı Arő. Gۆr. Bilal ALATAő ve Arő. Gۆr. İhsan SOYSALDI'ya teőekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER .....	I
ÖZET .....	III
ABSTRACT .....	IV
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	V
TABLolar LİSTESİ.....	VII
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
1.1. Görüntü Bölütleme Probleminin Tanımlanması .....	1
1.2. Biyomedikal Görüntü Bölütleme .....	2
1.3. Tezin Kapsamı ve Amacı .....	2
1.4. Önerilen Yöntemler ve Uygulamalar .....	3
1.5. Tezin İçeriği .....	3
<b>2. SAYISAL GÖRÜNTÜLER VE ÖZELLİKLERİ .....</b>	<b>4</b>
2.1. Piksel .....	4
2.2. Çözünürlük.....	5
2.3. Renkler .....	6
2.3.1. Renk Paleti .....	8
2.3.1.1. RGB Renk Paleti.....	8
2.3.1.2. Gri Seviye Renk Paleti .....	8
2.3.1.3. İkili Renk.....	9
2.4. Sayısal Görüntü Dosya Formatları.....	10
2.4.1. Dosya Boyutları .....	10
2.4.2. Görüntünün Sıkıştırılma Şekli.....	10
2.4.2.1. Kayıpsız Sıkıştırma .....	11
2.4.2.2. Kayıplı Sıkıştırma .....	11
2.4.3. Başlıca Dosya Formatları.....	11
2.4.3.1. Bitmap .....	11
2.4.3.2. JPEG.....	12
2.4.3.3. GIF .....	12
2.4.3.4. PNG.....	12
2.4.3.5. TIFF .....	13
2.4.3.6. DICOM .....	13
2.4.3.7. SVG.....	14
<b>3. SAYISAL GÖRÜNTÜLERİN ELDE EDİLMESİ.....</b>	<b>15</b>
3.1. Biyomedikal Görüntülerin Elde Edilmesi ve Kullanılan Cihazlar .....	16
3.1.1. Fluoroskopi .....	17
3.1.2. Manyetik Rezonans(MR) .....	18
3.1.3. Nükleer Tıp .....	19
3.1.4. Pozitron Emisyon Tomografisi(PET).....	19
3.1.5. Tomografi.....	20
3.1.6. Ultrason.....	21
<b>4. GÖRÜNTÜ İŞLEME.....</b>	<b>22</b>
4.1. Görüntü İşlemenin Uygulama Alanları .....	23
4.1.1. Bilim ve Uzay .....	24
4.1.2. Sinema ve Yayıncılık Sektörü.....	24
4.1.3. Medikal Endüstri .....	24
4.2. Görüntü İşlemenin Sınıflandırılması.....	25
4.2.1. Nokta İşleme .....	25
4.2.1.1. Aritmetik İşlemler .....	25
4.2.1.2. Mantıksal İşlemler.....	26
4.2.1.3. Histogram İşlemleri.....	27

4.2.2.	Alan İşleme .....	29
4.2.2.1.	Konvülsiyon (Maskeleye) .....	29
4.2.2.2.	Kenar Çıkarma .....	31
4.2.2.3.	Genleşme ve Aşınma.....	31
4.2.2.4.	Açılış ve Kapanış .....	33
4.2.3.	Geometrik İşleme .....	34
4.2.4.	Çoklu Görüntü İşleme .....	35
4.3.	Medikal Görüntüleme ve Aşamaları .....	35
4.3.1.	Onarım .....	36
4.3.2.	İnterpolasyon.....	36
4.3.3.	Medikal Bölütleme.....	36
4.3.4.	Tescil.....	36
4.3.5.	Görselleştirme .....	37
4.3.5.1.	Yüzeysel Görselleştirme .....	37
4.3.5.2.	Hacimsel Görselleştirme .....	37
<b>5.</b>	<b>GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME.....</b>	<b>38</b>
5.1.	Kenar Tabanlı Metotlar .....	38
5.2.	Alan Tabanlı Metotlar .....	38
5.3.	Karışık Metotlar .....	39
5.4.	Eşikleme .....	39
5.4.1.	İkili Eşikleme .....	42
5.4.2.	Çoklu Eşikleme .....	42
<b>6.</b>	<b>ÖNERİLEN YAKLAŞIMLAR.....</b>	<b>44</b>
6.1.	Önerilen Eşikleme Yaklaşımı .....	44
6.1.1.	Eşik Değeri Olarak Aritmetik Ortalama.....	44
6.1.2.	Yeni Değer Üretim Fonksiyonları.....	45
6.1.3.	DeneySEL Sonuçlar.....	47
6.2.	Önerilen Bölütleme Yaklaşımı.....	49
6.2.1.	Görüntünün Bölütleme için İşlenmesi.....	49
6.2.2.	Sınırların Belirlenmesi .....	52
6.2.3.	Sonuç.....	54
<b>7.</b>	<b>ÖRNEK UYGULAMALAR.....</b>	<b>56</b>
7.1.	Lateral Ventricle Tespiti .....	56
7.2.	Laparoskopik Kesitlerden Karaciğerin Bölütlenerek 3 Boyutlu Gösterilmesi.....	57
<b>8.</b>	<b>SONUÇ.....</b>	<b>59</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>60</b>	
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>62</b>	

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

# BİYOMEDİKAL GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME

**Ramazan POLAT**

Fırat Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

2007, Sayfa: 62

Günümüzde bilgisayar ve sanal görselleştirme teknolojilerindeki gelişmeler medikal görüntüler yardımıyla anatomik yapılar hakkında daha fazla bilgi edinilmesine imkân tanımaktadır. Artık her alanda kullanılmaya başlanan görüntü işleme tekniklerinden biri olan görüntü bölütleme, hastalık teşhisinde ve tanıda büyük bir role sahiptir. Görüntü bölütleme yaklaşımlarının görüntüye özgü sonuçlar vermesinden dolayı bu alana özel yaklaşımlar giderek artmaktadır. Özellikle CT ve MR görüntü kesitleri üzerinde uygulanan yöntemler bu görüntülerden olabildiğince faydalanılmasını sağlamıştır. Bu çalışmada, biyomedikal görüntü bölütlemenin önemi üzerinde durularak görüntülerin iyileştirilmesi ve bölütlenmesi için temel işlemler anlatılarak biri görüntü iyileştirme diğeri görüntü bölütleme üzerine iki yeni yaklaşım önerilmiştir.

**Anahtar kelimeler:** Görüntü bölütleme, görüntü işleme, eşikleme.

## ABSTRACT

MS Thesis

# BIOMEDICAL IMAGE SEGMENTATION

Ramazan POLAT

Firat University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Computer Engineering

2007, Page: 62

Image segmentation is one of the image processing techniques that have been started to be used in almost every areas and it has a big role in mediocal diagnosis and treatment. Due to iöage segmentation approaches' giving results that specific to images, approaches specific to medical images about this area have been gradually increased. Especially the techniques applied to CT and MR image slices allow these images to be utilized as possible. İn this study, basic operations for image segmentation and enhancement have been described dwelling on the importance of biomedical image segmentation; two novel approaches on efor image enhancement and the other for image segmentation have been proposed.

**Keywords:** Image segmentation, image processing, thresholding.

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1	Örnek bir görüntü ve bölütlenmiş hali .....	2
Şekil 2.1	Örnek bir sayısal görüntü ve belli bir kısımdaki piksellerin büyütülmüş hâli .....	4
Şekil 2.2	Görüntüyü oluşturan pikseller.....	5
Şekil 2.3	Çözünürlüğün düşmesiyle görülen karelenme .....	5
Şekil 2.4	Işığın değişik dalga boylarındaki görüntüsü .....	7
Şekil 2.5	RGB renk modeline göre ana renkler ve karışımları.....	7
Şekil 2.6	RGB renk paletindeki renkler ve sayısal değerleri.....	8
Şekil 2.7	Gri seviye renk paleti kullanan bir görüntü ve renk değerleri.....	9
Şekil 2.8	Gri seviye renk paleti .....	9
Şekil 2.9	Örnek bir ikili görüntü .....	9
Şekil 2.10	DICOM görüntülerde merkez ve genişliğin etkisi .....	13
Şekil 3.1	Bir sayısal fotoğraf makinesinin çalışma prensibi .....	15
Şekil 3.2	Görüntü optik formda yakalanması, analog ve sayısal forma dönüştürülmesi .....	16
Şekil 3.3	Roentgenin sol elindeki kemikleri gösteren X-ışını .....	17
Şekil 3.4	Flouroskopi cihazı.....	17
Şekil 3.5	Örnek MR görüntüleri.....	19
Şekil 3.6	Örnek bir nükleer tıp görüntüsü .....	19
Şekil 3.7	PET ile alınmış bir kafatası görüntüsü .....	20
Şekil 3.8	Kafatası kesitlerini gösteren CT.....	20
Şekil 3.9	Anne karnındaki fötüsü gösteren ultrason görüntüsü.....	21
Şekil 4.1	Görüntü işlemenin basamakları.....	22
Şekil 4.2	Görüntü üzerinde aritmetik işlemler. ....	25
Şekil 4.3	Mantksal işlemler .....	27
Şekil 4.4	Bir görüntüye histogram eşitleme yönteminin uygulanması ve sonucu.....	28
Şekil 4.5	Yapısal eleman ve uygulanacağı görüntü parçası .....	29
Şekil 4.6	Maskeleme işleminin uygulanması .....	30
Şekil 4.7	Maskelemede kullanılan bazı yapısal elemanlar. ....	30
Şekil 4.8	Bazı maskeleme matrislerinin görüntü üzerindeki etkileri.....	31
Şekil 4.9	Genleşmenin gösterilmesi .....	32
Şekil 4.10	Aşınmanın gösterilmesi.....	33
Şekil 4.11	Açılışın gösterilmesi.....	33
Şekil 4.12	Kapanışın gösterilmesi .....	34
Şekil 4.13	Temel geometrik işlemler .....	35
Şekil 4.14	Çoklu görüntü işleme .....	35
Şekil 4.15	Hacimsel görselleştirme .....	37
Şekil 5.1	Çizge arama yöntemiyle bölütleme.....	38
Şekil 5.2	Alan büyütme yöntemiyle bölütleme .....	39
Şekil 5.3	Watershed algoritması ile görüntü bölütleme .....	39
Şekil 5.4	İkili eşikleme ile görüntünün iki gruba ayrılması ( $T=130$ ).....	40
Şekil 5.5	Görüntü histogramı .....	41
Şekil 5.6	İkili eşikleme ( $T = 100$ ) .....	42
Şekil 5.7	Çoklu eşikleme ( $T_1 = 60, T_2 = 140$ ).....	43
Şekil 6.1	Yoğunluğu $E$ eşik değerine 15 birim yakın olan pikseller .....	44
Şekil 6.2	$k = 20$ için logaritmik artış fonksiyonu.....	45
Şekil 6.3	$T = 100$ ve $k = 5$ için logaritmik artış fonksiyonu .....	46
Şekil 6.4	Logaritmik artış fonksiyonunun uygulanması.....	47
Şekil 6.5	Birinci sütunda insan kafatası, ikinci sütunda ise insan dizinde bulunan anterior tibial osteotomy. Her satır soldan sağa önce asıl görüntü; ardından histogram yoluyla eşiklenmiş görüntü ve son olarak da önerilen yöntem ile eşiklenmiş görüntü ( $k = 1$ )..	48



<b>Şekil 6.6</b>	Birinci sütunda insan bacakları, ikinci sütunda ise insan göğüs ve kollarını gösteren MR görüntüleri. Her satırda soldan sağa önce asıl görüntü; ardından histogram yoluyla eşiklenmiş görüntü ve son olarak da önerilen yöntem ile eşiklenmiş görüntü ( $k = 1$ ).....	48
<b>Şekil 6.7</b>	Karaciğer görüntüsü, a) asıl görüntü b) bölütleme için doğrular çizilmiş görüntü ...	50
<b>Şekil 6.8</b>	$i = 1$ ve $\alpha = 15^\circ$ için yoğunluk grafiği .....	50
<b>Şekil 6.9</b>	Yoğunluk ve ortalama değeri .....	51
<b>Şekil 6.10</b>	Ortalama değerler ve Bezier eğrisi.....	52
<b>Şekil 6.11</b>	Türevler ve $v$ sınır noktası.....	53
<b>Şekil 6.12</b>	Hesaplanan $v$ değerinin görüntü üzerindeki yeri.....	54
<b>Şekil 6.13</b>	Tüm doğrular için bulunan sınırlar .....	54
<b>Şekil 7.1</b>	Lateral ventricle tespitinde için uygulanan aşamalar .....	56
<b>Şekil 7.2</b>	Sağlıklı bir bireyden alınan aksenal görüntü kesitleri.....	57
<b>Şekil 7.3</b>	Kesit görüntülerinin 3 boyutlu gösterilmesi.....	58

## TABLÖLAR LİSTESİ

<b>Tablo 2.1</b> Sık kullanılan çözünürlük standartları .....	7
<b>Tablo 4.1</b> Mantıksal işlemler .....	27

## 1. GİRİŞ

Bir görüntüyü homojen alanlara ayırma işlemi, görüntü işlemenin önemli konularından biridir. Kısaca görüntü bölütleme olarak da adlandırılan bu işlem, gürültülü görüntülerin filtrelenmesinden görüntüden özellik çıkarma veya nesne tanımaya kadar geniş bir çalışma alanını içinde barındırır[1]. Bu işlemler için şu ana kadar birçok yöntem ve yaklaşım önerilmiş ve literatüre geçmiştir. Ancak halen ortada tüm görüntülere uygulanabilecek ve mükemmel sonuçlar üretebilecek bir yöntem bulunmamaktadır. Bulunan yöntemlerin görüntülere özgü yöntemler olmasından dolayı görüntü bölütleme konusu birçok farklı türdeki görüntüler için ayrı ayrı yöntemler olarak sunulmuştur. Bu yöntemlerin belki de en önemlilerinden biri de biyomedikal görüntü bölütlemesidir. Bu tezde, biyomedikal görüntü bölütleme için önce mevcut yöntemler araştırılmış sonra da geliştirmeler ve uygulamaları sunulmuştur. Ayrıca mevcut yöntemler kullanılarak örnek görüntüler üzerine uygulama sıraları verilerek bu yöntemlerin ne şekilde kullanılabileceği aktarılmaya çalışılmıştır.

### 1.1. Görüntü Bölütleme Probleminin Tanımlanması

Görüntü bölütleme, görüntüdeki ilgili nesnenin arka plandan ayrıştırılması işlemidir. Amaç görüntüdeki piksellerden gerçek dünyada anlamlı bir nesneye karşılık gelecek kümeler oluşturulmasıdır[2].

$I$ , bir görüntüyü ve  $H$ , homojenlik özelliğini tanımladığı varsayılırsa;  $I$  görüntüsünün  $N$  tane  $R$  alanına bölütlenmiş olması demek aşağıdaki şartların sağlanması ile olur[3]:

$$1. \bigcup_{n=1}^N R_n = I, R_n \cap R_m = \lambda, n \neq m \quad (1.1)$$

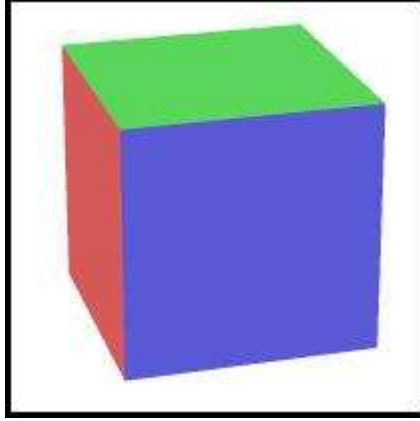
$$2. H(R_n) = \text{Doğru}, \forall_n \text{ için} \quad (1.2)$$

$$3. H(R_n \cup R_m) = \text{Yanlış}, R_n \text{ ve } R_m \text{ bitişik ise} \quad (1.3)$$

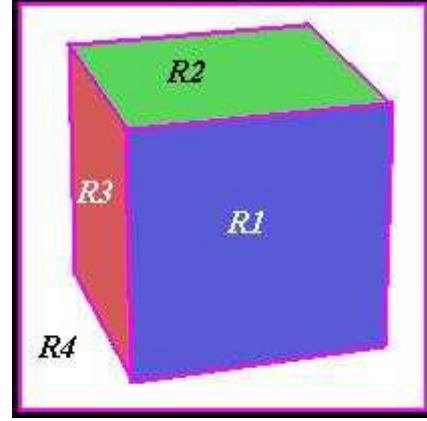
Bu tanımdaki eşitlikler aşağıdaki gibi açıklanabilir:

1. Tüm bölütlenmiş parçaların birleşimi asıl görüntüyü oluşturur.
2. Her parça kendi içinde homojendir.
3. Bitişik iki parçanın birleşiminin homojenliği söz konusu olamaz.

Bu biçimsel tanıma uyan bir örnek bir görüntü Şekil 1.1’de verilmiştir. Örnek görüntü için  $N=4$ ’tür.



a) Asıl görüntü



b) Bölütlenmiş görüntü

Şekil 1.1 Örnek bir görüntü ve bölütlenmiş hali

## 1.2. Biyomedikal Görüntü Bölütleme

Biyomedikal görüntü bölütlemenin amacı ilgili görüntüyü biyolojik yapılara karşılık gelecek şekilde parçalara ayırmaktır[4]. Medikal görüntülerden anatomik yapıların bölütlenmesi; görselleştirme, bilgisayar destekli tanı, teşhis ve morfolojik analiz uygulamalarının en önemli basamağıdır[5]. Bölütleme işlemi; yoğunluk, doku, gradient (eğim) veya benzeri bazı ölçülebilir özelliklerden faydalanılarak yapılabilir[4]. Bölütlemenin biyomedikal alandaki önemi, bu yöntemlerin hastalık teşhisinde veya tedavi şeklinin seçilmesinde kullanılabilmesinden kaynaklanmaktadır. Özellikle cerrahi uygulamalarda biyomedikal görüntülerin tedaviye geçmeden önce ilk kullanılan bilgi edinme aracı olduğu düşünüldüğünde bu görüntülerin önemi daha da iyi anlaşılabilir.

## 1.3. Tezin Kapsamı ve Amacı

Sunulan bu tez ile görüntü işleme üzerinde yapılan araştırmalar incelenerek görüntü işlemenin bir alt dalı olan görüntü bölütlemeye kullanılan yaklaşım ve metotlar genel hatlarıyla aktarılmaya çalışılmıştır. Öncelikle literatürde yer alan ve biyomedikal bölütlemeye kullanılan işlemler ana başlıklar halinde sınıflandırılarak bu yöntemlerin uygulanmasında kullanılan yardımcı bileşenler hakkında bilgi verilmiştir. Mevcut görüntü işleme yöntemleri kullanılarak örnek görüntüler üzerinde bölütleme çalışmaları yapılmaya çalışılmış sonra da bu yöntemlerin uygulanması ve sonuçları sunulmuştur. Ayrıca, özellikle biyomedikal görüntü bölütlemeye yardımcı olabilecek bir ön işleme yöntemi de önerilmiştir.

#### **1.4. Önerilen Yöntemler ve Uygulamalar**

Bu tez çalışmasının kapsamında iki yeni yöntem önerilmiştir. Bunlardan ilki görüntülerin eşikleme yöntemiyle bölütlenmesinde yardımcı olacak şekilde eşik değerinin nasıl seçileceğini ve bu değer seçiminden sonra nasıl bir eşikleme yönteminin uygulanacağını anlatır. Önerilen diğer yöntem de biyomedikal görüntülerin herhangi bir ön işleme gereksinim duymadan bölütlenmesini sağlayacak yeni bir görüntü bölütleme yaklaşımıdır.

#### **1.5. Tezin İçeriği**

Belirtilen amaca uygun olarak tezin içeriği aşağıdaki gibi düzenlenmiştir.

Birinci bölümde görüntü bölütlemenin tanımlanması, tezin amacı ve kapsamına değinilmiştir.

İkinci bölümde sayısal görüntülerin yapısı, özellikleri, görüntüyü oluşturan birimler, renk ve dosya yapısı verilerek görüntü işlemenin daha iyi kavranabilmesi için temel tanımlar verilmiştir.

Üçüncü bölümde sayısal görüntülerin elde edilmesi ve eldeki analog görüntülerden sayısal görüntülere dönüşüm yolları verilerek biyomedikal görüntüleme cihazlarıyla görüntü elde etme yöntemleri gösterilmiştir.

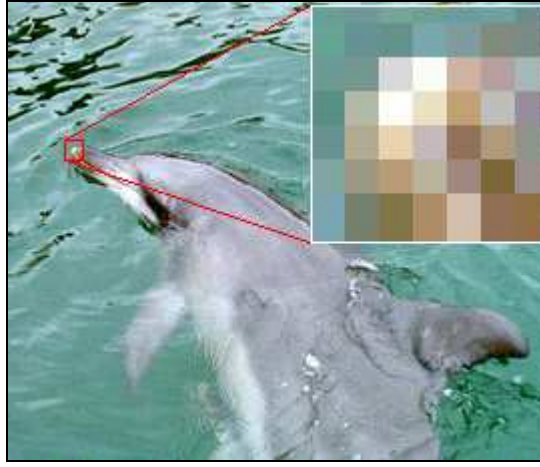
Dördüncü bölümde sayısal görüntülerden medikal görüntülerin işlenmesi aşamaları, görüntü işlemenin kullanım alanları ve görüntü işlemenin sınıflandırılması anlatılmıştır.

Beşinci bölüm görüntü bölütleme metotları sınıflandırılarak özellikle eşikleme yöntemi üzerinde durulmuştur.

Altıncı bölümde tez çalışması süresince yapılan araştırmalar sonucu ortaya atılan yeni yaklaşımlar sunulmuştur.

## 2. SAYISAL GÖRÜNTÜLER VE ÖZELLİKLERİ

Temel yapısı Şekil 2.1’de gösterilen bir sayısal görüntü, satır ve sütun indisleri görüntü içerisinde herhangi bir noktayı tanımlayan elemanlardan meydana gelmiş bir matris olarak göz önüne alınabilir. Bu matrisin her bir elemanının barındırdığı sayısal değer veya değerler, o noktanın rengi hakkındaki bilgiyi içerir. Bu sayısal dizinin veya matrisin her bir elemanına görüntü elemanı, resim elemanı veya piksel denir [6]. Bir görüntünün sayısal görüntü olarak adlandırılabilmesi için öncelikle sayısal görüntü kaydı yapan bir cihazla elde edilmiş olması veya sayısal ortama aktarılmış olması gerekmektedir.



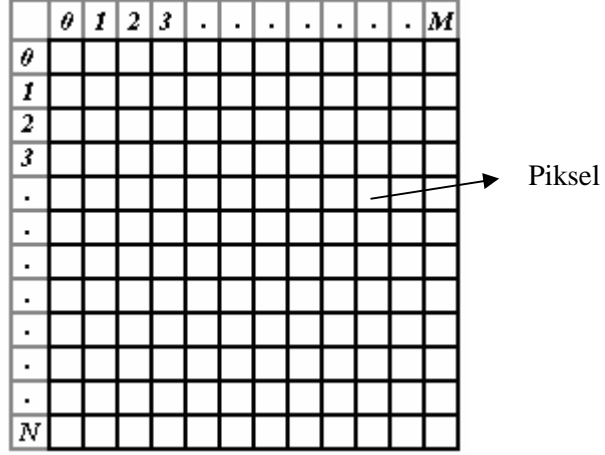
Şekil 2.1 Örnek bir sayısal görüntü ve belli bir kısmındaki piksellerin büyütülmüş hâli

### 2.1. Piksel

Piksel, dörtgen şeklinde olan en küçük görüntü birimidir (Şekil 2.2). Sayısal görüntüler pikseller topluluğundan oluşmaktadır. Sayısal bir görüntünün ebatları, eninde ve boyunda bulunan piksel sayısı ile tanımlanır. Pikselin kendi başına en ve boy değeri yoktur. Örneğin 2x3 piksel boyutundaki bir görüntü 2x3 cm basılıyorken 2x3 metre olarak da basılabilir. Aksi belirtilmedikçe pikselin en ve boy oranı eşittir. Kapladığı alan ne olursa olsun her piksel sadece tek bir renk değeri içerir. Her piksel, oluşturduğu resme ait parlaklık ve renk bilgisini taşıyan bir numara içerir. Sayısal görüntü işleme programları görüntü üzerinde işlem yaparken inç ve santimetre değerleri yerine piksel birimini kullanırlar. Çünkü tüm işlemler piksellere uygulanır. Noktasal görüntü dosyaları için çözünürlük ve piksel sayısı çok önemlidir [7].

En basit durumda pikseller 0 veya 1 değerini alırlar. Bu piksellerden oluşan resimlere ikili (binary) resim denir. Monokrom, yani tek renkli görüntülerde ise her eleman 0 ile 255 arasında değerler alır. Böylece her pikselin parlaklık değerinin farklı olması ile gri tonda bir

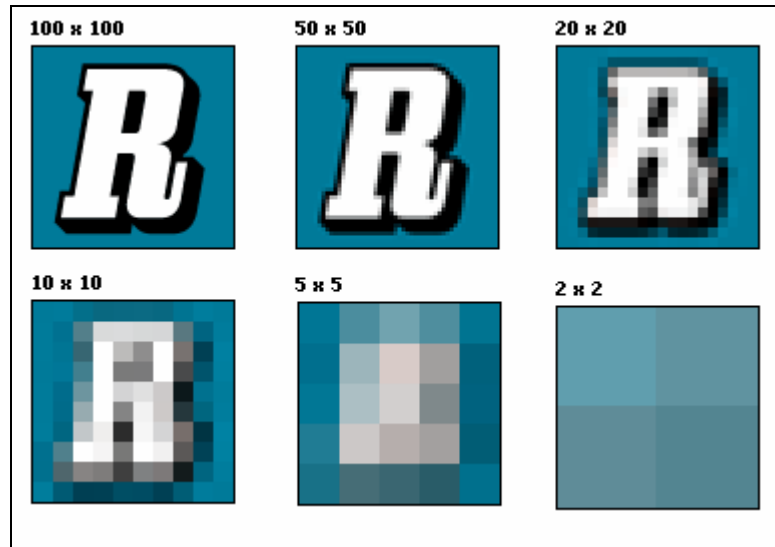
resim elde edilir. En parlak nokta 255 (beyaz), en karanlık nokta 0 (siyah); bunların arasındakiler ise gri renk değerlerini alırlar. Renkli resimler ise pikseller, üç ana rengin karışımı ile oluşurlar. Bunlar kırmızı (Red) , yeşil (Green) ve mavidir (Blue).



Şekil 2.2 Görüntüyü oluşturan pikseller

## 2.2. Çözünürlük

Çözünürlük, bir görüntüdeki yatay piksel sayısı ve dikey piksel sayısının çarpımı olarak ifade edilir. Çözünürlük bilinenin aksine görüntünün ebatları ile ilgili bir bilgi içermez, çünkü pikseller için ebat söz konusu değildir. Monitörler için aynı alan üzerinde hem 640x480 hem de 2048x1536 piksel gösterim yapılabilir. Ancak çözünürlük düştükçe (görüntüdeki piksel sayısı azaldıkça) görüntüdeki karelenmeler artar. Karelenme olayı Şekil 2.3'teki gösterilmiştir.



Şekil 2.3 Çözünürlüğün düşmesiyle görülen karelenme

Görüntülerin çözünürlüğü yanında en boy oranından da bahsedilir. Genel olarak kabul gören en boy oranları 16:9, 4:3 ve 3:2'dir. Tablo 2.1'de bilgisayar teknolojilerinde kullanılan çözünürlük standartları, bunların en boy oranları ve piksel sayıları verilmiştir.

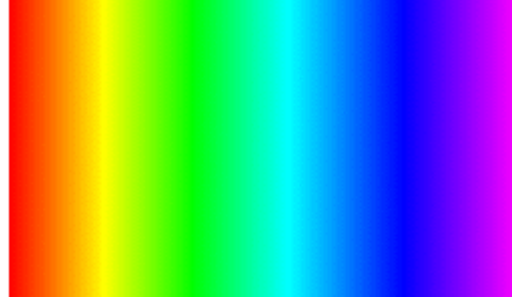
**Tablo 2.1** Sık kullanılan çözünürlük standartları

Bilgisayar Standardı	Çözünürlük	En Boy Oranı	Piksel Sayısı
QVGA	320×240	4:3	76,800
WQVGA	432×240	18:10	103,680
HVGA	480×320	3:2	153,200
EGA	640×350	64:35	224,000
VGA ve MCGA	640×480	4:3	307,200
WGA veya WVGA	800×480	5:3	384,000
SVGA	800×600	4:3	480,000
XGA	1024×768	4:3	786,432
XGA+	1152×864	4:3	995,328
SXGA	1280×1024	5:4	1,310,720
WXGA <sup>2</sup>	1366×768	16:9	1,049,088
WSXGA veya WXGA+	1440×900	16:10	1,296,000
SXGA+	1400×1050	4:3	1,470,000
WSXGA	1600×1024	25:16	1,638,400
WSXGA+	1680×1050	16:10	1,764,000
UXGA	1600×1200	4:3	1,920,000
WUXGA	1920×1200	16:10	2,304,000
QXGA	2048×1536	4:3	3,145,728

### 2.3. Renkler

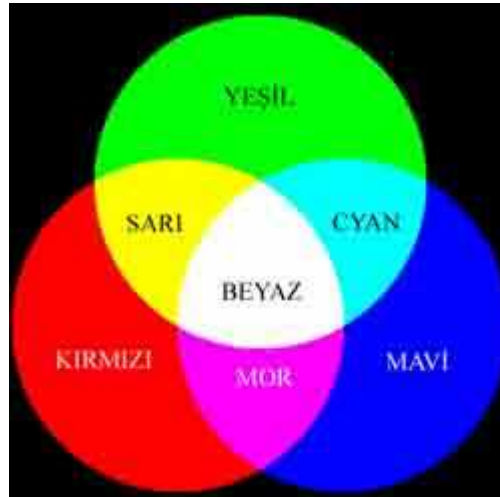
Renk, belli bir dalga boyu aralığındaki ışığın gözdeki koni hücrelerine teması sonucu beynin ürettiği bir algıdır. Bir insanın renkleri görebilmesi için bu dalga boyunun 0,4–0,7 mikron arasında olması gerekir. En düşük dalga boylu renk kırmızı, en yüksek dalga boylu renk de mor renktir. Şekil 2.4'te dalga boyu soldan sağa artacak şekilde renkler verilmiştir. İnsan gözü, yapısından dolayı bütün renkleri ana renk (primary colors) olarak adlandırılan kırmızı, yeşil ve mavinin değişik oranda karışımları olarak algılamaktadır. Temel renklerin bir araya gelmesiyle ikincil (secondary) renkler meydana gelmektedir. Mor (kırmızı+mavi), cyan (yeşil+mavi), sarı (kırmızı+yeşil) renkleri ikincil olarak adlandırılan renklerdir.





Şekil 2.4 Işığın değişik dalga boylarındaki görüntüsü

Doğru oranlarda temel renkler bir araya getirilirse beyaz renk elde edilebilmektedir. Aynı şekilde ikincil renklerden bir tanesi ve bu rengin tersi bir araya gelirse beyaz renk elde edilebilir. Örneğin mor ile yeşil bir araya gelirse beyazı oluşturur. Ancak bu kural renklerin gösterildiği her ortam için geçerli değildir. Çünkü her ortam farklı renk modeli kullanabilmektedir. Renk modelinin kullanım amacı renkleri belirli bir standarda göre tanımlamaktır. Bu amaca yönelik olarak örneğin RGB modelinde renkler 3 boyutlu bir uzayda (RGB küpü) ifade edilmektedir. Bu gösterimde her bir renk 3-boyutlu bir uzayda tek bir nokta olarak gösterilebilmektedir. Renk modelleri günümüzde birçok cihazda kullanılmaktadır, bunlara örnek olarak renkli monitörler ve renkli yazıcılar da verilebilir. Renkli sayısal resimlerin gösterimi için çeşitli renk modelleri kullanılmaktadır. Bu modellerinden bazıları RGB, CMY(K), HSL renk modelleridir.



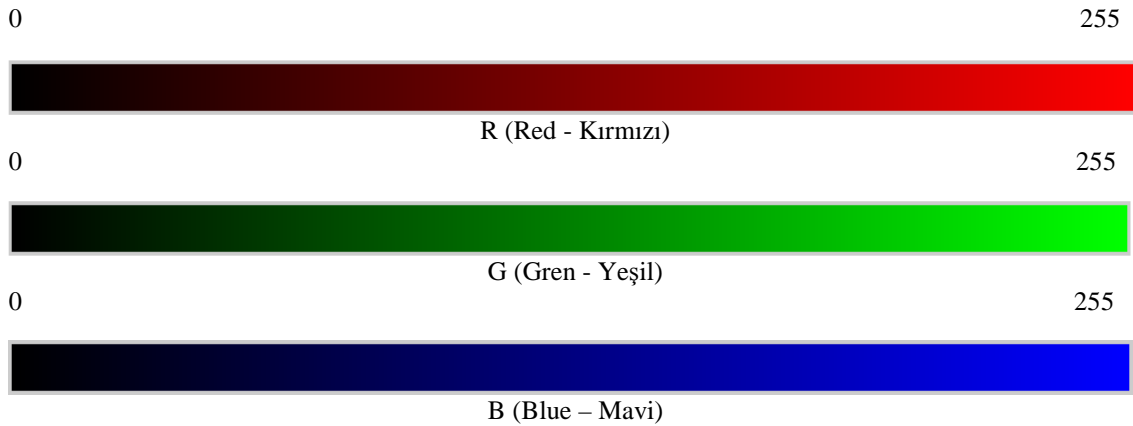
Şekil 2.5 RGB renk modeline göre ana renkler ve karışımları

### 2.3.1. Renk Paleti

Herhangi bir renk modelindeki renklerin sayısal değerlerle ifade edilebilmesi amacıyla kullanılan bir palettir. Bu paletler tümüyle kullanılan renk modeline bağlıdır. Sayısal görüntüleme en yaygın olarak kullanılan renk modeli RGB ve HSL renk modelleri olduğu için bunlar aynı zamanda en sık kullanılan renk paletleridir.

#### 2.3.1.1. RGB Renk Paleti

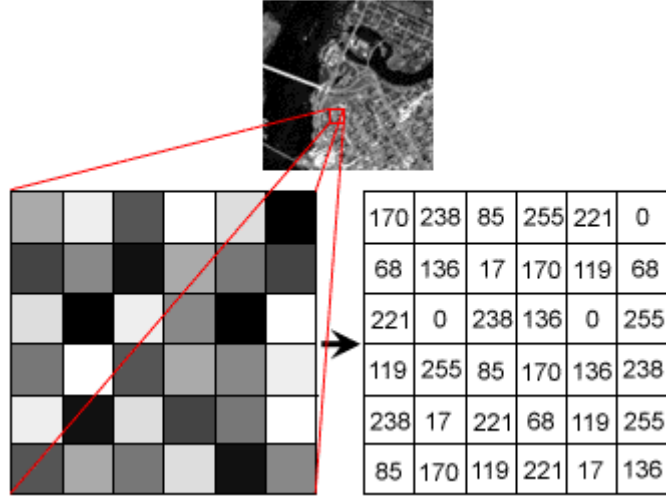
RGB renk paletinde üç ana renk bulunur. Her renk 256 (8 bit) tona ayrılmıştır ve 0 ile 255 arasındaki numaralar ile gösterilir. 0 (sıfır), belirtilen rengin karışımında hiç bulunmadığını; 255 ise azami oranda kullanıldığını gösterir. RGB’de her herhangi bir renk üç ana rengin birleşiminden meydana geldiğine göre RGB renk paletine göre herhangi bir piksel, 3 bayt (24 bit) yer kaplar. Sonuçta bu renk paletinde  $2^{24} = 16,777,216$  renk bulunur. Şekil 2.6’da, RGB renk paletindeki ana renkler ve kodları görülmektedir.



Şekil 2.6 RGB renk paletindeki renkler ve sayısal değerleri

#### 2.3.1.2. Gri Seviye Renk Paleti

Gri seviye renk paletinde bilinenin aksine sadece beyaz renk mevcuttur. Bu rengin hiç olmaması durumu 0 (siyah), tamamen olması durumu ise 255 (beyaz) değerine karşılık gelir. Gri seviye renk paletinde 256 farklı renk tonu bulunduğu için bu farklı tonların temsili 8 bit ile yapılabilir ( $2^8 = 256$ ). Böylece bu renk paletini kullanan görüntülerde her bir piksel için 1 bayt depolama alanı gerekir. Şekil 2.7’de gri seviye renk paleti kullanan bir görüntüden alınan 6x6’lık bir piksel alanının büyütülmüş şekli ve gri seviye renk paletindeki sayısal değerleri görülmektedir.



Şekil 2.7 Gri seviye renk paleti kullanan bir görüntü ve renk değerleri

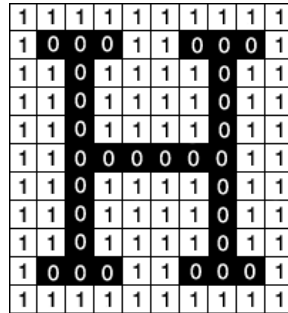
Gri seviye renk paleti özellikle medikal uygulamalarda sık kullanılır. Çünkü medikal cihazlardan alınan görüntüler çoğu zaman sadece gri seviye tonlarını içerir. Gri seviye renk paleti Şekil 2.8’te verilmiştir.



Şekil 2.8 Gri seviye renk paleti

### 2.3.1.3. İkili Renk

İkili renk, genelde renk paleti olarak adlandırılmasa da renk paleti tanımına uyduğu için bu kategoride yer alır. Renk paleti olarak adlandırılmamasının en büyük sebebi renk paletinde verilecek renk tonlarının sadece iki tane olmasıdır. Bu renkler de siyah ve beyaz renklerdir. Şekil 2.9’da örnek bir ikili görüntü verilmiştir.



Şekil 2.9 Örnek bir ikili görüntü

## **2.4. Sayısal Görüntü Dosya Formatları**

Sayısal görüntü dosya formatları, görüntü verilerinin organizasyonu ve kaydedilmesine ilişkin standartlaştırılmış metotlar sunar. Bu bölümde görüntü ve görüntü ile ilgili diğer verileri tutan sayısal görüntü dosya formatları hakkında genel bir bilgi verilmiştir. Görüntü dosyaları piksel veya vektör verilerinden oluşur. Bazı vektör tabanlı görüntüleme cihazları haricinde tüm uygulamalarda görüntüler piksellere çevrilir. Bir görüntüyü kaplayan pikseller, satır ve sütunlardan oluşmuş bir ızgara yapısındadır. Bu piksellerin her biri görüntünün o noktasındaki rengi, parlaklığı, karışıklığı gibi sayısal veriler içerir.

### **2.4.1. Dosya Boyutları**

Bayt cinsinden ifade edilen sayısal görüntü dosyalarının boyutları, görüntüdeki piksel sayısı, piksellerin renk derinliği ve kullanılan sıkıştırma yöntemine göre değişiklik gösterir. Daha yüksek renk derinliği ve daha yüksek çözünürlüklerde dosya boyutu artarken sıkıştırma oranının artmasıyla dosya boyutu azalır. 1 bayt (8 bit) veri içeren bir piksel 256 farklı renk tonu barındırabilirken 3 bayt (24 bit) veri içeren bir piksel 16 milyon civarında renk görüntüleyebilir. Bir pikselin 3 bayt veri içermesi aynı zamanda gerçek renk (truecolor) formu olarak da anılır.

### **2.4.2. Görüntünün Sıkıştırılma Şekli**

Görüntü sıkıştırma, kayıt alanındaki dosya boyutunun küçültülmesi amacını taşır. Yüksek çözünürlüklü kameralarla yapılan çekimler sonuçta yüksek boyutlu dosyaların elde edilmesine yol açar. Dosya boyutları yüzlerce kilobyttan megabaytlara çıkabilir. Bu durum yapılan çekimin çözünürlüğüne ve kullanılan kayıt formatına bağlıdır. Günümüzde yüksek çözünürlüklü kameralar yaklaşık olarak 8 – 10 mega piksel çözünürlükte gerçek renk formunda görüntüler alabilmektedir (1 MP = 1 milyon piksel). Bir görüntünün yaklaşık olarak 8 MP çözünürlükte ve gerçek renk formunda çekilmiş olduğu varsayılırsa her pikselin 3 bayt veri içerdiği düşünüldüğünde bu görüntünün kaydedilmesi sonucu kayıt yüzeyinde yaklaşık 24 megabayt alan kaplar. Bu da şu an için en yüksek kapasiteli hafıza kartları için bile en fazla 30 adet görüntünün alınabilmesi anlamına gelir. Görüntülerin kaydedilmesindeki bu problem dosya formatlarının sıkıştırma algoritmaları kullanması yoluna götürmüştür. Sonuç olarak ortaya iki tür sıkıştırma şekli çıkmıştır ki bunlar kayıplı ve kayıpsız sıkıştırma türleridir.

### **2.4.2.1. Kayıpsız Sıkıştırma**

Kayıpsız sıkıştırma algoritmaları, dosya boyutunu görüntü kalitesinde bir değişiklik yapmadan düşürmesine rağmen bu algoritmaların sıkıştırma oranı zayıftır. Görüntülerin baskıda kullanılması durumunda veya görüntü kalitesinin dosya boyutundan önemli olduğu durumlarda kullanılır.

### **2.4.2.2. Kayıplı Sıkıştırma**

Kayıplı sıkıştırma algoritmaları insan gözünün görme limitlerindeki zayıflıktan faydalanarak görüntüde kayıplı sıkıştırma yapar. Çoğu kayıplı sıkıştırma algoritmaları sıkıştırma kalitesi konusunda değişik seviyelerin kullanılmasına olanak tanır. Sıkıştırma seviyesinin artırılması ile dosya boyutu düşerken görüntüdeki kayıp arttığından yüksek seviyelerin kullanımında gözle görülür bozulmalar meydana gelir.

### **2.4.3. Başlıca Dosya Formatları**

Görüntüler için kullanılan birçok dosya formatı olmasına rağmen bu bölümde en sık kullanılan formatlar açıklanmıştır. PNG, JPG ve GIF dosya formatları Internet ortamında en sık kullanılan formatlardır. Dosya formatları, görüntüyü kaydetme biçimine göre ikiye ayrılır. Bunlar hücresel formatlar ve vektörel formatlardır. Hücresel formatlar, görüntüyü dörtgenel pikseller halinde saklar. Bu tür görüntülerin büyütülmesi ile pikseller daha belirginleşerek karenlenme olarak adlandırılan köşeler görülür. Karenlenme etkisini azaltmak için kenar düzeltme algoritmaları kullanılabilir.

#### **2.4.3.1. Bitmap**

Bitmap (BMP) formatı, Microsoft Windows işletim sistemlerinde grafikleri saklamak amacıyla kullanılır. Bu tür dosyalara, sıkıştırma uygulanmadığı için sonuçta çok büyük boyutlu dosyalar oluşur. Dosyanın boyutu görüntünün çözünürlüğü ile doğru orantılı olup görüntünün içeriği bu boyutu değiştirmez. Bu nedenle içinde hiçbir ayrıntı taşımayan boş bir beyaz görüntü bile aynı boyutlarda bir başka görüntü ile aynı yeri tutar. BMP dosyalarının en büyük getirisi geniş alanda kabul görmüş olması, basitliği ve tüm Microsoft ürünlerindeki desteğidir. Ancak dosya boyutundaki problem, dosyanın taşınmasını zorlaştırır. Hücresel görüntüleme formatlarında her pikselin karakteristik özelliklerinin ayrı ayrı belirtilmesine karşın vektörel

dosya formatları pikselleri değil görüntüdeki geometrik şekilleri barındırır. Bu özellik, vektörel görüntülerin yeniden boyutlandırılması sonucu ortaya çıkan bozulma etkisini ortadan kaldırdığı gibi dosya boyutlarının da çok küçük olmasını sağlar. Ancak vektörel görüntüler, görüntüleme cihazlarının piksel tabanlı çalışmasından dolayı gösterim öncesi piksellere dönüştürülerek gösterilmek zorundadır. Yine de bu görüntüler radar, analog CRT monitörler ve medikal monitörler gibi vektörel destek sunan görüntüleme cihazlarında piksele dönüşüm gerektirmeden gösterilebilirler. PDF, SWF, Windows MetaFile ve PostScript gibi dosyalama formatları tarafından kullanılan vektörel grafikler okunabilirlik açısından büyük kolaylık sağladığından günümüzde sıkça kullanılmaktadır.

#### **2.4.3.2. JPEG**

JPEG (Joint Photographic Experts Group) görüntü dosyaları genelde kayıplı sıkıştırma kullanan bir dosya formatıdır. Dos işletim sisteminde bu tür dosyaların uzantısı sadece JPG olmasına karşın dosya uzantısında üç harf sınırı olmayan işletim sistemleri genel olarak JPEG uzantısı kullanır. Neredeyse tüm sayısal kameralar JPEG formatını desteklemektedir. Bu standart her renk için 8 bit olmak üzere bir piksel için toplamda 24 bit renk gösterimi ile gerçek renk desteklemesinin yanı sıra diğerlerine oranla çok küçük dosya boyutlarına sahiptir.

#### **2.4.3.3. GIF**

GIF (Graphics Interchange Format) dosyaları, 8 bitlik renk paleti ile sadece 256 sınırına sahip bir görüntü formatı olduğu için depolama alanı en düşük olan formatlardandır. Depolama alanının düşük olmasında, kendi içinde kayıpsız sıkıştırma algoritması kullanmasının da etkisi vardır. Bu yönüyle Internet'te yaygın olarak kullanılır. GIF, ayrıca diğer formatlardan farklı olarak animasyonlu görüntü desteğini de barındırdığından çok kullanışlıdır.

#### **2.4.3.4. PNG**

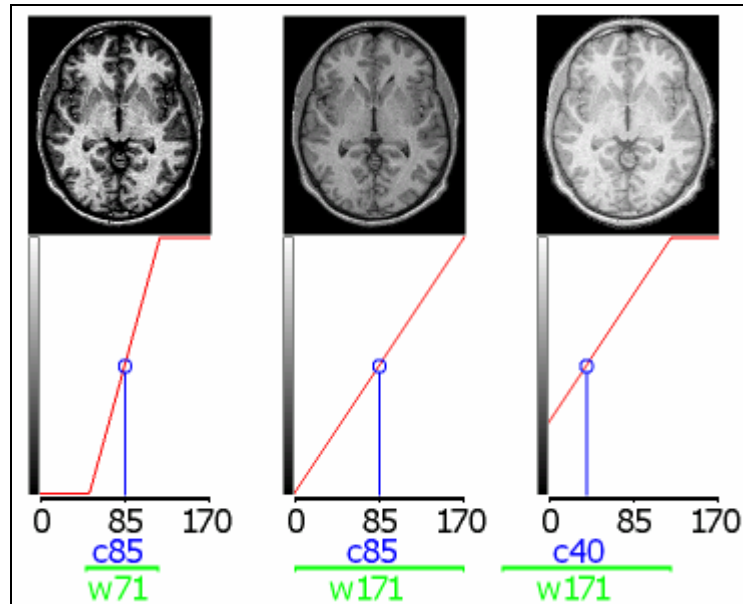
PNG (Portable Network Graphics), GIF formatının bir varisi olup açık kaynak kodlu ve kullanımı ücretsizdir. 16 milyon renk desteği ile gerçek renk kriterlerini destekler. PNG formatı, görüntüde geniş olarak tekdüze renklerin kullanılması durumunda üstünlüğünü gösterir. Kendi içinde hem kayıpsız hem de kayıplı sıkıştırma algoritması kullanabildiğinden kullanılacağı yer açısından uygun olan tercih edilebilir. Internet uygulamalarında PNG formatı kayıplı sıkıştırma ile kullanılırken görüntü işleme yazılımlarında kayıpsız sıkıştırma olarak kullanılır.

### 2.4.3.5. TIFF

TIFF (Tagged Image File Format) formatı, görüntüdeki pikselleri ana renk başına 8 veya 16 bit olarak kayıt yapabilecek esnekliktedir. Ayrıca bu esneklik kayıplı veya kayıpsız sıkıştırma algoritmaları kullanabilmesini de sağlar. CMYK renk modelini de destekleyen TIFF formatının bu esnek yapısı kendi içinde birçok TIFF türü olmasını ortaya çıkardığından yazılımlara veya donanımlara TIFF desteğini tamamen kazandırmak oldukça zahmetlidir.

### 2.4.3.6. DICOM

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), National Electrical Manufacturers Association (NEMA) tarafından ortaya çıkarılan ve CT, MRI, ultrason gibi medikal görüntülerin elde edilmesi, saklanması, iletilmesi ve çıktıya dönüştürülmesi için geliştirilmiş kapsamlı bir standartlar bütünüdür. İçerisinde bir dosya formatı ve ağ iletişim protokolü tanımlar. İletişim protokolü TCP/IP kullanarak sistemler arası iletişimi sağlayan bir uygulamadır.



Şekil 2.10 DICOM görüntülerde merkez ve genişliğin etkisi

Tek bir DICOM dosyası, kendi içinde hem hastadan alınan görüntü bilgisini hem de hastayla ilgili diğer bilgileri içerir. DICOM, medikal taramaların alınmasında en çok rağbet gören formattır. Xray/CT/PET cihazlarından alınan DICOM görüntüleri için pencere genişliği ve pencere merkezi terimleri sık kullanılır. Bu terimler, Şekil 2.10'da görülebileceği gibi

görüntünün parlaklık ve karşıtlık değerleri hakkında bilgi verir. Bu özellik, DICOM formatındaki görüntülerin görünürlüğünü etkilediğinden görüntülerdeki farklı yapıların gösterilmesinde çok etkilidir. Örneğin genişlik ve merkez değerleri için 400:2000 değeri kemik yapılarının daha rahat görünmesini sağlarken 50:350 değerleri dokuların görünürlüğünü artırır.

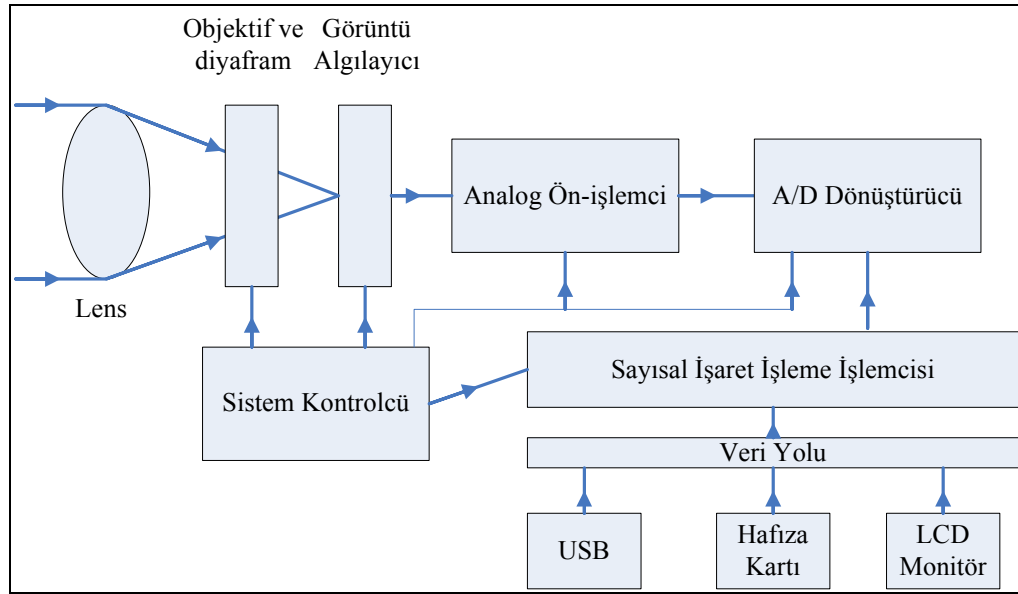
#### **2.4.3.7. SVG**

SVG (Scalable Vector Graphics), web standartlarını belirleyen World Wide Web Consortium (W3C) tarafından geliştirilmiş açık kaynak kodlu bir standart olup script yazımını da destekleyen bir standarttır. Herhangi bir sıkıştırma düzeni bulundurmayan SVG, XML metin yapısından dolayı herhangi bir sıkıştırma aracı yardımıyla sıkıştırıldığında çok çabuk açılarak gösterilebildiği için gzip gibi sıkıştırma araçlarıyla sıkıştırılarak da dağıtılmaktadır.



### 3. SAYISAL GÖRÜNTÜLERİN ELDE EDİLMESİ

Görüntü bölütleme işlemi sayısal ortamda yapıldığından dolayı bölütleme işleminde kullanılacak görüntüler de sayısal ortamda bulunmalıdır. Herhangi bir şekilde optik olarak elde edilen görüntünün işlenmeden önce sayılan ortama atılması görüntünün sayısal olarak işlenebilmesi için gerekli ilk şarttır. Sayısal görüntülerin elde edilmesinin en kolay yolu görüntüyü kaydeden tertibatın da sayısal olması ve sayısal olarak kayıt yapmasıyla gerçekleşir. Günümüzde yaygın bir şekilde kullanılan sayısal fotoğraf makineleri buna örnek olarak verilebilir. Herhangi bir sayısal fotoğraf makinesinin çalışma prensibi Şekil 3.1’de gösterilmiştir.

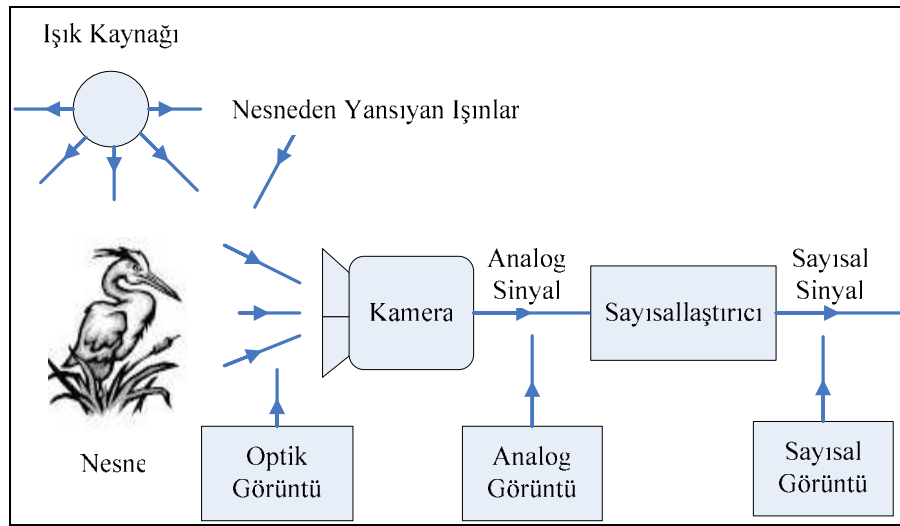


Şekil 3.1 Bir sayısal fotoğraf makinesinin çalışma prensibi

Görüntünün kaydedildiği ortamın optik olduğu durumlarda eldeki analog görüntünün sayısal görüntüye dönüştürülmesi gerekir. Görüntünün sayısallaştırılması, kameradaki görüntünün optik-elektrik mekanizma ile elektriksel sinyallere dönüştürülmesi işlemidir. Mercekte oluşan görüntü kameranın sensörleri üzerine odaklanır. Bu ışık elemanları üzerinde ışığın durumuna göre elektrik sinyalleri üretilir. Bu sinyaller bilgisayar ortamına görüntü aktarılmasında kullanılan analog sinyallerdir. Sinyalleri üreten sistemler vakum tüp, yarı iletken sensör gibi yapılardan oluşmaktadır[8].

Görüntü sayısallaştırılarak bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra görüntüden istenilen bilgilerin elde edilebilmesi için bazı önemli işlemlerden geçirilmesi gerekir [9]. Görüntü işleme,

genel terim olarak resimsel bilgilerin manipülasyonu ve analizi demektir [10]. Bu analizde takip edilen temel iki aşama şu şekilde özetlenebilir: Birinci aşama, görüntü yakalama işlemidir. Şekil 3.2’de görüntü yakalama aşamaları kabaca şema tize edilmiştir. Burada bir ışık kaynağı ile aydınlatılmış nesne mevcuttur. Nesneden yansıyan ışınlar optik formda kameraya aktarılır. Nesneyi tanımlayan bu ışınlar, kamerada elektrik sinyallerine dönüştürülür. Böylece görüntü analog forma çevrilmiş olur. Analog sinyaller bir sayısal dönüştürücüde sayısal sinyallere dönüştürülür. Son aşamada ise sayısal forma dönüştürülen görüntü artık bilgisayar ortamına aktarılarak işlenecek hale getirilmiş olur. Bu işlem için görüntü sensörü ve bu sensörün üretmiş olduğu sinyalleri sayısal forma dönüştürebilecek sistemlere ihtiyaç vardır. Sensörlerden elde edilmiş sinyaller hala analog formda ise analog-sayısal dönüştürücüler ile sayısal hale getirilebilir.



Şekil 3.2 Görüntü optik formda yakalanması, analog ve sayısal forma dönüştürülmesi[8,9]

### 3.1. Biyomedikal Görüntülerin Elde Edilmesi ve Kullanılan Cihazlar

Biyomedikal alanda kullanılan görüntülerin elde edilmesi yöntemi kullanılan cihazlara göre farklılık gösterir. Bu farklılıktan dolayı elde edilen görüntüler de değişmektedir. Çünkü tüm görüntüleme cihazları aynı hedef doğrultusunda görüntüleme yapmaz. Örneğin bilgisayarlı tomografi kemik yapısını göstermede kullanılırken fluoroskopi, genellikle hastanın iç organlarının gerçek zamanlı görüntülerini verir.

Medikal görüntülemenin geçmişi, 1895 yılında Wilhelm Roentgen'in kazara röntgeni keşfetmesine dayanır. Keşif, katot yollu bir tüpün baryum platinocyanide ile kaplanmış bir tabaka kağıdı parlatmasıydı. Hatta tüp ile kağıt tabakası ayrı odalardayken bile durum gerçekleşebiliyordu. Roentgen, tüpün bazı görünmeyen ışınlar yaydığına karar verdi ve bu

ışınlar X adını verdi. Bu ışınları kimyasal olarak kaplanmış bir ele verdiğiğinde ise kemiklerin görülebildiği fark etti. Gerçekte ilk anatomik radyografi, Şekil 3.3'te görülen Roentgen'in sol elidir. Sonraki yıllarda X-ışını geniş bir kullanım alanı buldu. Ancak daha sonraki yıllarda bu ışının vücuda çok zararlı olan radyasyonu içerdiği tespit edilmiştir.



Şekil 3.3 Roentgenin sol elindeki kemikleri gösteren X-ışını [34]

### 3.1.1. Fluoroscopi

Fluoroscopi, genellikle hastanın iç organlarının gerçek zamanlı görüntülerinin flouroskop maddesi kullanılarak elde edilmesi yöntemidir. Kontrast maddesi olarak baryum, veya hava kullanarak organların işleyişini gösterir.



Şekil 3.4 Flouroskopi cihazı[34]

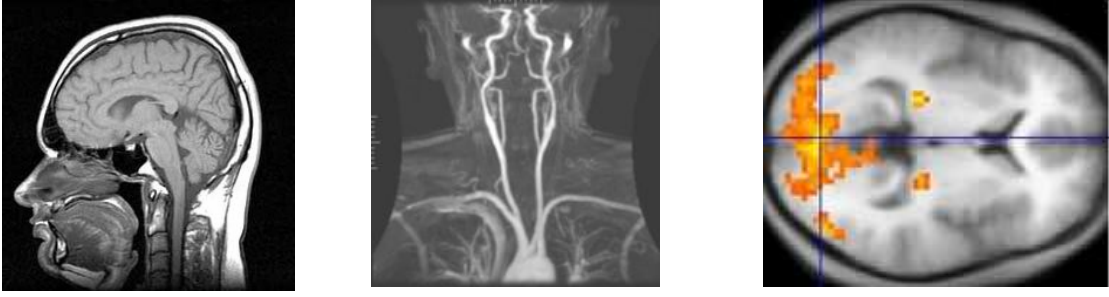
Flouroskopi cihazları bir X-ışını kaynağı ile bireyin yerleştirildiği bir flüoresan ekrandan meydana gelir. Ancak modern flouroskopi cihazlarının ekranları, X-ışını güçlendirici

ile monitördeki görüntünün kaydedilmesini ve gösterilmesini sağlayan bir CCD (charge coupled device) kameranın birleşiminden oluşur. Bir radyasyon çeşidi olan X-ışınının kullanımı, hasta açısından potansiyel bir tehlike oluşturduğundan genelde operatörler düşük dozlarda görüntü almayı tercih ederler. Şekil 3.4'te bir flouroskopi cihazı gösterilmiştir.

### 3.1.2. Manyetik Rezonans(MR)

Bir manyetik rezonans görüntüleme cihazı olan MRI(Magnetic Resonance Instrument), çok güçlü bir mıknatıs kullanarak insan dokusunda bulunan su moleküllerinin hidrojen atomunu kutuplaştırarak uyarması prensibine göre çalışır. Böylece vücuttan, tespit edilebilir bir görüntü sinyali elde eder. MRI üç çeşit elektromanyetik alan kullanır. Bunlar, sabit alan olarak adlandırılan ve hidrojen atomunu kutuplaştıran çok güçlü ve sabit bir manyetik alan ve daha zayıf olup zamanla değişebilen eğim alanları ve hidrojen çekirdeğinin ölçülebilir sinyaller üretmesi için zayıf bir radyo frekansdır. Bilgisayarlı tomografi gibi manyetik rezonans yöntemi de iki boyutlu ince dilimlerden oluşan görüntüler oluşturduğu için tomografik bir görüntüleme sistemi olarak kabul edilir.

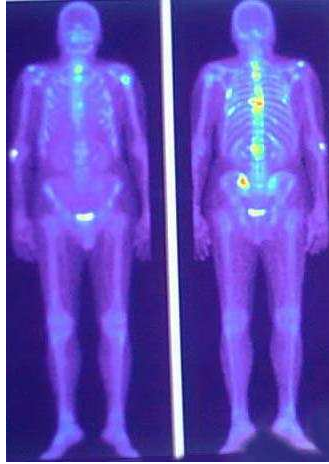
Modern MR cihazları, üç boyutlu gösterim yapma kapasitesine de sahiptir. Ancak bu görüntüler insan gözünün gördüğü gibi gerçek üç boyutlu değil, sadece görüntüye ait dilimlerin üst üste bindirilmiş halidir. Bilgisayarlı tomografiden farklı olarak MR, iyonlaştırıcı radyasyonun kullanımını gerektirmez ve bu nedenle benzer sağlık sorunlarıyla ilişkilendirilmez. Örneğin, bilinen hiçbir hasta üzerinde uzun zaman etki edecek güçlü sabit alan radyasyonuna rastlanmamıştır. Bu sebeple bireyin maruz kalacağı MR taramalarına bir sınır konulması anlamsızdır. Aynı durum X-ışını veya bilgisayarlı tomografi için söylenemez. Ancak dokuların radyo frekansına maruz kalmasıyla ısınmasından ve kalp pili gibi vücutta önceden var olan yardımcı cihazların varlığından dolayı ortada çok iyi bilinen bir sağlık riski vardır. Bu riskler tamamen aletlerin tasarımı kısmında ve kullanılan tarama protokolünce kontrol edilmektedir. Bilgisayarlı tomografi ile MR dokunun farklı özelliklerine karşı hassaslaşmıştır. Bu iki teknikten elde edilen görüntüler önemli derecede farklılıklar gösterir. Bilgisayarlı tomografide, görüntü elde edilebilmesi için X-ışınlarının dokunun yoğunluğu tarafından bloke edilmesi gerekir. Bu sebeple yumuşak dokuların görüntü kalitesi çok zayıf olur. Bir MR cihazı sadece hidrojen içeren nesnelere görebilir. Böylelikle kemik gibi kalsiyum içeren bir parça görüntüde görünmeyecek ve yumuşak dokuların görüntüsüne etki etmeyecektir. Bu özellik MR'ı beyin görüntüleri elde etmekte mükemmel bir yöntem kılar. Günümüzde birçok özelleşmiş MR yöntemi geliştirilmiştir: Diffusion MRI, Magnetic Resonance Angiography, Magnetic Resonance Spectroscopy ve Functional MRI. Şekil 3.5'te örnek MRI görüntüleri verilmiştir.



Şekil 3.5 Örnek MR görüntüleri[34]

### 3.1.3. Nükleer Tıp

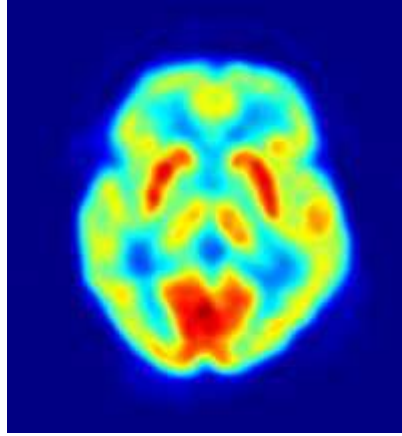
Nükleer tıp, tanı ve tedavide açılmış radyoaktif madde kullanılmasıdır. Tanı aşamasında hastaya radyoaktif madde (radionuclides veya pharmaceuticals) uygulanarak, emilen miktar ölçülür. Bu yöntemin en büyük özelliği gamma kamerası kullanılarak görüntünün alınmasıdır. Ayrıca bu yöntem öncelikle anatomiye ait fizyolojik fonksiyonları göstermesiyle diğer yöntemlerden ayrılır. Şekil 3.6’da örnek bir nükleer tıp görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.6 Örnek bir nükleer tıp görüntüsü[34]

### 3.1.4. Pozitron Emisyon Tomografisi(PET)

Pozitron emisyon tomografisi (PET), vücudun üç boyutlu görüntüsünü veya haritasını çıkaran bir nükleer tıp görüntüleme işlemidir. Pozitron emisyon tomografisinde taramaya rehberlik eden aracı madde; kısa ömürlü, pozitron yayan ve kimyasal olarak metabolik bir aktif molekülle birleşmiş bir radyoaktif izotoptur. Bu madde hastanın kanına enjekte edilir. Ölçüm için geçecek zaman verilen maddeye (genellikle fluorodeoxyglucose) göre değişkenlik gösterir.

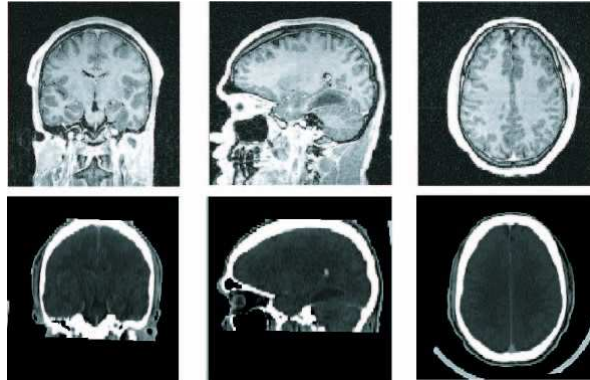


Şekil 3.7 PET ile alınmış bir kafatası görüntüsü[34]

### 3.1.5. Tomografi

Tomografi; sonuçları bir tomogram üzerinde gösterilen, tek düzlem veya dilimin sunulduğu görüntüleme sistemlerinin ortak adıdır. Tomografinin bir çok çeşidi vardır. Bunlar, Doğrusal Tomografi, Çoklu Tomografi, Zonografi, Orthopantomografi bilgisayarlı tomografi olarak gösterilebilir.

Bilgisayarlı Tomography (CAT veya CT), aslen bilgisayarlı eksensel tomografi (Computed Axial Tomography-CAT) olarak bilinen yöntemde sayısal geometrik işleme kullanılarak elde edilen üç boyutlu görüntünün iki boyutlu dilimler haline dönüştürülmesidir. Modern cihazlar iki boyuta dönüşümün hangi açıdan yapılacağına da izin verir. Hatta üç boyutlu gösterim yapan cihazlar da mevcuttur. Ağır miktarda iyonlaştırıcı radyasyon kullanır. Bu sebeple hastanın çok defa taranmasında büyük sakınca vardır.



Şekil 3.8 Kafatası kesitlerini gösteren CT

### 3.1.6. Ultrason

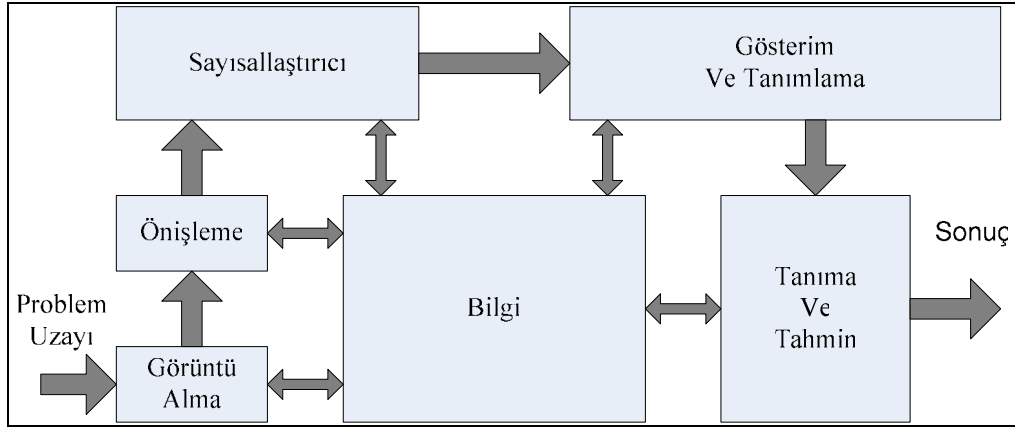
Medikal ultrason, 2 Mhz'den 10 Mhz frekansa kadar yüksek frekanslı ses dalgaları üretmek için dokulara etki etmesi ile iki boyutlu görüntü alınmasını sağlar. Görüntü genellikle bir TV monitöründe gösterilir. En sık kullanımı anne karnındaki fetüsün gösterilmesidir. Diğer bir önemli kullanım alanı da karındaki organlar, kalp, kadın genital bölge ve kan damarlarının gösterilmesidir. Anatomik olarak CT ve MRI'dan daha az bilgi içermesine rağmen gerçek zamanlı hareket eden yapıların gösterilmesi üzerinde birçok avantajı vardır. Ayrıca kullanımı da çok güvenlidir. Hasta radyasyona maruz kalmaz ve ultrasonun bilinen kötü bir etkisi de yoktur. Ayrıca göreceli olarak ucuz ve uygulaması basittir. Gerçek zamanlı hareket eden parçalardan elde edilen görüntüler biyopsi olaylarında rehber olarak kullanılır. Ayrıca doppler özelliğine sahip modern ultrason tarayıcılar atar ve toplar damarlardaki kan akışını da ölçebilir.



Şekil 3.9 Anne karnındaki fütüsü gösteren ultrason görüntüsü [34]

#### 4. GÖRÜNTÜ İŞLEME

Görüntü işleme, görüntüler üzerinde amaca yönelik değişiklik yapma bilimidir[10]. Birçok teknik kullanılarak sayısız uygulama alanında yer bulan görüntü işleme geniş bir alanı kapsamaktadır[11]. Görüntü işleme sistemlerinin çalışmasında kullanılan birçok işlem basamakları vardır. Bu işlem basamakları bu bölümde kısaca anlatılacaktır. Görüntü işlemenin temel basamakları Şekil 4.1’de grafiksel olarak gösterilmiştir.



Şekil 4.1 Görüntü işlemenin basamakları

Sayısal görüntüler elde edildikten sonra, diğer adım ön işleme işlemidir. Bu aşamada, alınan görüntü bir sonraki aşamada hatasız ve kolay işlenebilmesi için daha belirgin ve anlaşılır hale getirilir. Bu işlemlerden bazıları:

- Görüntüyü belirginleştirmek,
- Görüntüde bulunan kirlilikleri filtrelemek,
- Görüntü üzerindeki yapısal bozuklukları yok etmek veya minimize etmek.

Daha sonraki işlem ise görüntüyü, kendisini meydana getiren alt görüntülere parçalama, ayırma işlemidir. Buna, görüntü ayırma işlemi ya da bölütleme işlemi denir. Detaylı görüntü ayırma işlemleri, görüntü işlemede en zor işlemlerden sayılır. Bu nedenle genellikle küçük hatalarla birlikte kaba görüntü ayırma işlemleri uygulanır.

Görüntünün işlenmede ilk adım görüntüyü gerçek dünyadan bir film tabakasına veya bir hafıza birimine almamızı sağlayan resim alıcılarıdır. Bu cihazlarda bir resim algılayıcısı ve algılanan resmi sayısal hale getiren sayısallaştırıcı birim bulunmaktadır. Eğer resim sensörü resmi doğrudan sayısal hale dönüştürmüyorsa, elde edilen analog resim, bir analog/sayısal dönüştürücü yardımıyla sayısal hale dönüştürülmektedir.



Sayısal resim elde edildikten sonraki basamak ise ön-işlemedir. Adından da anlaşıldığı gibi ön-işleme, elde edilen sayısal resmi kullanmadan önce daha başarılı bir sonuç elde edebilmek için, resmin bazı ön işlemlerden geçirilmesidir. Bu işlemlere örnek olarak; karışıklık ayarlanması, resimdeki gürültülerin azaltılması ve/veya yok edilmesi, resimdeki bölgelerin birbirinden ayrılması gibi işlemleri verebiliriz.

Ön-işlemler bittikten sonra bölütleme (segmentation) basamağına geçilir. Bölütleme, bir resimdeki nesne ve artalanın veya resim içerisinde ki ilgilenilen değişik özelliklere sahip bölgelerin birbirinden ayrıştırılması işlemidir[4]. Bölütleme görüntü işlemenin en zor uygulamasıdır ve bölütleme tekniklerinin sonuçlarında belli bir hata oranı olabilmektedir. Bölütleme bir resimde ki nesnenin sınırları, şekli veya o nesnenin alanı gibi ham bilgiler üretir. Eğer nesnelerin şekilleriyle ilgileniyorsak bölütlemenin bize o nesnenin kenarları, köşeleri ve sınırları hakkında bilgi vermesini bekleriz. Fakat resim içerisindeki nesnenin yüzey kaplaması, alanı, renkleri, iskeleti gibi iç özellikleriyle ilgileniliyorsa bölgesel bölütlemenin kullanılması gerekir. Karakter veya genel olarak örüntü (pattern) tanıma gibi oldukça karmaşık problemlerinin çözümü için her iki bölütleme metodunun da bir arada kullanılması gerekebilmektedir.

Bölütlemeden sonraki basamak, resmin gösterimi ve resmin tanımlanmasıdır. Ham bilgiler resimde ilgilenilen ayrıntı ve bilgilerin ön plana çıkarılması bu aşamada yapılır. En son kısım ise tanıma ve yorumlamadır. Bu aşamada ise resmin içerisindeki nesnelerin veya bölgelerin önceden belirlenen tanımlamalara göre etiketlendirilmesidir.

Görüntünün alınması ve gösterilmesi dışında görüntü işleme fonksiyonlarının çoğu temel görüntü işleme algoritmalarına göre yazılmış yazılımlardan ibarettir. Bilgisayarların bazı kısıtlamalarını aşma ve işlem hızının daha da arttırılmasının istendiği durumlarda, görüntü işleme fonksiyonları, donanımla elde edilmeye çalışılabilir[8].

#### **4.1. Görüntü İşlemenin Uygulama Alanları**

Görüntü işleme teknolojileri, belli alanlarda görüntüler üzerinde değişiklik yapma ihtiyacından dolayı ortaya çıkmış bir bilimdir. Birçok alanda kullanım yeri bulan görüntü işleme teknolojileri, kullanıldığı alana göre özelleşmiş olup her alanda kendine göre yaklaşımlarla tamamen farklılaşmaktadır. Bu bölümde görüntü işlemenin genel olarak kullanım alanları aktarılmıştır.

#### **4.1.1. Bilim ve Uzay**

Uzay programlarındaki çalışmalardaki gereklilikler, günümüze birçok görüntü işleme tekniği kazandırmıştır. Bu teknikler güneş sistemlerinin başarılı bir şekilde incelenmesinde büyük bir etkiye sahiptir.

Farklı uzay araştırma araçlarından yeryüzüne seri iletişim yoluyla gönderilen görüntüler, statik veya volkanik olayların etkisinden dolayı sürekli kesintiye uğrayarak görüntülerde bozulma ve gürültü meydana getirmektedir. Geliştirilen görüntü onarım ve gürültü giderme yöntemleri yardımıyla bu görüntülerin daha sağlıklı bir şekilde elde edilmesi sağlanarak bu yöntemlerden bazılarının günümüze daha gelişkin bir şekilde gelmesine yardımcı olunmuş, bazılarının kullanımı ise terk edilmiştir.

#### **4.1.2. Sinema ve Yayıncılık Sektörü**

Sinema sektöründe çekim ortamlarının farklılaşması ve giderek artan maliyetler görüntü işleme teknolojileri yardımıyla sanal ortamlar, gerçekte bir araya gelemeyecek kadar çok insanın bir araya getirilmesi ve görüntülerde dönüşümlerin kullanılması ile daha çekici gelen film efektleri oluşturulmuş ve sunulmuştur. Öte yandan yayıncılık sektöründe baskılarda fotoğrafların sıkıcı gelmesi ve animasyonların müşterilere çekiciliğini keşfeden firmalar birçok görüntü işleme yönteminden faydalanarak popülaritelerini arttırmayı başarmıştır.

#### **4.1.3. Medikal Endüstri**

Medikal endüstri uzun zamandan beri görüntü işlemeyi kullanan bir sektör olup şimdiye kadar X-Ray ve ultrason gibi iyi tanınan birçok teknolojiyle bu kullanıma devam etmektedir. Omurga ve kafatası gibi kemiksi yapılarının incelenmesinde yer bulan bilgisayarlı tomografinin yanı sıra MRI da yumuşak dokular ve kalbin görüntülenmesine yardımcı olmuştur. Bunların yanında PET, MSI (Magnetic Source Imaging) ve nükleer tıp teknolojileri de medikal endüstride görüntü işlemenin önemini ortaya koymaktadır. Adı geçen tüm bu görüntüler bilgisayar ortamında saklandığında görüntü işleme teknolojileri yardımıyla doktorların tarafından hastaya daha erken teşhis koyma veya görüntüyü üç boyutlu görebilme avantajları doğmuştur. Ayrıca görüntülerin sayısal ortamda taşınmasının desteklenmesi ile de uzak mesafelerdeki doktorların hasta ile ilgili bilgilere hemen ulaşarak karar vermesi sağlanmıştır.

## 4.2. Görüntü İşlemenin Sınıflandırılması

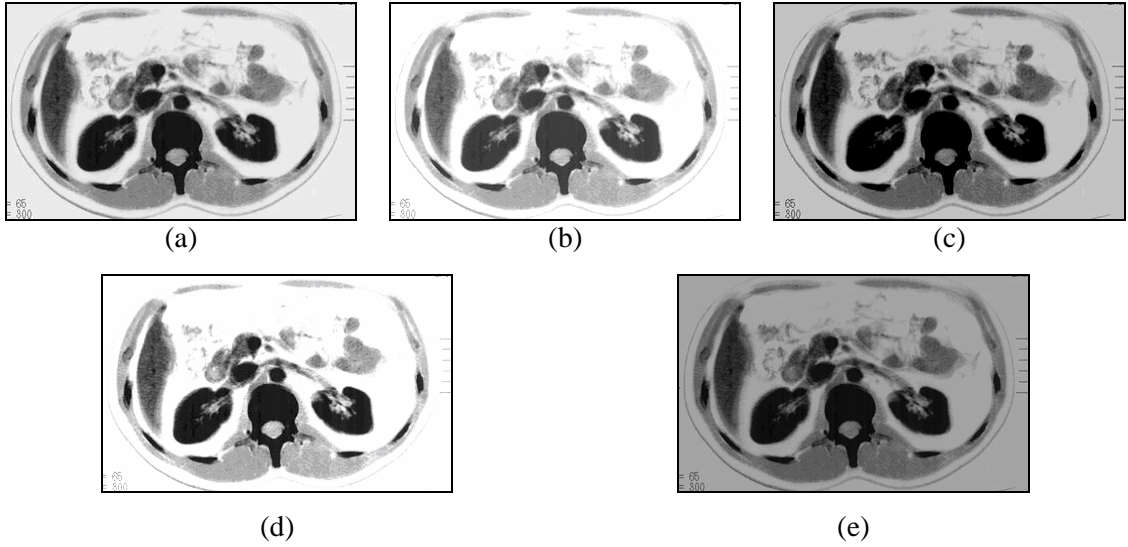
Görüntü işleme algoritmaları temel olarak üç ana gruba ayrılabilir. Bunlar; görüntüdeki herhangi bir noktanın konumunun veya değerinin göz önüne alınarak değiştirilmesini sağlayan nokta işleme, noktaların kendi etrafındaki komşu noktalarla ilişkisiyle ilgilenecek şekilde değiştirilmesini sağlayan alan işleme ve belli bir alanın ortak bir şekilde değiştirilmesiyle sağlanan geometrik işlemler olarak sıralanabilir.

### 4.2.1. Nokta İşleme

Nokta ya da diğer görüntüler için sık kullanılan diğer adıyla piksel işleme, sadece ilgili pikselin görüntüdeki yeriyle veya renk değeriyle ilgilendiğinden dolayı en basit işleme tekniğidir.

#### 4.2.1.1. Aritmetik İşlemler

Aritmetik işlemler, bir pikselin sabit bir değerle toplanmasını, çıkarılmasını, çarpılmasını ve bölünmesini içerir. Ekleme ve çıkarma işlemleri ile görüntüye ait pikselin parlaklığı değiştirilmiş olur. Bir piksele sabit bir sayının eklenmesi işlemi parlaklığı artırırken çıkarma işlemi parlaklığı azaltır. Çarpma ve bölme işlemleriyle de görüntünün kontrast ayarı değiştirilebilir. Çarpma işlemi ile kontrast artırılırken bölme işlemi ile azaltılır.



**Şekil 4.2** Görüntü üzerinde aritmetik işlemler. (a) Asıl görüntü, (b) görüntü +40, (c) görüntü -40, (d) görüntü\*1.3, (e) görüntü/1.3

Aritmetik işlemler çok kullanışlı olmasına rağmen uygulamada bazı sıkıntılar ortaya çıkarmaktadır. İşlem sonucunda oluşan yeni piksel değerleri pikselin renk derinliğini gösteren sayısal değerlerin sınırlarını aşabilir veya negatif olabilir. Bu gibi durumlarda negatif olan değerler sıfıra, sınır değerini aşan değerler de sınır değerine dönüştürülür. Şekil 4.2’de bir CT görüntüsü üzerinde aritmetik işlemlerin uygulanması gösterilmiştir.

#### 4.2.1.2. Mantıksal İşlemler

Mantıksal operatörler görüntü işleme algoritmalarında kullanılan çok güçlü bir tamamlayıcıdır. Görüntü işlemede kullanılan mantıksal operatörler VE(AND), VEYA(OR) ve DEĞİL(TAMLAYAN [NOT, COMPLEMENT]) operatörleridir. Mantıksal operatörlerin uygulanabilmesi için en az iki görüntü gerekir (DEĞİL operatörü hariç). Bu görüntülerdeki pikseller istenen operatöre tabi tutulur. Tablo 4.1’de görüleceği gibi VE operatörü ancak her iki değer 1 olması durumunda 1 sonucu verirken VEYA operatörü herhangi bir değer 1 olması ile 1 sonucunu verir. Değil operatörü ise sadece bir görüntüye uygulanabilme özelliğine sahip tek operatör olup, değeri tamlayanına çevirir. Bu operatörlerden türetilen XOR ve XNOR operatörleri de kullanılabilir.

**Tablo 4.1** Mantıksal işlemler

$p$	$q$	$VE(p,q)$
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1

$p$	$q$	$VEYA(p,q)$
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	1

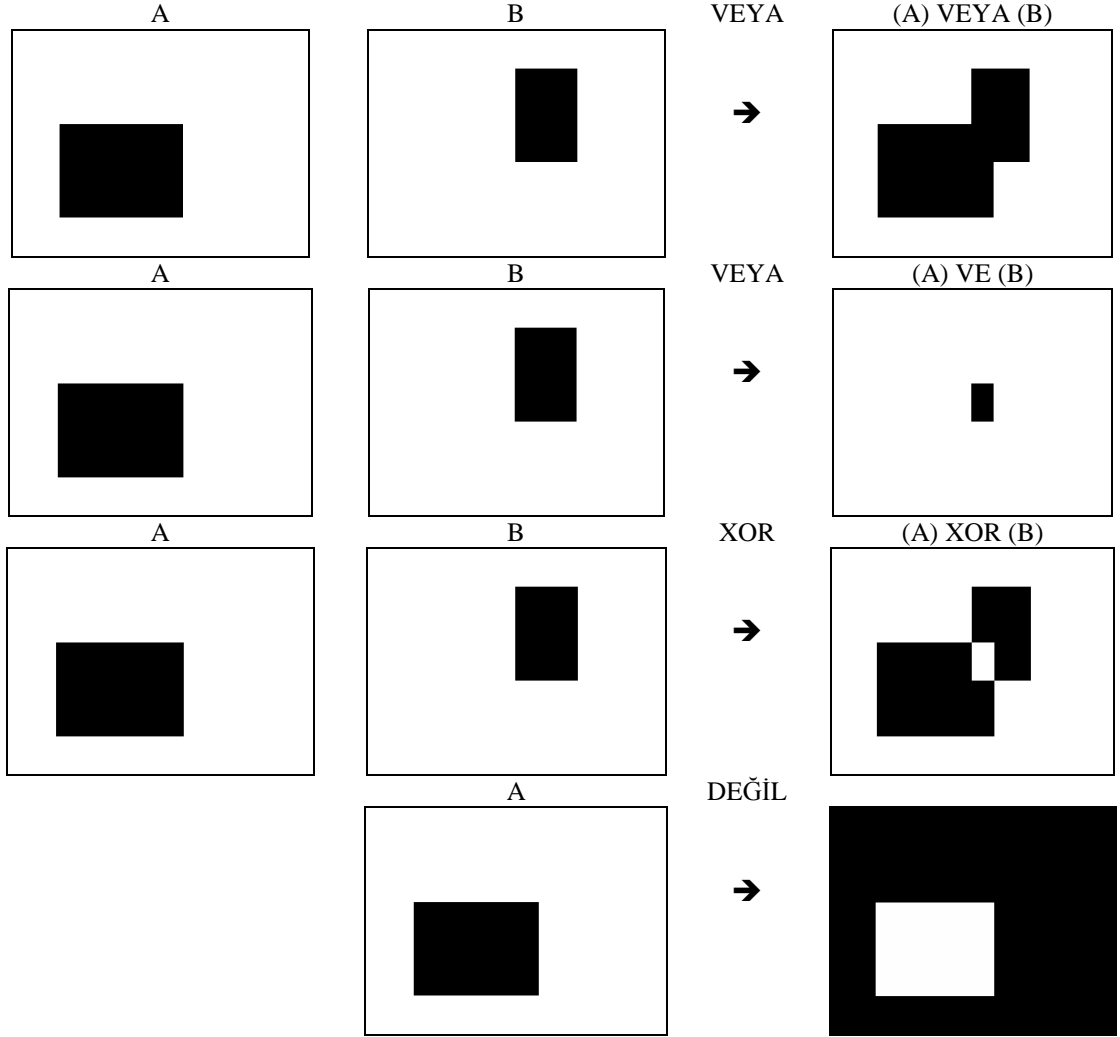
$p$	$DEĞİL(p')$
0	1
1	0

$p$	$q$	$XOR(p,q)$
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	0

$p$	$q$	$XNOR(p,q)$
0	0	1
0	1	0
1	0	0
1	1	1

XOR işleminin uygulanması ile aynı değere sahip olan operandların değeri 0 olurken farklı değere sahip operandların değeri 1 olur. Böylece XOR işlevi sayesinde bir görüntüdeki belli değere sahip pikseller bulunabilir. Bu işlem tüm piksellerin belirtilen sabit değer ile XOR işlemine tabi tutulmasıyla gerçekleşir. XNOR işlemi ise EXOR işleminin tersidir.

Tablo 4.1'e göre işlenen örnek A ve B görüntüleri için VE, VEYA, XOR ve DEĞİL işlemleri Şekil 4.3'te verilmiştir (görüntüler ikili görüntü olup 1 siyah rengi, 0 beyaz rengi temsil eder).



Şekil 4.3 Mantksal işlemler

#### 4.2.1.3. Histogram İşlemleri

Görüntü histogramı, görüntünün yoğunluk dağılımını gösteren kullanışlı bir araçtır. Histogramda piksel yoğunluk değerleri  $x$  eksenini doğrultusunda gösterilirken  $y$  eksenini doğrultusunda da o yoğunluğa sahip piksel sayısı verilir. Böylece bar grafiklerle verilen bu diyagramdan görüntünün yoğunluk dağılımı hakkında bilgi edinilebilir. Özellikle eşikleme yöntemleri görüntünün histogramından faydalanır. Şekil 4.4'te örnek bir görüntü ve histogramı verilmiştir.

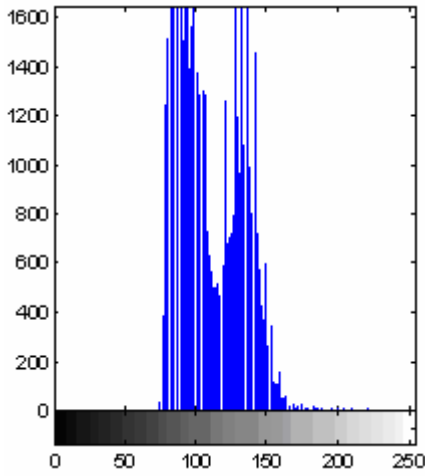
Histogramdan faydalanarak renk değerleri düzgün dağılımlı olmayan görüntülerin renk değeri dağılımları düzeltiler. Bu işleme histogram eşitleme denir. Histogram eşitleme, görüntünün tümüne uygulanabileceği gibi sadece belli bir bölgesine de uygulanabilir. Tüm görüntüye uygulanırsa global histogram eşitleme, görüntünün belli bir bölgesine uygulandığında ise yerel histogram eşitleme adını alır. Bu yöntem histogramı dar olan resimler ya da resim içindeki bölgeler için daha iyi sonuç verir.



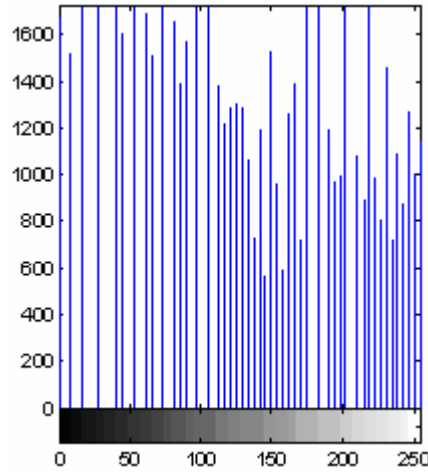
(a)



(b)



(c)



(d)

**Şekil 4.4** Bir görüntüye histogram eşitleme yönteminin uygulanması ve sonucu. (a) özgün görüntü, (b) histogram eşitleme uygulanmış görüntü, (c) özgün görüntünün histogramı (d) histogram eşitleme uygulanmış görüntünün histogramı

Histogram eşitlemenin uygulanması aşağıda verilen adımlarla gerçekleştirilir:

1. Görüntünün histogramı bulunur.
2. Histogramdan yararlanılarak kümülatif histogram bulunur. Kümülatif histogram, histogramın her değerinin kendisinden öncekiler ve kendisinin toplamı ile elde edilen değerleri içeren grafikdir.

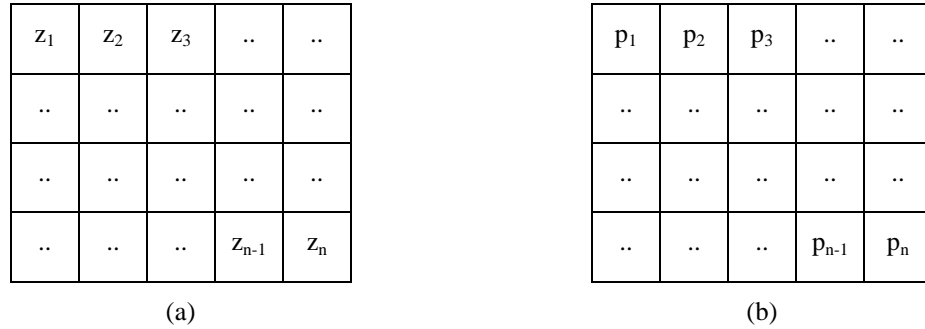
3. Kümülatif histogram değerleri yeni görüntüde olmasını istediğimiz azami renk değerleri ile çarpılıp görüntüdeki toplam nokta sayısına bölünerek normalize edilir.
4. Normalize olmuş histogram değerleri ile görüntünün renk değerleri tekrar güncellenir ve histogram eşitleme metodu uygulanmış olur.

#### 4.2.2. Alan İşleme

Alan işleme, görüntüdeki pikselleri yoğunluk değerini komşu piksellerin veya tüm görüntünün piksel değerleriyle ilişkilendirerek yeniden oluşturan yaklaşımlardır.

##### 4.2.2.1. Konvülüsyon (Maskeleme)

Konvülüsyon, görüntü işlemede netleştirme, bulanıklık giderme, kenar çıkarma ve diğer görüntü etkileri için sıkça kullanılan bir yöntemdir. İşlemin uygulanmasında kullanılan yapısal eleman kısaca maske olarak adlandırılır. Maskeleme olarak da adlandırılan konvülüsyon işlemi, bir görüntüdeki tüm piksellerin diğer pikseller yardımıyla yeniden hesaplanarak gösterilmesidir[10]. Bu yeniden hesaplama işlemi önceden belirlenen yapısal elemanlar yardımıyla yapılır. Yapısal eleman, boyutları tek sayı olan bir matris olup içinde sayısal değerler barındırır. Şekil 4.5'te bir yapısal eleman ve uygulanacağı görüntü parçasının genel formu verilmiştir.



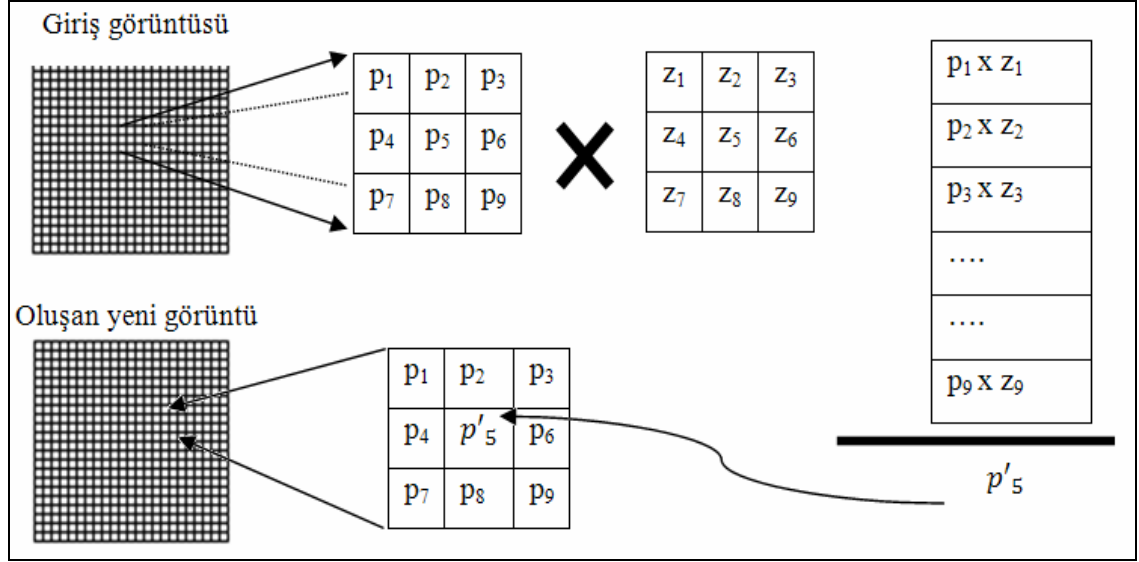
Şekil 4.5 Yapısal eleman(a) ve uygulanacağı görüntü parçası(b)

Konvülüsyon işlemi, yapısal eleman matrisindeki her değer görüntüdeki bir piksel ile eşleştirilerek her değer eşleştiği pikselin renk kodu ile çarpılması ve bu çarpımların toplanarak matrisin ortasındaki değer eşleştiği piksele atanması ile gerçekleşir. Şekil 4.5'teki  $z$  değerleri yapısal elemandaki sayısal çarpım değerleri,  $p$  değerleri de yapısal elemanın uygulanacağı görüntü parçasındaki piksellerin renk değerleri olduğu varsayılırsa bu hesabın matematiksel

gösterimi eşitlik 4.1'deki gibi olur.

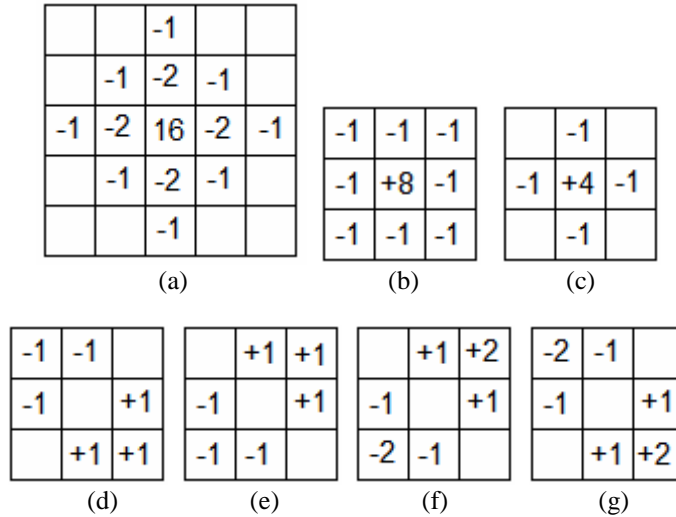
$$p'_{\lfloor n/2 \rfloor} = \sum_{i=1}^n (z_i p_i) \quad (4.1)$$

Maskeleme işleminin uygulanması sonucu elde edilen  $p'_{\lfloor n/2 \rfloor}$  değeri,  $p_{\lfloor n/2 \rfloor}$  pikseline yeni değeri olarak atanır. Maskeleme işleminin uygulanması Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



Şekil 4.6 Maskeleme işleminin uygulanması

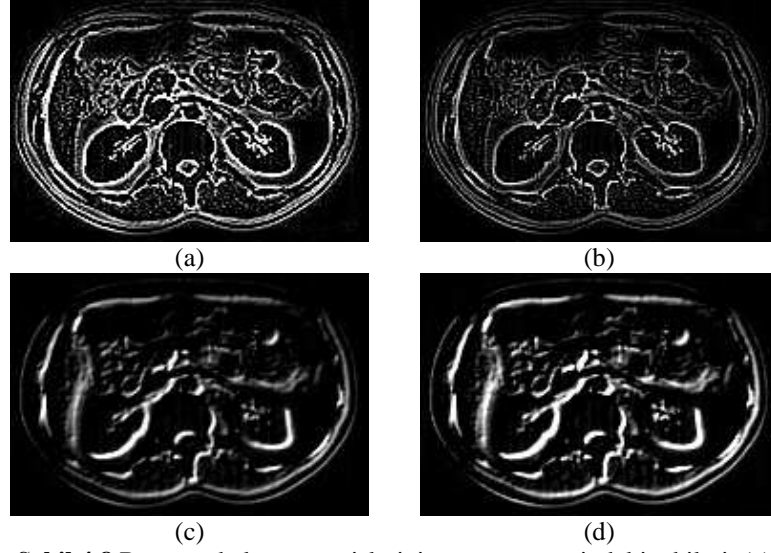
Maskelemedeki yapısal elemanlar içerdiği sayısal değerlere göre değişik işlevler üstlenir. Şekil 4.7'de sık kullanılan bazı maskeler gösterilmiştir.



Şekil 4.7 Maskelemede kullanılan bazı yapısal elemanlar. (a) Laplacian of Gaussian, (b) 8 noktalı Laplacian, (c) 4 noktalı Laplacian, (d) ve (e) Prewitt, (f) ve (g) Sobel



Şekil 4.8’de, Şekil 4.7’deki bazı maskeleme matrislerinin görüntü üzerindeki etkileri gösterilmiştir.



Şekil 4.8 Bazı maskeleme matrislerinin görüntü üzerindeki etkileri, (a) Laplacian of Gaussian, (b) Laplacian, (c) Prewitt, (d) Sobel

#### 4.2.2.2. Kenar Çıkarma

Bir görüntüdeki kenarlar görüntü ile ilgili çok önemli bilgiler içerir. Çünkü bir görüntüdeki kenarlar, nesnelerin nerede bulunduğu, şekilleri ve ebatları hakkında bilgi verir. Kenar, görüntüdeki yoğunluk değerinin düşük değerlerden yüksek değerlere veya yüksek değerlerden düşük değerlere ani geçişler yaptığı yerlerdir.

Kenar çıkarma, görüntü işlemede çoğunlukla ilk aşama olarak kullanılır. Kenar çıkarma için genellikle uygun maskeler içiren filtreler kullanılır. Şekil 4.7’de kenar çıkarma işlemini gerçekleştirilen bazı maskeler, Şekil 4.8’de de bu maskelerin bir görüntüye uygulanması ile ortaya çıkan sonuç verilmiştir.

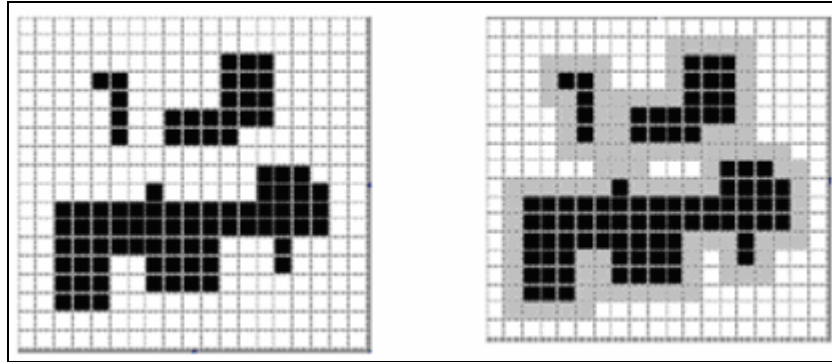
#### 4.2.2.3. Genleşme ve Aşınma

Genleşme ve aşınma matematiksel yapı cebrinde iki temel işlemdir. Bu iki işlem daha sofistike işlemler elde etmek, için değişik kombinasyonlarda uygulanabilir. Genleşme, iki kümeyi, yapılandırma elemanları kümesinin vektör toplamasını kullanarak birleştiren morfolojik (yapısal) dönüşümdür (değişimdir). Aşınma ise siyah piksellerin tamamlayıcısını genişleterek ve sonuçlandırıcı nokta kümesinin tamamlayıcısını alarak elde edilir [12].

Sayısal bir resmi genişletmek demek resmi yapısal elemanla kesiştiği bölümler kadar büyötmek demektir. Bunu yapabilmek için yapısal eleman resim üzerinde piksel-piksel dolaştırılır. Eğer yapısal elemanın orijini resim üzerinde "0" değeri bir piksel ile karşılaşırsa herhangi bir değışiklik meydana gelmez. Eğer değeri "1" olan bir piksel ile karşılaşırsa yapısal elemanla yapısal elemanın altında kalan pikseller mantıksal "or" işlemine tabi tutulurlar. Yani herhangi "1" değeriyle sonuç "1" e çevrilir. Genleşme işleminin matematiksel tanımı eşitlik 4.2'de verilmiştir.

$$A \oplus B = \{z \mid [(B)_z \cap A] \subseteq A\} \quad (4.2)$$

Genişletme (dilation) ile resim üzerindeki nesnelere şişer. Nesne içinde delikler varsa bunlar kapanma eğilimi gösterirler. Ayrık nesnelere birbirine yaklaşır ya da bağlanır. Şekil 4.9'da 3x3'lük bir yapısal eleman ile sayısal resim üzerine genleşme uygulanması ifade edilmiştir. 3x3'lük yapısal elemanın tüm değeri "1" dir.

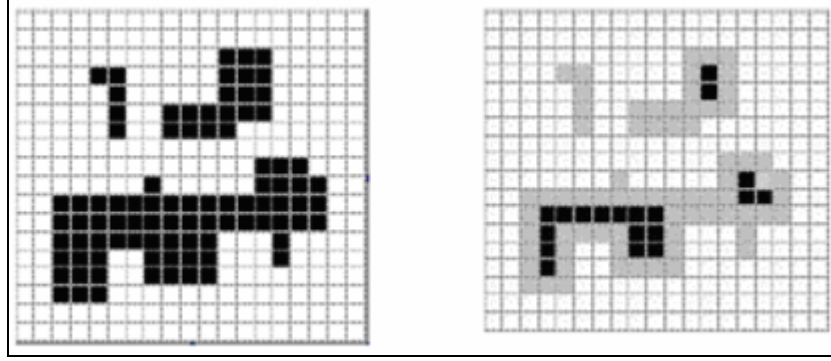


Şekil 4.9 Genleşmenin gösterilmesi

Aşınma ya da diğer adıyla aşındırma işlemi bir bakıma genleşmenin tersi gibi görülebilir. Burada yine aynı şekilde yapısal eleman resim üzerinde piksel-piksel dolaştırılır fakat bu defa yapısal elemanın merkez pikseli "1" değeri ile karşılaşırsa yapısal eleman içerisindeki piksellerin durumuna bakılır. Eğer yapısal eleman içerisindeki "1" olan piksellerden herhangi biri altında resme ait "0" değeri varsa yapısal elemanın diğer "1"lerinin altındakilerle beraber bu piksel "0" a dönüştürülür. Aşınma işleminin matematiksel tanımı eşitlik 4.3'te verilmiştir.

$$A \otimes B = \{z \mid (B)_z \subseteq A\} \quad (4.3)$$

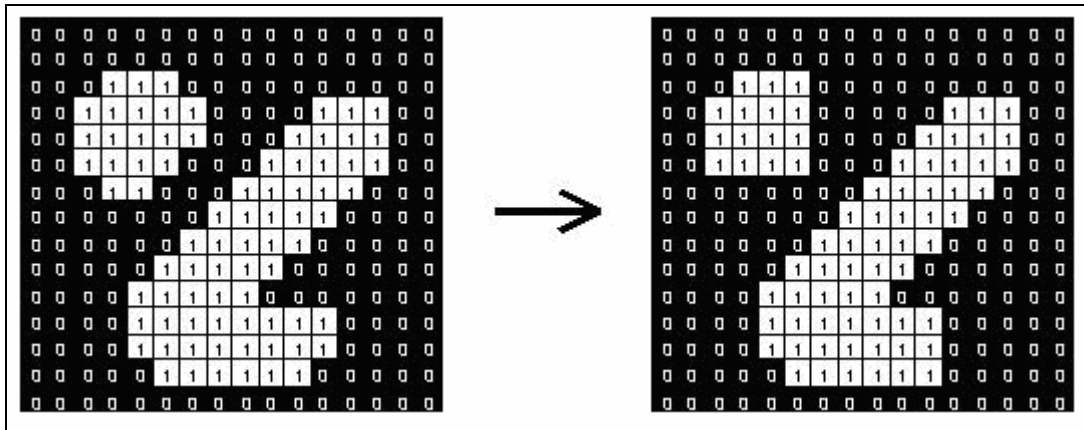
Aşınma (erozyon, erosion) işlemi ile sayısal resim aşındırılmış olur. Yani resim içerisindeki nesnelere küçülür, delik varsa genişler ve bağlı nesnelere ayrılma eğilimi gösterir. Şekil 4.10'da, 3x3 yapısal elemanı ile sayısal resim üzerine aşındırma uygulanması gösterilmiştir. 3x3 lük yapısal elemanın tüm değerleri "1" dir.



Şekil 4.10 Aşınmanın gösterilmesi

#### 4.2.2.4. Açılış ve Kapanış

Görüldüğü gibi görüntünün genişmesi ile görüntüdeki şekiller daha dolgun hale gelirken aşınması ile de görüntüdeki şekiller daha da zayıflar. Bir görüntüye hem aşınma hem de genişleme işlemlerinin uygulanması ile açılış veya kapanış işlemlerinden biri uygulanmış olur.

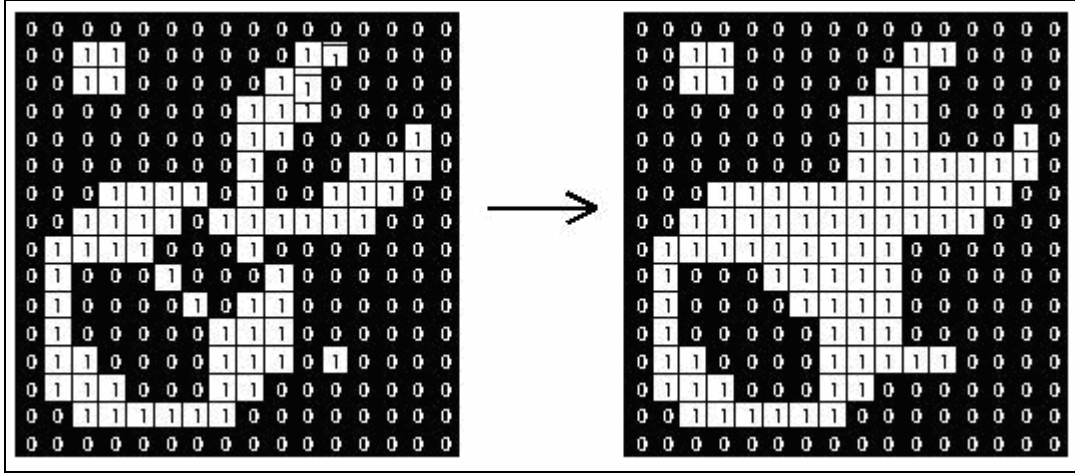


Şekil 4.11 Açılışın gösterilmesi

Bir görüntüye önce aşınma sonra da genişleme işlemi uygulanırsa görüntüye açılış işlemi uygulanmış olur. Açma işlemine tabi tutulmuş bir görüntü ve değişimi Şekil 4.11'de

gösterilmiştir. Burada yine 3x3'lük yapısal eleman kullanılmıştır.

Bir görüntüye önce genişleme sonra da aşınma işlemi uygulanırsa görüntüye kapanış işlemi uygulanmış olur. Kapanış işlemine tabi tutulmuş bir görüntü ve değişimi Şekil 4.12'de gösterilmiştir.

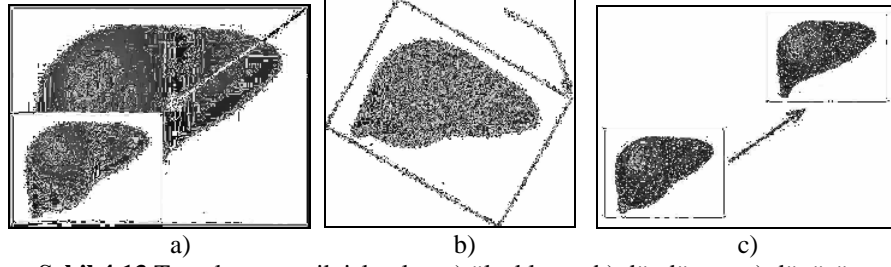


Şekil 4.12 Kapanışın gösterilmesi

### 4.2.3. Geometrik İşleme

Geometrik işleme, piksellerin konumunu bazı geometrik dönüşümlerle yeniden hesaplama işlemidir. Ana fikir, pikselleri görüntü için kaydırmaktan ibarettir. Ancak bazen oluşturulması istenen hedef görüntü üzerindeki her pikselin kaynak görüntüde bir eşdeğeri olmayabilir. Ya da kaynak görüntüde olan bir nokta hedef pikselde görülemeyebilir. Özellikle ölçekleme işlemlerinde oluşan bu durum için hedef noktada yeni bir piksel oluşturulur veya silinir.

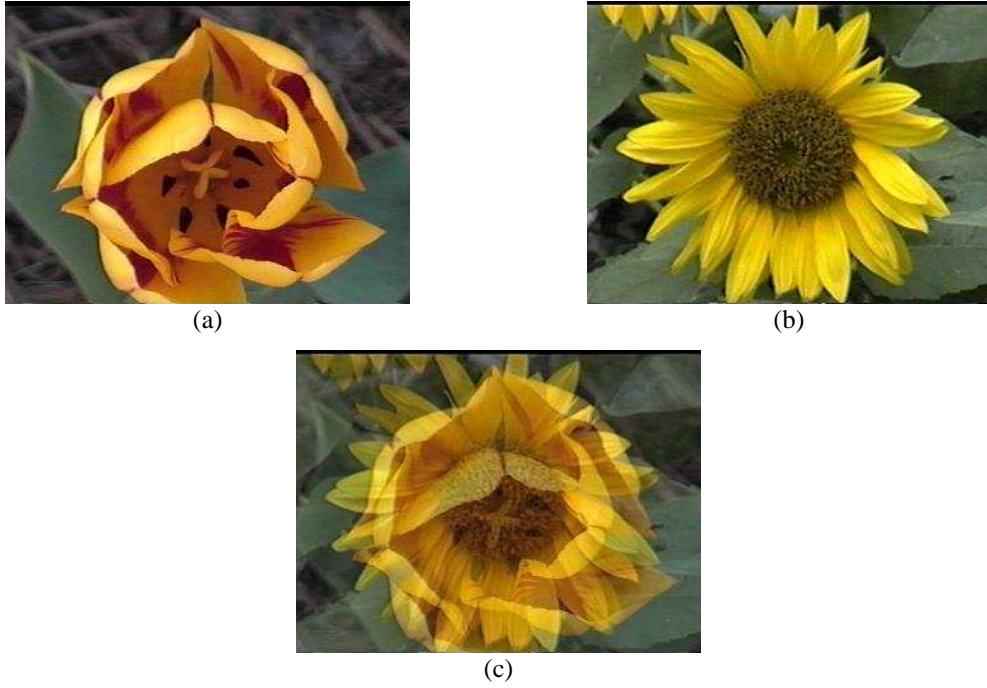
Temel geometrik işlemler bir görüntünün ölçeklenmesi, döndürülmesi ve dönüştürülmesidir. Ölçekleme, görüntünün esas ebatlarının değiştirilerek büyütülmesi veya küçültülmesidir. Bu işlemde yatay ekseninde büyütülen bir görüntü için dikey ekseninde de aynı işlemin uygulanması zorunluluğu yoktur. Yani görüntü bir ekseninde daraltılırken diğer eksene göre genişletilebilir. Döndürülme işleminde ise görüntü belli bir merkez noktası etrafında saat yönünde veya saatin tersi yönünde belli bir açıyla döndürülür. Dönüştürme işlemiyle karıştırılan döndürme işleminde görüntüdeki şekil veya nesne korunurken dönüştürme işleminde şekil deformasyona uğrar. Şekil 4.13'te temel geometrik işlemler gösterilmiştir.



Şekil 4.13 Temel geometrik işlemler. a) ölçekleme, b) döndürme, c) dönüştürme

#### 4.2.4. Çoklu Görüntü İşleme

Çoklu görüntü işlemede ana prensip ortaya çıkacak olan hedef görüntünün birden fazla görüntünün birleşiminden oluşmasıdır. Görüntülerin birleştirilmesinde sabit bir yaklaşım söz konusu değildir. Bir görüntünün belli bir parçasının diğer görüntüye eklenmesiyle yapılabileceği gibi görüntülerden herhangi birinden belli bir oranda alınarak şeffaf bir görüntü de oluşturulabilir. Şekil 4.14'te iki görüntünün aritmetik olarak toplanması ile yeni görüntü oluşturulmuştur.



Şekil 4.14 Çoklu görüntü işleme. (a) ve (b) asıl görüntüler, (c) görüntülerin toplanmış hali

### 4.3. Medikal Görüntüleme ve Aşamaları

Medikal görüntülemeye, bölüm 3'te bahsedilen görüntüleme yöntemlerinden birinin seçilerek tanı için kullanılması ile başlanır. Bazen teşhisin açıkça konulması için birden fazla

görüntü alma tekniği kullanılır. Bundan sonraki aşamalar onarım, interpolasyon, bölütleme, tescil ve görselleştirme olarak birçok bölüme ayrılır.

#### **4.3.1. Onarım**

Genelde medikal olarak elde edilen görüntüler kullanılmadan önce ilk aşamada onarıma tabi tutulur. Onarım işlemi, görüntü içeriğinde gürültünün giderilmesi, karışıklık ve parlaklık ayarının yapılması ve tüm görüntünün veya görüntünün bir bölümünün yapay şekillerin çıkarılması işlemlerini kapsar. Bahsedilen yapay şekil veya nesnelere dış dolgu veya protez gibi sonradan vücuda yerleştirilen parçalardır.

#### **4.3.2. İnterpolasyon**

İnterpolasyon işlemi genelde alınan görüntülerin aynı yerden kesitlerden olmaması durumunda kullanılır. Örneğin karaciğerin birkaç hafta içindeki durumunu göstermek için belli zaman aralıklarıyla aynı yerden alınan kesitler için interpolasyon gerekmez. Çünkü zaten amaç aynı yerin durumunun zamanla değişiminin görülmek istenmesidir. Ancak aynı yerden belli mesafe aralıklarla alınan kesitler eşyönsüz olduğu için görselleştirmede boş kalan yerler doldurulmalıdır, bu da interpolasyon ile gerçekleştirilir. İnterpolasyon yardımı ile X-Z düzlemi (sagittal kesit) üzerinde alınan görüntüler diğer düzlemlerden alınmış gibi dönüştürülebilir.

#### **4.3.3. Medikal Bölütleme**

Görüntü bölütlemenin, ilgili alanın arka plandan ve diğer nesnelere ayırt edilmesi [1] olduğu daha önceden vurgulanmıştı. Görüntü bölütlemenin amacı bir nesneyi veya bir nesnenin anlamlı parçalarını bulmaktır. Medikal görüntü bölütleme ise anatomik parçaların görselleştirilmesi, anormalliklerin tespiti, dokuların ölçümü, yüzey tescili için ön işleme, görüntü tescili için ön işleme ve bunların sınıflandırılması ile ilgilidir. Bu işlem CT görüntülerinden kemiklerin veya arterlerin ayrıştırılması veya MRI görüntülerinden beynin veya ciğerlerin ayrıştırılması olabilir. Görüntü bölütleme bu anlamda birçok klasik yaklaşıma ayrılabilir.

#### **4.3.4. Tescil**

Tescil işlemi, örneğin farklı zamanlarda, farklı algılayıcılarla veya farklı bakış açılarıyla alınan iki veya daha fazla görüntünün karşılaştırılmasıdır. Bu işlem, aynı kişiden tanıdan önce

ve sonra olmak üzere farklı zamanlarda alınan CT görüntülerindeki kemik gelişimini karşılaştırmak olabilir.

#### 4.3.5. Görselleştirme

Üç boyutlu biyomedikal görüntülerin görselleştirilmesi işlemi geleneksel olarak 2 kategoriye ayrılır: hacimsel görselleştirme ve yüzeysel görselleştirme. Her iki yöntem de seçilen yapının üç boyutlu görüntülerinin üretir. Ancak bu yöntemlerin ikisi de tamamen farklı olup kendi aralarında avantaj ve dezavantajları vardır.

##### 4.3.5.1. Yüzeysel Görselleştirme

Yüzeysel görselleştirme teknikleri görselleştirilecek nesne yüzeyinin çıkarılmasına dayanır. Bu yöntem yüzeyi birbirine bağlı poligonların oluşturduğu kaplanmış bir yüzey olarak sunar. Yöntemin avantajı alınan görüntüdeki sınır değerlerine bağlı olarak hızlı işlemesidir. Dezavantajı ise sadece yüzeyi modellediği için ortaya çıkarılan görüntü üzerinde işlemlerin yapılamamasıdır

##### 4.3.5.2. Hacimsel Görselleştirme

Hacimsel görselleştirme, çok yönlü ve güçlü görüntüleme ve işleme tekniklerinden biridir. Yüzeysel görselleştirmeye göre en büyük avantajı bölütleme gerektirmemesidir. Hacimsel görselleştirme, görüntünün tüm kesitlerini hacimsel olarak ele alır, bu açıdan da oldukça yavaştır. Şekil 4.15, kafatasından alınmış CT dilimleriyle hacimsel olarak görselleştirilmiş iskeleti göstermektedir[34].



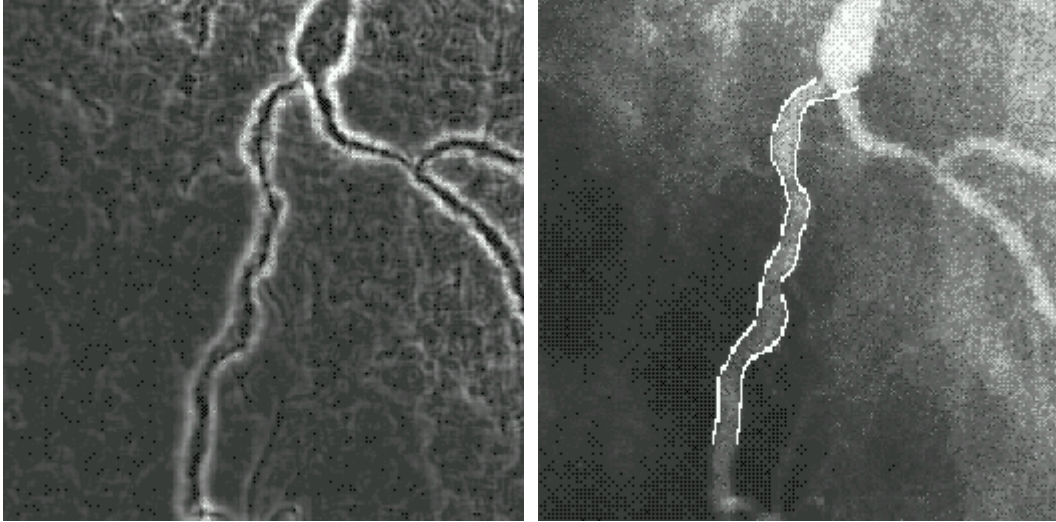
Şekil 4.15 Hacimsel görselleştirme [34]

## 5. GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME

Görüntü bölütleme, ilgilenilen nesnenin arka plan görüntüden ayrılarak analizinin yapılmasında veya özelliklerinin belirlenmesinde ara bir aşamadır. Bölütlemeye amaç, yoğunluk, renk veya doku gibi benzer karakteristiklere sahip ayırık bölgeler belirleyerek hangi veri kısmının gerçek dünyada bir nesneyi ifade ettiğini bulmaktır [1, 2].

### 5.1. Kenar Tabanlı Metotlar

Kenar tabanlı metotlar bir renkten diğer bir renge veya bir kontrast değerinden diğer kontrast değerine hızlı geçişlerin nerede olduğunu bulmaya çalışır. Ana prensip gradient operatörleri ile eğimin hızlı geçişlerin tüm görüntü üzerinde hesaplanmasıdır. Gradient değerinin büyük olduğu bölgeler hızlı geçişlerin olduğu bölgeler olduğu için olası nesne sınırlarını teşkil eder. Sınırların bu şekilde birleştirilmesi aşamasından sonra bu sınırlar kapalı bir alan içine alınarak nesnelerin bulunduğu varsayılır. Sınır belirlemede Laplacian of Gaussian, Canny ve Sobel, sınır belirlemede kullanılan operatörlerdendir[34]. Şekil 5.1'de çizge arama yöntemi ile bir görüntüdeki kenarların bulunması gösterilmiştir.



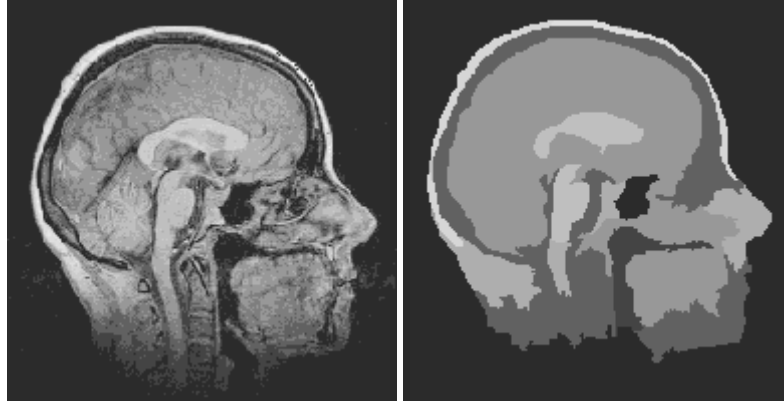
Şekil 5.1 Çizge arama yöntemiyle bölütleme

### 5.2. Alan Tabanlı Metotlar

Alan tabanlı metotlar, kenar tabanlı metotlar için tamamlayıcı bir yaklaşımdır. Alan tabanlı metotların ortak noktası, pikselleri; yoğunluk, parlaklık, renk veya karşıtlık gibi belli homojenlik kriterlerine göre gruplamasıdır. Yöntem, verilen piksele komşu piksellere bakarak



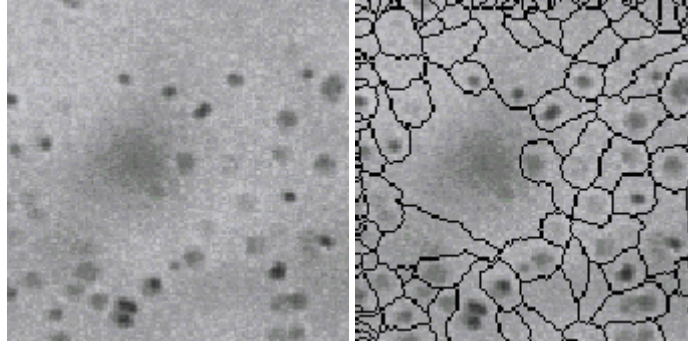
gerekli kriterleri sağladığı durumlarda komşu pikseli verilen piksel grubunun içine alır. En büyük problem homojenlik kriterinin seçimidir, zira bu seçim görüntüden görüntüye farklı sonuçlar ürettiğinden kriterin seçimi de ayrı bir problem oluşturmaktadır[34].



Şekil 5.2 Alan büyüme yöntemiyle bölütleme

### 5.3. Karışık Metotlar

Karışık metotlar, uygun birçok bölütleme metodunu arka arkaya kullanarak daha uygun sonuçlar üretmeyi amaçlar. Bahsedilen klasik metotlara ek olarak, yapay sinir ağları, matematiksel morfoloji ve Watershed gibi bölütleme teknikleri de mevcuttur[34].



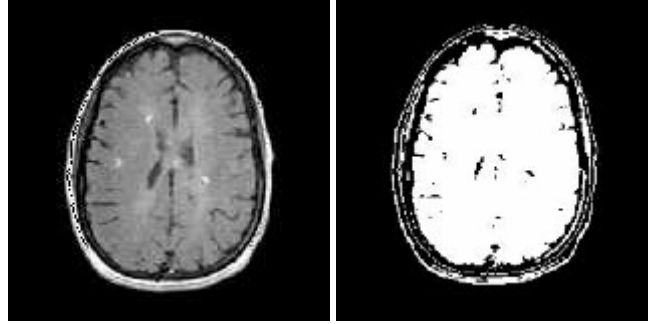
Şekil 5.3 Watershed algoritması ile görüntü bölütleme

### 5.4. Eşikleme

Eşikleme, bir görüntüdeki nesneyi arka plandan ayırmak için kullanılan en basit ve en sık kullanılan tekniklerden biridir[13,14]. Eşikleme tekniği iki kategoriye ayrılabilir: genel eşikleme ve yerel (uyarlamalı) eşikleme. Genel eşiklemede görüntüdeki nesneyi arka plandan ayırmak için sabit bir eşik değeri seçilir (bu değer  $T$  ile gösterilir). Birçok uygulamada işe

yaraması göz önüne alındığında genel eşikleme kullanım kolaylığı nedeniyle çok caziptir. Ancak engebeli bir şekilde veya belli bir açıyla aydınlatılan görüntülerde yerel eşikleme gerekli olabilir[15].

Eşikleme işlemi aracılığıyla sahnenin doğasına bağlı olarak görüntü iki ya da daha fazla gri seviye grubuna ayrılabilir. İkili eşiklemede görüntünün iki gruba ayrılması Şekil 4.5'te gösterilmiştir ( $T = 130$ ).

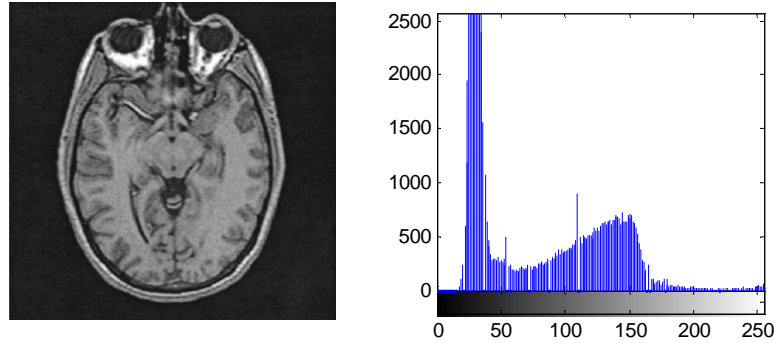


Şekil 5.4 İkili eşikleme ile görüntünün iki gruba ayrılması ( $T=130$ )

Eşikleme işlemi genelde görüntünün birden fazla özelliğini kullanarak bölütlemeyi gerçekleştiren yöntemlere göre daha hızlı sonuç vermekte ve pek çok zaman hedef tanıma, karakter tanıma, endüstriyel ortamlarda ürün kalite kontrolü gibi uygulamalarda kullanılmakla birlikte, gerçek zamanlı çalışmayı gerektiren bölütleme uygulamalarının çoğunda da kullanıma uygundur. Özellikle biyomedikal görüntülerin pek çoğunda parlaklık, bölütleme açısından ayırt edici bir özellik olması nedeniyle eşikleme işleminin kullanılabilmesi bir uygulama alanı olmaktadır. Ancak eşikleme işlemi beklendiği gibi her sahne için iyi bölütleme neticesi vermeyebilir. Bununla birlikte eşikleme işleminin bölütleme açısından yeterli olduğu pek çok uygulama alanı da bulunmaktadır[16].

Piksel tabanlı bir yöntem olan eşikleme için ilk aşamada eşik değerinin belirlenmesi gerekmektedir. Görüntüler arasındaki farklılıklardan dolayı her görüntü için eşik değeri de farklıdır. Bu değer bulunması için kullanılan mevcut yöntemlerin çoğu görüntüdeki piksel-yoğunluk ilişkisini veren yoğunluk histogramından (Şekil 5.5) faydalanarak eşik değerine ulaşır[15]. Eşikleme işleminin başarımı daha sonraki görüntü işleme yöntemlerinin başarımını doğrudan etkilediğinden eşik değerlerinin otomatik olarak ve sahnedeki bilgiyi mümkün olduğunca ortaya çıkaracak şekilde belirlenmesi büyük öneme sahiptir. Bu amaçla otomatik olarak eşik değerini belirleyen çok sayıda yöntem önerilmiştir. Eşikleme işlemini histogramdaki vadilere eşikler yerleştirerek gerçekleştiren yöntemler olduğu gibi histogramın vadi içermemesi durumunda da sonuç verebilen entropiye, histogramın frekans boyutundaki gösterimini kullanan, histogramın kümelenmesine (clustering) dayalı, yerel uyarılama kullanan, bulanık

mantık yardımıyla eşikleme yapan ya da görüntünün iki boyutlu entropisini göz önüne alan yöntemler de mevcuttur[16].



Şekil 5.5 Görüntü histogramı

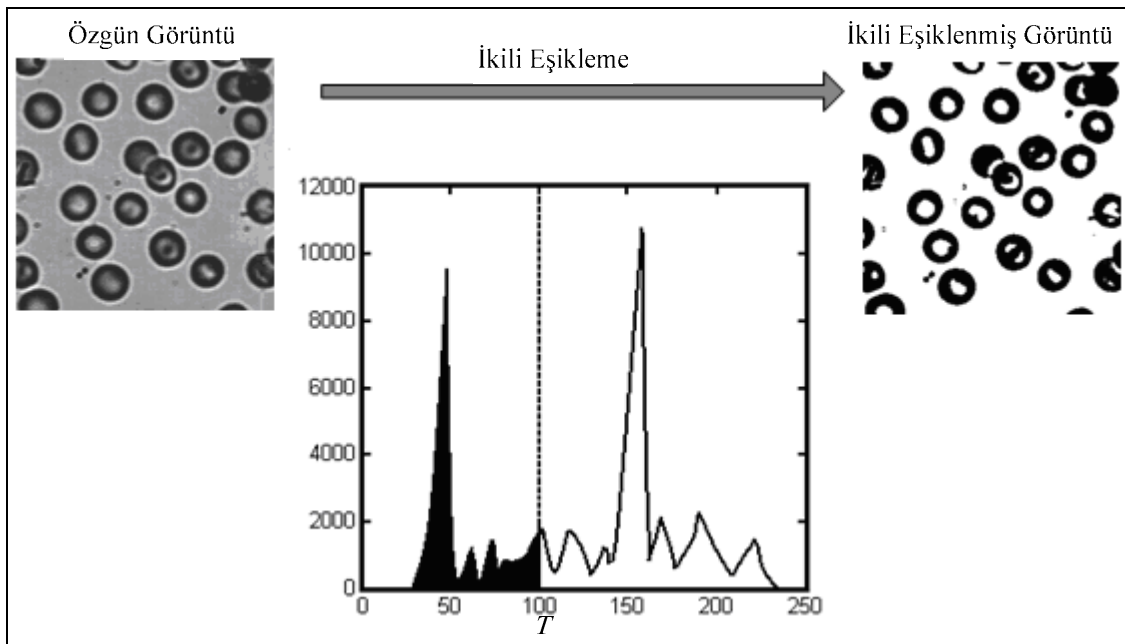
Eşikleme yöntemleri bir bakış açısı ile görüntünün tümünü göz önüne alarak eşik değerini belirleyen bütünsel eşikleme yöntemleri ve görüntünün sınırlı bir bölgesini göz önüne alarak eşik değerini belirleyen yerel uyarlamalı eşikleme yöntemleri olmak üzere iki ana grupta incelenebilir. Bütünsel ikili eşikleme yöntemlerinde bütün görüntü için tek bir eşik değeri bulunmakta ve bu tek eşik değeri kullanılarak görüntü, nesne ve arka plan olarak iki sınıfa ayrılmaktadır.

Histogramdan faydalanılarak görüntüdeki piksel yoğunlukları ile aynı yoğunluktaki piksellerin sayısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Eğer görüntünün histogramı çift doruklu ise bütünsel bir ikili eşikleme yöntemi kullanılarak nesne arka plandan ayırt edilebilir. Ancak histogramdan ortaya çıkarılacak eşik değerinin hesaplanması, yöntemlere ağır bir yük getirmektedir. Mevcut eşikleme yöntemlerinde Şekil 1'deki görüntü için eşik değeri, 50 ile 70 arasında bir değer olarak belirlenir. Çünkü histogramda oluşan iki tepe arasında kalan bölgenin, görüntüdeki nesne veya nesnelerin sınırlarındaki piksellerin yoğunluklarını gösterdiği varsayılmaktadır [15]. Eşik değerinin belirlenmesinden sonra bu değerden büyük veya küçük olan değerlere sahip piksellerin yoğunlukları değiştirilerek yeni görüntü oluşturulur. Ancak nesne ve arka plan piksellerin dağılımları üst üste binmeye başladıkça vadinin kaybolması ile vadi bulmaya dayalı bütünsel eşikleme yöntemlerinin etkinliği azalır. Bu durumda vadiye yerleştirilen eşik bölütleme açısından her zaman iyi netice vermesi beklenmez. Bütünsel eşikleme yöntemleri bazı görüntülerde işe yarar sonuçlar verse de bu yöntemlerin en belirgin eksikliği sadece tüm görüntüdeki piksellerin gri seviye değerlerini göz önüne alıyor olmalarıdır. Diğer bir deyişle bütünsel yöntemler bir görüntünün özelliklerinin bölgeden bölgeye değişebileceğini, dolayısıyla görüntünün her bir bölgesinde farklı bir eşik değerini kullanma gereksinimini ve piksellerin yerleşimi ve aralarındaki yerel ilişkileri hesaba katmazlar. Böylece

sonraki aşamalarda birtakım hatalarla karşılaşmak mümkün hale gelebilmektedir. Bu uygulamalar için piksellerin gri seviye değerlerinin tüm görüntüdeki dağılımlarının yani sıra yerel özelliklerini de göz önüne alan uygulamaya özgü yerel uyarlamalı eşikleme yöntemleri kullanılır.

#### 5.4.1. İkili Eşikleme

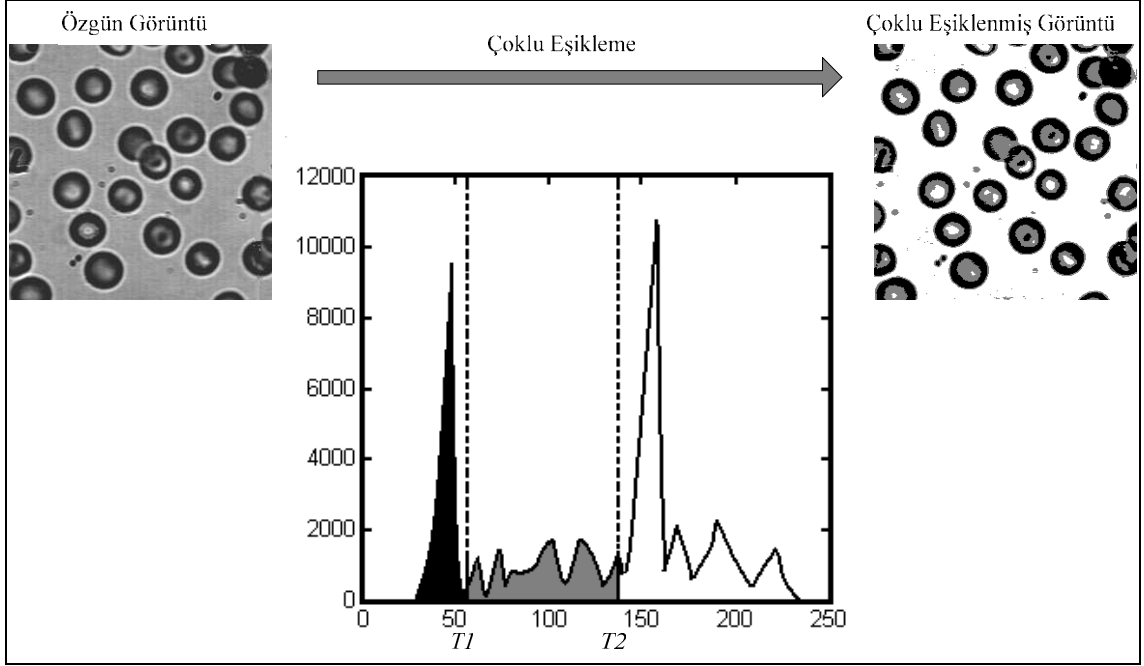
İkili eşikleme işlemi, verilen görüntünün iki gri seviye grubuna ayrılmasıdır. Bu iki ayrı gri seviye grubundan biri görüntüdeki nesneyi gösterirken diğeri arka planı gösterir. Doğal olarak ikili eşikleme işlemi sadece gri seviye görüntülere uygulanabilir. İkili eşikleme yönteminde eşik değeri, histogramın şekline dayalı [17,18] olarak seçilebildiği gibi kümeleme algoritmalarına dayalı [19,20], histogramın entropisine dayalı [21], nesne özelliklerine dayalı [22,23], görüntüdeki uzamsal bilgiye dayalı [24,25] veya yerel uyarlamaya dayalı [26,27] olarak da seçilebilir.



Şekil 5.6 İkili eşikleme ( $T = 100$ )

#### 5.4.2. Çoklu Eşikleme

İkili eşiklemede görüntü iki ayrı piksel grubuna ayrılarak her grup belirlenen iki gri seviye renkten birini alırken çoklu eşikleme, görüntüdeki pikselleri ikiden fazla gri seviye grubuna ayrılarak yine ikiden fazla gri seviye ile renklendirilmesidir. Çoklu eşikleme işlemi yardımıyla görüntü belirli sayıda gri seviye ile gösterilir hale gelmektedir. Ancak buradaki sıkıntı da ikili eşiklemede karşılaşılan eşik değerinin seçimi probleminin iki katına çıkmasıdır.



Şekil 5.7 Çoklu eşikleme ( $T_1 = 60$ ,  $T_2 = 140$ )

Şekil 5.7’de gösterilen çoklu eşiklemede renk değeri;  $T_1$  eşik değerinden küçük olan piksellere “0”,  $T_1$  ile  $T_2$  eşik değeri arasında olan piksellere “128”,  $T_2$  eşik değerinden büyük olan piksellere ise “255” değeri atanmıştır.

## 6. ÖNERİLEN YAKLAŞIMLAR

Bu bölümde görüntü işleme ve bölütlemeye yardımcı olabileceği düşünülen iki yeni yaklaşım geliştirilmiştir.

### 6.1. Önerilen Eşikleme Yaklaşımı

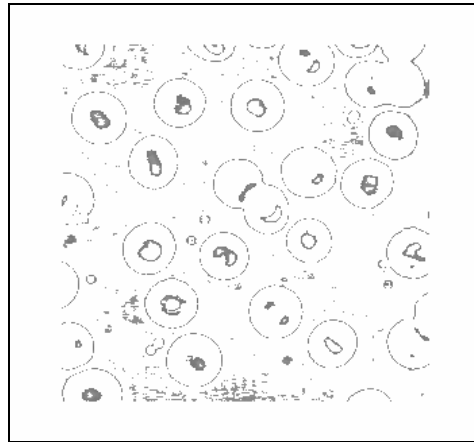
Önerilen eşikleme yaklaşımında, eşikleme işleminin ilk aşaması olarak eşik değerinin belirlenmesi işlemi, bu çalışma ile ortaya atılan yoğunluk değerlerinin aritmetik ortalamasının alınması ile bulunabildiği gibi önceden belirlenmiş bir diğer yöntem de kullanılabilir.

#### 6.1.1. Eşik Değeri Olarak Aritmetik Ortalama

Bu çalışmada önerilen yaklaşımda eşik değerinin bulunması için histogramdan faydalanmak yerine eşik değeri olarak görüntüdeki piksellerin yoğunluk değerlerinin aritmetik ortalamasının seçilmesinin daha hızlı ve pratik olduğu öne sürülmektedir.

$$E = \frac{G(i, j)}{i \cdot j} \quad (6.1)$$

Bu eşitlikte  $G$ , görüntüdeki piksellerin yoğunluğunu barındıran matris,  $E$  ise eşik değeri olarak kabul edilen ortalama değeri göstermektedir. Bu yaklaşımın doğruluğunu desteklemek amacıyla Şekil 6.1'de eşik değeri önerilen yöntemle bulunan bir görüntü için yoğunluk değeri  $E$  eşik değerine 15 birim yakın olan pikseller gösterilmiş, diğer pikseller beyaza boyanmıştır.

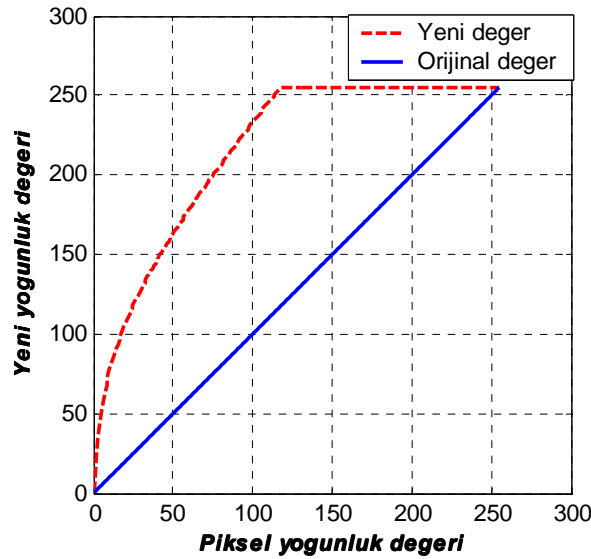


Şekil 6.1 Yoğunluğu  $E$  eşik değerine 15 birim yakın olan pikseller

Şekil 6.1’de görüldüğü gibi önerilen yöntemde kullanılan eşik değerinin bulunması işlemi, örnek görüntü üzerindeki nesnelerin sınır noktalarını yakın bir şekilde bulmuştur. Bahsedilen 15 birim yakınlık, eşik değeri olarak aritmetik ortalamanın seçilmesinin görüntüdeki sınır değerlerine karşılık geldiğinin görülmesi amacıyla seçilmiş olup yöntemin işleyişiyle ilgisi bulunmamaktadır.

### 6.1.2. Yeni Değer Üretim Fonksiyonları

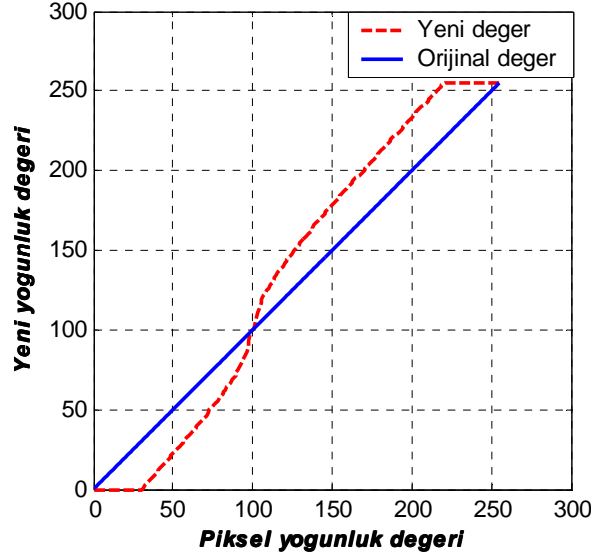
Bu çalışmada öne sürülen yeni değer üretim fonksiyonları ile hedef piksellerin yoğunluk değerlerinin yeniden hesaplanması amaçlanmaktadır. Yeni değer üretim fonksiyonları, eşik değeri belirlendikten sonra sadece bu değerden daha yoğun piksellere uygulanabileceği gibi yoğunluğu eşik değerinden küçük olan piksellere de ters şekilde uygulanabilir. Şekil 6.2’de sıfır noktasına yakın bölgelerde daha yüksek sapma gösterip diğer noktalardaki sapma değeri giderek azalan bir yeni değer üretim fonksiyonu verilmiştir (logaritmik artış fonksiyonu).



Şekil 6.2  $k = 20$  için logaritmik artış fonksiyonu

Şekil 6.2’te görülen logaritmik artış fonksiyonunda yatay eksen pikselin asıl yoğunluk değerini gösterirken dikey eksen aynı pikselin alacağı yeni yoğunluk değerini gösterir. Bu fonksiyonun görüntüye uygulanışı fonksiyonun gösterildiği şekilde değil, sıfır noktasının hesaplanan eşik değerine eklenmesiyle yapılır. Her görüntü için bulunacak eşik değerinin farklılaşmasından dolayı fonksiyon gösteriminde eşik değeri sıfır varsayılmaktadır.  $T$ , herhangi bir görüntü için eşik değeri olarak varsayıldığında  $T = 100$  ve  $k = 5$  için logaritmik artış fonksiyonu Şekil 6.3’teki gibi gösterilebilir. Dikkat edilirse Şekil 6.2’de verilen logaritmik artış

fonksiyonu sadece sınır değerin üstüne etki ederken Şekil 6.3'te verilen grafikte yoğunluğu sınır değerinin altında kalan pikseller de yeni değerler almaktadır. Ayrıca  $k$  değerinin etkisi de Şekil 6.3'te rahatlıkla gözlemlenebilmektedir.



Şekil 6.3  $T = 100$  ve  $k = 5$  için logaritmik artış fonksiyonu

Görüntüde bölütlemenin sınır noktalarının belirlenmesi veya belirginleştirilmesi olduğu düşünöldüğünde ortaya iki yaklaşım çıkmaktadır. Bunlardan ilki sınır noktalarına diğer noktalardan farklı bir yoğunluk değeri atayarak bu noktaların görüntüde daha belirginleşmesini sağlamak, diğeri de sınır noktaları haricinde kalan noktalara sınır noktalarındaki yoğunluk değerinden daha uzak değerler atamaktır. İşte bu yaklaşımlardan yola çıkılarak sınır noktalarındaki yoğunluk değerlerine yakın değerlerin uzaktakilere yakın değerler alabilmesini sağlanarak hem görüntüdeki sınırların belirlenmesi hem de diğer noktaların yoğunluk değerlerinin az bir kayıpla gösterilmesi amaçlanmaktadır. Bu amaçla ortaya atılan yeni değer üretim fonksiyonları ile görüntüdeki piksellerin yoğunluk değerleri yeniden hesaplanarak görüntünün bölütlenmesine yardımcı olunmaya çalışılmıştır.

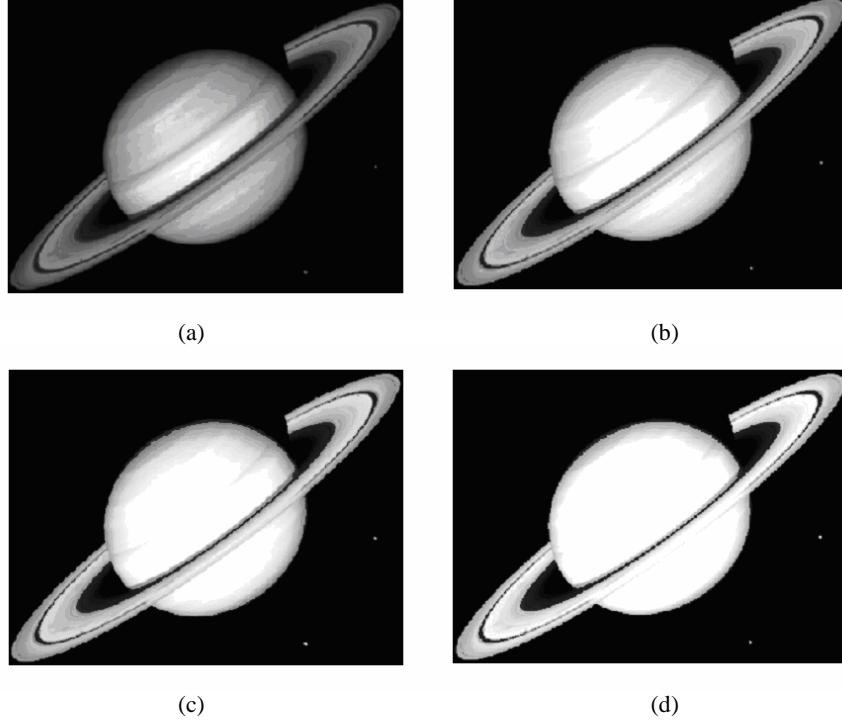
Yeni değer üretim fonksiyonlarının etki edecekleri görüntü parçaları (yoğunlukları eşikten büyük ve eşikten küçük noktalar) açısından farklı şekillerde uygulanabilir. Şekil 6.3'teki logaritmik artış fonksiyonu hem yoğunluğu eşik değerinden büyük hem de eşik değerinden küçük piksellere uygulanmak üzere üretilmiştir.

Şekil 6.2'teki fonksiyonun hesaplanması eşitlik 6.2'de gösterilmiştir. Sıfır noktasına yaklaştıkça eğim yükseldiğinden sıfıra yakın olan noktaların yoğunluk değeri diğerlerine oranla daha çok değişim göstermektedir. Böylece bu fonksiyonun görüntüye uygulanması ile görüntüdeki sınır noktalarının diğer noktalara göre daha fazla değişim gösterir.



$$f(x) = k(\log_2 x) + x \quad (6.2)$$

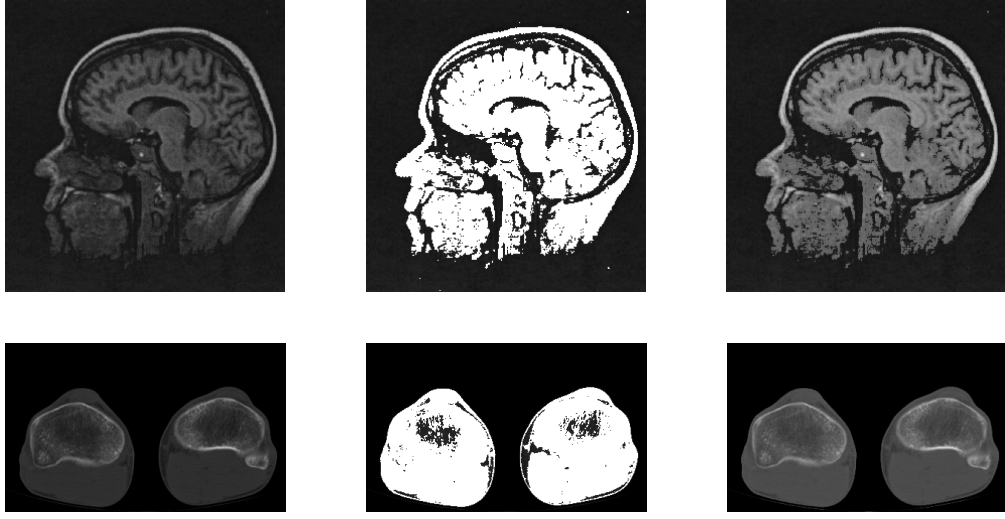
Şekil 6.2’de gösterilen fonksiyon kullanılarak değişik  $k$  değerleri için elde edilen fonksiyonun; yoğunluğu sadece eşik değeri üstündeki piksellere uygulanmış hali değişik  $k$  değerleri ile birlikte Şekil 6.4’te gösterilmiştir.



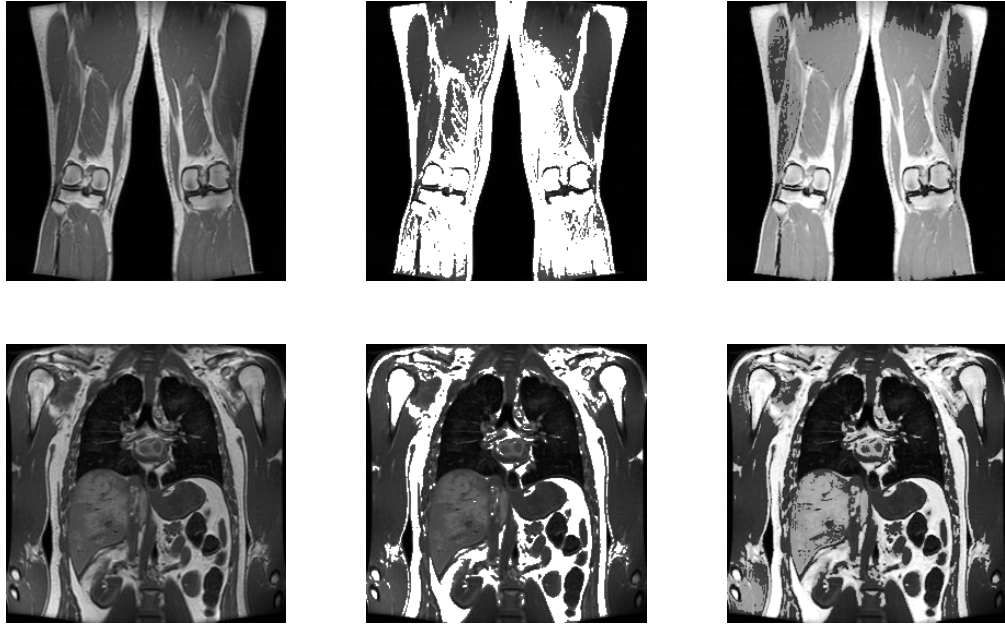
**Şekil 6.4** Logaritmik artış fonksiyonunun uygulanması. (a)asıl görüntü, (b)-(d) logaritmik artış uygulanan görüntüler (sırasıyla  $k = 1$ ,  $k = 5$  ve  $k = 10$ )

### 6.1.3. Deneysel Sonuçlar

Bu bölümde histogram kullanılarak elde edilen eşik değerinden yola çıkılarak uygulanan yerel eşikleme yöntemi ile önerilen yöntemin uygulanması sonucu elde görüntüleri karşılaştırılmıştır. Dikkat edilirse elde edilen görüntüler klasik ikili veya çoklu eşikleme sonuçlarından farklı olarak sadece birkaç renk tonu barındırmamakta, sadece renk tonlarını sınır noktalardan uzaklaştırarak sınırları daha da belirginleştirmektedir. Bu açıdan önerilen yöntem eşikleme yaklaşımını kullanıyor olmasına rağmen eşikleme yöntemlerinden farklılaşarak bir görüntü iyileştirme yöntemi olarak da düşünülebilir.



**Şekil 6.5** Birinci satırda insan kafatası, ikinci satırda ise insan dizinde bulunan anterior tibial osteotomy. Her satırda soldan sağa önce asıl görüntü, ardından histogram yoluyla eşiklenmiş görüntü ve son olarak da önerilen yöntem ile eşiklenmiş görüntü ( $k = 1$ )



**Şekil 6.6** Birinci satırda insan bacakları, ikinci satırda ise insan göğüs ve kollarını gösteren MR görüntüleri. Her satırda soldan sağa önce asıl görüntü; ardından histogram yoluyla eşiklenmiş görüntü ve son olarak da önerilen yöntem ile eşiklenmiş görüntü ( $k = 1$ )

## 6.2. Önerilen Bölütleme Yaklaşımı

Bu çalışmada, kullanıcı etkileşimli ile nesneyi işaret eden bir nokta belirlenmesi ve bu noktadan uzaklaşarak sınırların tespitini yapan yeni bir yöntem sunulmuştur. Örnek görüntü olarak alınan laparoskopik CT görüntüsü üzerinde uygulama yapılmış ve sonuçlar gösterilmiştir. Önerilen yöntem, nesnenin bulunduğu bölgedeki noktaların tamamını incelemediğinden dolayı diğer yöntemlerden ayrılır. Yöntemin etkinliği, yöntemde kullanılan doğru sayısının artırılması ile artırılabilir.

Nesneler hakkında genel bilgi eksikliği nedeniyle, tam otomatik bölütleme hedef sınırları belirlemede sıklıkla başarısız olur. Eğer görüntü, gürültü içeriyorsa veya karmaşık şekillere sahip birçok nesne içeriyorsa otomatik olarak sınırları belirlemek daha da zorlaşır. Ayrıca biyomedikal görüntülerde olduğu gibi birçok uygulamada, görüntüdeki bir nesne ile ilgilenilir. Bu gibi durumlarda, kullanıcı etkileşimli yarı otomatik görüntü bölütleme teknikleri önerilmiştir [28, 29].

Etkileşimli bölütleme tekniklerinde, kullanıcı benzer özellikler taşıyan bölge içerisinde bir nokta seçer, daha sonra bu noktadan uzaklaşarak sınır kriterini sağlayan noktalar otomatik olarak belirlenir [30, 31, 32]. Ancak mevcut yöntemler seçilen noktadan yola çıkarak giderek büyüyün bir alanı göz önüne alarak görüntüyü bölütlemeye çalışır. Önerilen yöntemde ise sadece başlangıç noktasından dışarıya doğru çizilen doğrular üzerindeki noktalar dikkate alınır. Bu da çizilen doğru üzerinde nesneye ait tek bir sınır belirlenebilmesinden dolayı bölütlenecek nesnedir dışbükey olmasını gerektirir.

### 6.2.1. Görüntünün Bölütleme için İşlenmesi

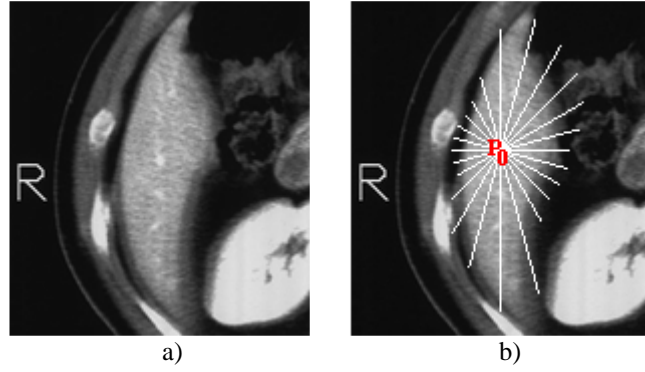
Yöntemde; kullanıcıdan, bölütlenmesini istediği nesne üzerindeki bir referans noktasının girilmesi istenir. Yöntem, bu referans noktasından dışarıya doğru  $L$  uzunluğunda  $\alpha$  açılarla  $k$  adet doğru çizer. Doğru çizimi,  $\alpha$  artımlar ile yapılarak tam bir çember taraması ile yapılır.

Her bir doğruyu belirleyen piksel kümesi, Bresenham doğru çizme algoritması yardımıyla elde edilir [33]. Doğru için pikselleri belirleyen bu algoritma, iki noktanın koordinatlarını gerektirir. Başlangıç noktası haricindeki değeri herhangi bir ikinci noktanın koordinatları şöyle hesaplanır;

$$x_{p_i} = x_{p_0} + L \cdot \cos(\alpha \cdot i) \quad (6.3)$$

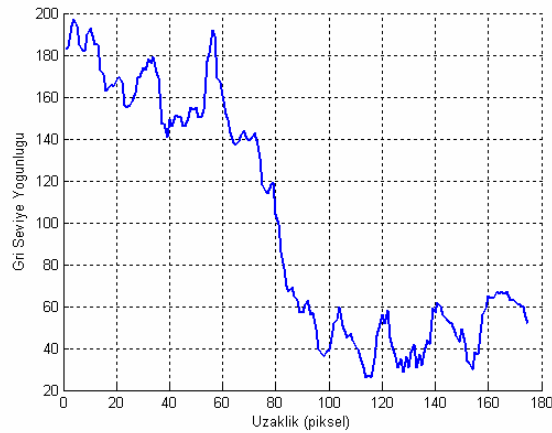
$$y_{p_i} = y_{p_0} + L \cdot \sin(\alpha \cdot i) \quad (6.4)$$

Burada  $(x_{po}, y_{po})$ ,  $p_o$  başlangıç noktasının koordinatlarını,  $L$  dışarıya doğru çizilen doğrunun uzunluğunu,  $\alpha = 360/k$  açısal artırım miktarını belirtir. Alfa değerinin sabit olmasına karşın  $L$  değeri kullanıcı tarafından önceden belirlenmelidir. Bu değer ya başlangıç noktası ile çizilen doğrunun görüntünün sınırına ulaşması için sahip olması gereken uzunluğa eşit olmalı ya da doğrunun en azından bölütlenmesi istenen şeklin dışına çıkmasına yetmelidir. Şekil 6.7’de bilgisayarlı tomografi cihazından alınan bir karaciğer görüntüsü ve çizilen doğrular gösterilmiştir.



Şekil 6.7 Karaciğer görüntüsü, a) asıl görüntü b) bölütleme için doğrular çizilmiş görüntü

Yıldız şeklinde çizilen bu doğrular sonucunda,  $k$  adet  $L$  uzunluğunda veriler elde edilir. Bu veriler, başlangıç noktası ile nesne dışındaki noktalar arasındaki gri seviye yoğunluk grafiğini oluştururlar. Şekil 6.8’de,  $i = 1$  ve  $\alpha = 15^\circ$  için yapılan çizim sonucunda elde edilen yoğunluk grafiği verilmiştir. Bu yoğunluk grafiğinde yüksek değerler açık gri tonları, düşük değerler ise siyaha yakın gri değerlerini ifade eder. Yüksek değerden alçak değere geçiş nesne bölgesinden ayrılışa işaret eder.



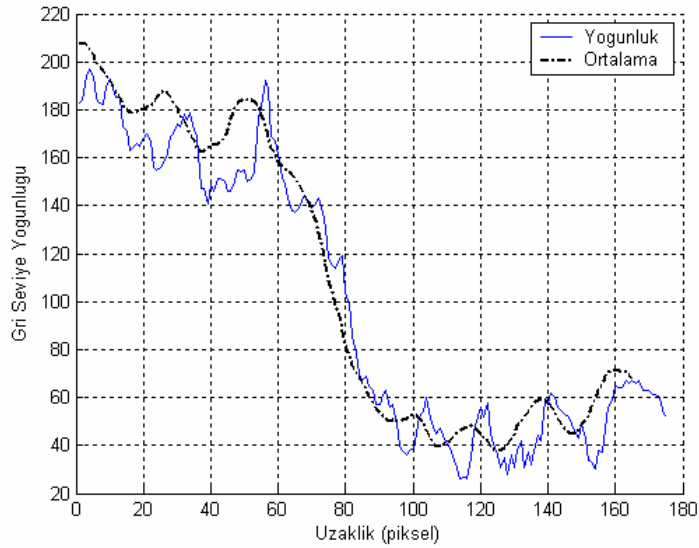
Şekil 6.8  $i = 1$  ve  $\alpha = 15^\circ$  için yoğunluk grafiği

Nesne sınırları, grafikte düşüşün veya yükselişin yaşandığı eğimli bölgeler içerisinde. Bundan yola çıkılarak bu geçiş noktalarının tespit edilmesi ile nesne sınırları belirlenebilir. Ancak görüntülerde birçok eğim bölgesinin olması, sınırları barındıran eğim bölgelerinin tespitini zorlaştırdığı için nesne sınırlarının barındırmayan eğim bölgeleri elenmelidir.

Elenecek bu bölgeler, nesne üzerindeki küçük değişimler olduğu için bu küçük çukur ve tümsekler yoğunluk değerlerinin ortalama değerlere yaklaştırılması ve yumuşatılması ile belirlenebilir. Geliştirilen yöntem, ilk adımda yoğunluk değerlerinin her noktasını, sonraki on noktanın yoğunluk değerlerinin aritmetik ortalaması olarak belirleyip yeni bir değişim eğrisi oluşturarak ortalama değerleri bulur.  $H_{2j}$ , ilk çizilen doğru üzerindeki yoğunluk değerleri olmak üzere ortalama yoğunluk değerleri eşitlik 6.5 ile elde edilebilir:

$$H_{2j} = \left( \sum_{i=j}^{j+a} H_{1i} \right) / a \quad (6.5)$$

Burada  $\alpha$ , ileriye yönelik ortalaması alınacak nokta sayısını ifade eder. Şekil 6.9'te  $L$  doğrusu boyunca elde edilen yoğunluk değişimi ve  $\alpha = 10$  için elde edilen ortalama değişim grafikleri verilmiştir.  $\alpha$  değeri yoğunluk grafiğindeki ani sapmaları yumuşatmaya yetecek şekilde seçilmelidir



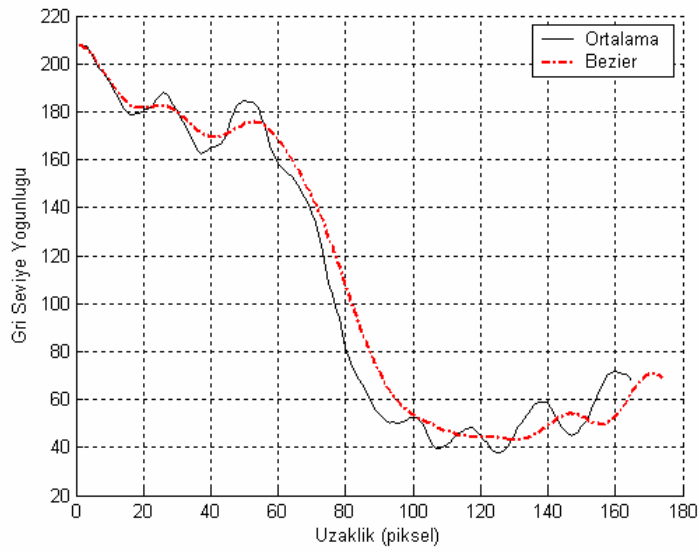
**Şekil 6.9** Yoğunluk ve ortalama değeri

Bir sonraki adımda ortalama değerlerden faydalanarak Bezier eğrisi çizilir. Bezier eğrisinin çiziminde aşağıdaki fonksiyon kullanılır[32];

$$B(u) = \sum_0^n H_2 j \cdot \binom{n!}{j!(n-j)!} u^j \cdot (1-u)^{n-j} \quad (6.6)$$

Bu eşitlik, Bezier eğrisinin genel eşitliğinde kontrol noktaları olarak  $H_2 j$  değerlerinin seçilmesi ile elde edilmiştir. Şekil 6.10'da ortalama değişim ve Bezier eğrisi beraber sunulmuştur.

Böylece yoğunluk değerlerinin önce ortalama değerleri bulunmuş sonra da Bezier eğrileri elde edilerek yumuşatılmış değişimler belirlenmiş olur. Bu işlemde Bezier eğrinin kullanılmasının nedeni, hızlı değişimleri ihmal eden yaklaşım eğrisi elde etmektir.

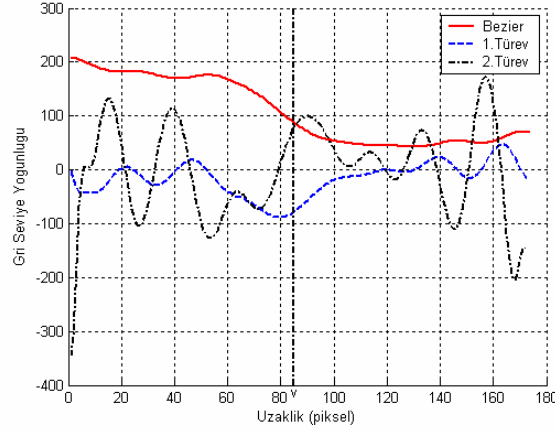


Şekil 6.10 Ortalama değerler ve Bezier eğrisi

Bu aşamalar sonunda elde edilen yeni değerler üzerinde sınırların belirlenmesi için gerekli işlemler uygulanır.

### 6.2.2. Sınırların Belirlenmesi

Bu aşamada sınırların belirlenmesi için en yüksek eğimli noktalar bulunmalıdır. Kullanıcının dışarıdan gireceği nokta nesne üzerindeki bir nokta olduğuna göre eğimin ani değişim gösterdiği bölgeler aranmalıdır. Bu eğim bölgelerinin bulunması için Bezier eğrisinin türev değerlerinden faydalanılır. Şekil 6.11'de  $i = 2$  ve  $\alpha = 15^\circ$  için çizilen bir doğru için elde edilen Bezier eğrisinin türevi ve bu türevin oluşturduğu grafiğin en yüksek eğimli  $v$  noktası görülmektedir.



**Şekil 6.11** Türevler ve  $v$  sınır noktası

Türev değerleri aşağıda gösterildiği şekilde hesaplanır;

$$B'(u) = B(u) - B(u - \frac{1}{L}) \quad (6.7)$$

$$B''(u) = B'(u) - B'(u - \frac{1}{L}) \quad (6.8)$$

Burada  $u = \frac{0}{L}, \frac{1}{L}, \frac{2}{L}, \dots, \frac{L-1}{L}$  olmak üzere doğrunun üzerindeki sıralı noktaları gösterir.

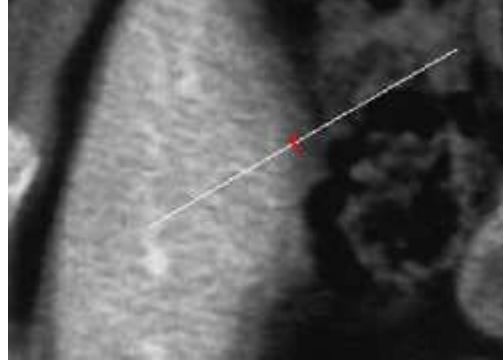
$B'(u)$  ve  $B''(u)$  ise sırasıyla eğrinin birinci ve ikinci türevleridir.  $v$  sınır noktası ise birinci türevin en düşük olduğu nokta ile ikinci türevin en yüksek olduğu değerlerin aritmetik ortalaması olup aşağıdaki eşitlik 15,16 ve 17'de gösterilen şekilde hesaplanır;

$$v = \left\lfloor \frac{v_1 + v_2}{2} \right\rfloor \quad (6.9)$$

$$v_1 = \left\{ \forall j_1 \mid B'(j_1/L) = 0 \right\} \quad (6.10)$$

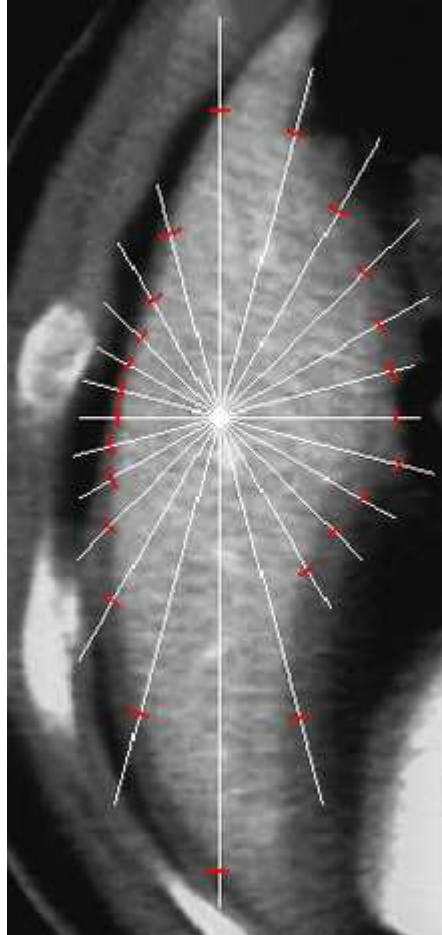
$$v_2 = \left\{ \forall j_2 \mid B''(j_2/L) = 0 \wedge j_2 > j_1 \right\} \quad (6.11)$$

Sınır noktası olarak kabul edilen  $v$  noktasının bulunması ile referans noktası ile sınır noktası arasındaki uzaklık bulunmuş olur. Böylece belli bir  $i$  ve  $\alpha$  değeri için çizilen doğrunun görüntü üzerinden geçen sınırı bulunmuş olur. Bu işlemin her bir  $i$  değeri için hesaplanması ile tüm doğrular için sınır noktası hesaplanmış olur. Şekil 6.11'de, bulunan  $v$  değeri görüntü üzerinde işaret edilmiştir. Bütün  $i$  değerleri için aynı işlem tekrarlanarak, görüntünün  $\alpha$  açılımlarla sınırları bulunabilir. Şekil 6.12'de örnek karaciğer görüntüsü için  $a = 24$  alınarak  $\alpha = 15$  için çizilen doğrular ve bu doğrular üzerinde belirlenen sınır değerleri gösterilmiştir.



Şekil 6.12 Hesaplanan  $v$  değerinin görüntü üzerindeki yeri

### 6.2.3. Sonuç



Şekil 6.13 Tüm doğrular için bulunan sınırlar



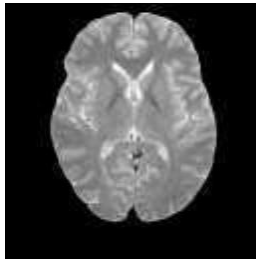
Şekil 6.13'te, Şekil 6.12'de tek bir doğru uygulanan sınır bulma işleminin tüm doğrulara uygulanması sonucu gösterilmiştir. Elde edilen sınır değerleri birleştirilerek istenen nesne sınırları yaklaşık olarak bulunmuş olur.

## 7. ÖRNEK UYGULAMALAR

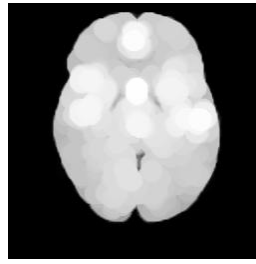
Bu bölümde sayısal görüntü işleme tekniklerinin bazı uygulamalarına yer verilmiştir. Örneklerden de görüleceği gibi görüntüye birçok ayrı işlem arka arkaya uygulanarak sonuçlar elde edilmiştir. Uygulanan tekniklerin genel bir sıralaması yoktur. Çünkü görüntülerdeki farklılaşmalardan dolayı herhangi bir görüntü işleme bir yaklaşımının tüm görüntülerde aynı sonucu vermesi olanaklı değildir. Bu durum, kullanıcının veya görüntü işleme sistemi ile etkileşimde bulunan operatörün deneyimi ile çözülebilmektedir. MATLAB kullanılarak yapılan örneklerde asıl görüntüye uygulanan işlemler ve sonuçları sırayla verilmiştir.

### 7.1. Lateral Ventricle Tespiti

Bu örnekte insan kafatasından alınan bir CT görüntüsünde beyin ortasında görülen kelebek şeklindeki lateral ventricle'in tespiti yapılmaya çalışılmıştır.



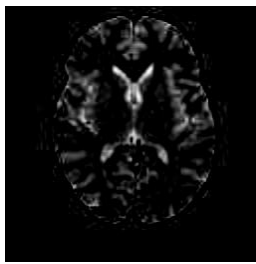
(a) asıl görüntü



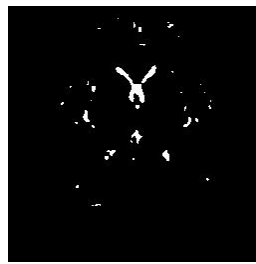
(b) açma işlemi uygulanmış



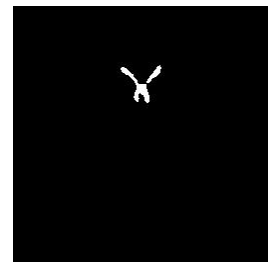
(c) aşınma işlemi uygulanmış



(d) çıkarma işlemi uygulanmış(a-c)



(e) eşikleme uygulanmış( $T = 86$ )

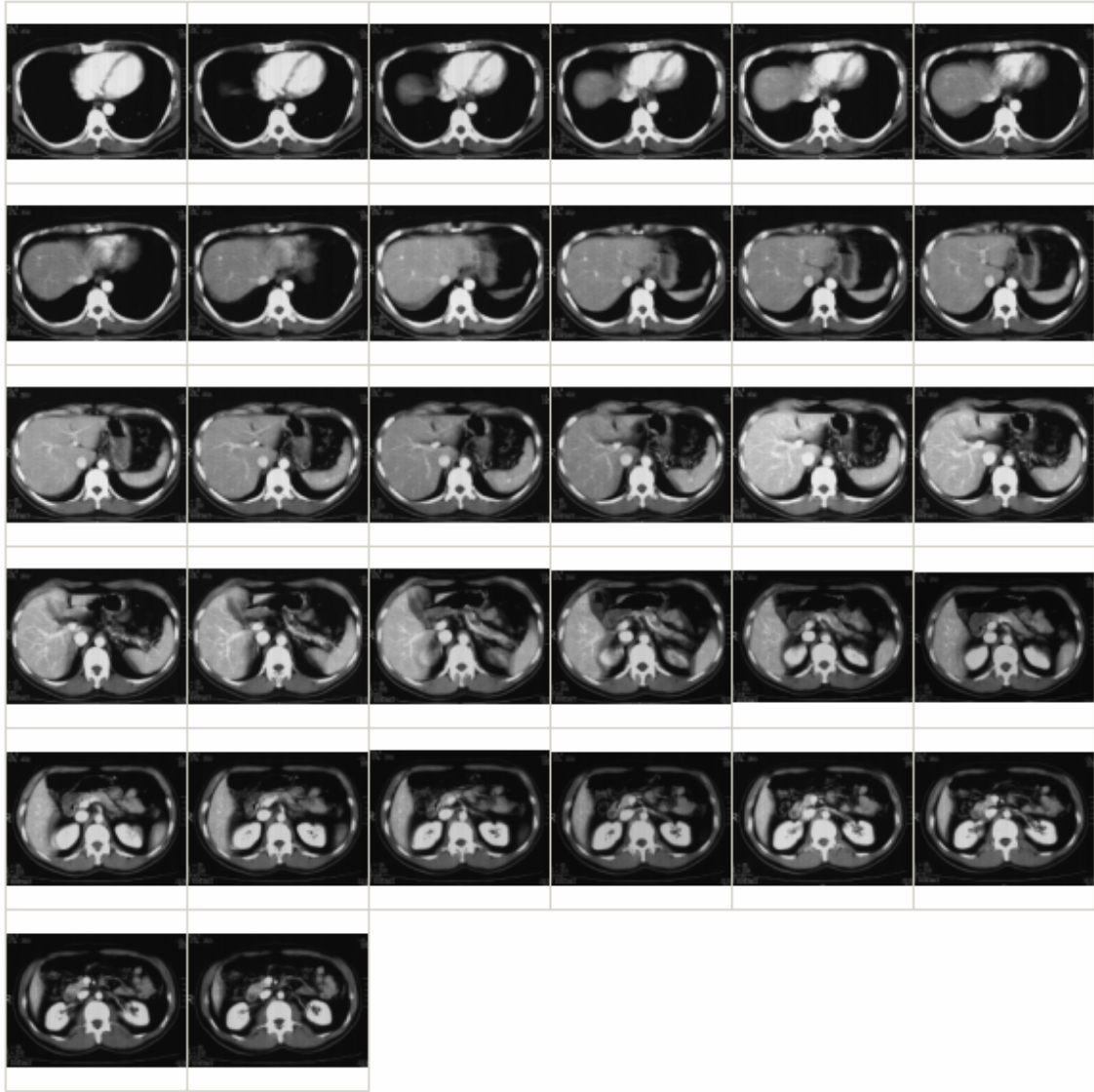


(f) alanı en büyük olan parça seçilmiş.

**Şekil 7.1** Lateral ventricle tespitinde için uygulanan aşamalar

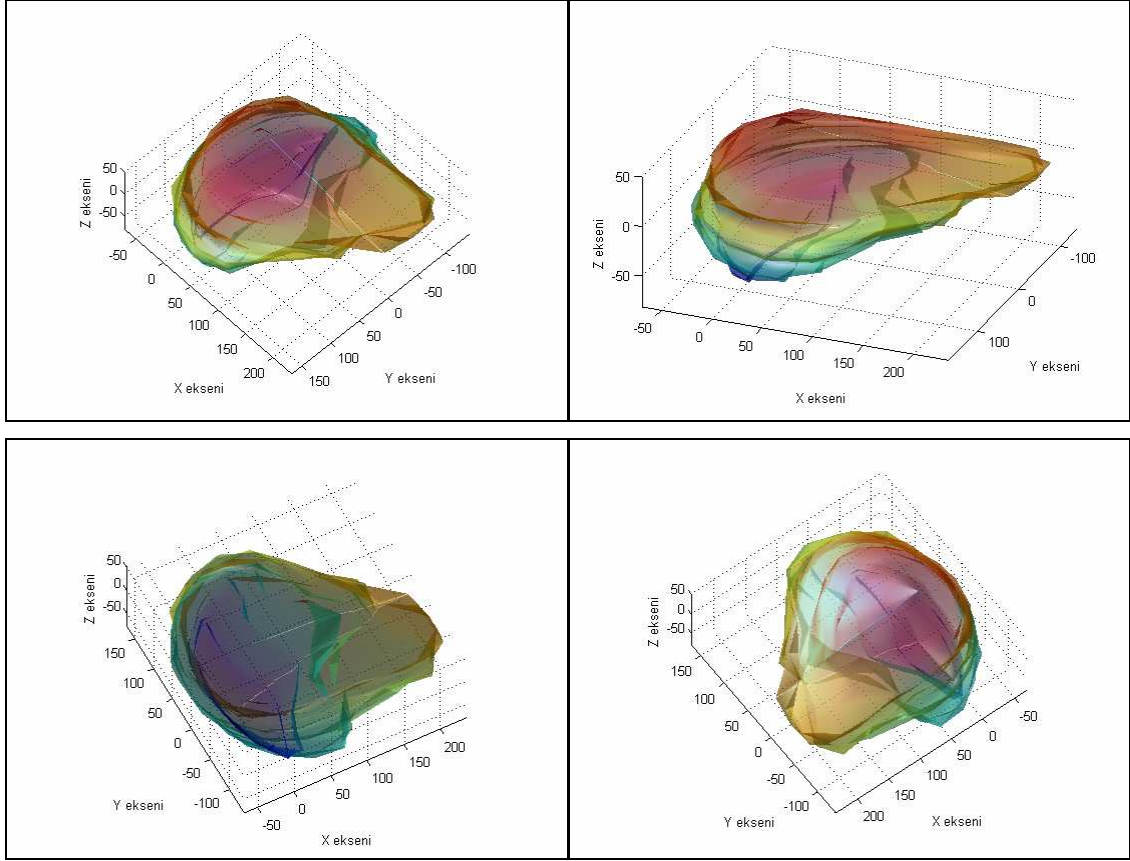
## 7.2. Laparoskopik Kesitlerden Karaciğerin Bölütlenerek 3 Boyutlu Gösterilmesi

Bu örnekte sağlıklı bir bireyden 5mm aralıklarla alınan laparoskopik görüntü kesitlerinden karaciğer bulunarak sınırları çizilmiş, sonra da bu sınırlardan yola çıkılarak karaciğerin 3 boyutlu bir görüntüsü elde edilmiştir. Şekil 7.2’de sağlıklı bir bireyden alınan kesit görüntüleri verilmiştir. Bu kesitlerden bölütleme yöntemiyle elde edilen karaciğer sınırlarının birleştirilmesi ile Şekil 7.3’te değişik açılardan görülen 3 boyutlu görüntü oluşturulmuştur.



Şekil 7.2 Sağlıklı bir bireyden alınan aksel görüntü kesitleri (Fırat Üniversitesi Radyoloji Ana Bilim Dalı’ndan alınmıştır)

Şekil 7.3'teki 3 boyutlu görüntünün elde edilmesinde MATLAB yazımından faydalanılmıştır.



Şekil 7.3 Kesit görüntülerinin 3 boyutlu gösterilmesi

## 8. SONUÇ

Görüntü analizi işlemlerinde görüntü bölütleme önemli bir aşamadır. Bu tez çalışmasında sayısal görüntü işlemenin bir alt dalı olan görüntü bölütlemenin özellikle biyomedikal alandaki kullanımı araştırılarak temel görüntü işleme teknikleri yardımıyla uygulamalar yapılmış ve sunulmuştur. Araştırma süresince ortaya çıkan fikirler yardımıyla görüntü işleme veya bölütlemeye yardımcı olacağı düşünülen iki yeni yaklaşım ortaya konarak bu alana katkıda bulunulmaya çalışılmıştır. Sunulan bu çalışmada görüntüdeki dışbükey nesnelerin bölütlenmesi için yeni bir bölütleme yöntemi ve çoklu eşikleme yeni bir yaklaşım önerilmiştir. Önerilen bölütleme yöntemi kullanıcı etkileşimi ile nesne üzerinde bir başlangıç noktası seçip bu noktadan uzaklaşarak sınırları tespit etme mantığına dayanır. Yöntemde başlangıç noktasından dış bölgeye çizilen doğru sayısına bağlı olarak daha hassas ve doğru sonuçlar elde edilebilir. Bu doğru sayısı ile orantılı olarak sınırları belirleyebilme hassasiyeti artarken işlem yükü artacağından hız düşer. Önerilen eşikleme yaklaşımında ise ikili veya çoklu eşiklemede görülen geçiş noktalarının yok olması sorununa çözüm getirilmeye çalışılmıştır.

İleriki çalışmalarda görüntü bölütleme yaklaşımı için adaptif çalışan yöntemler üzerinde durularak 3 boyutlu modellerde kesitten bağımsız yürütülebilen yöntemler geliştirilmeye çalışılacaktır.

## KAYNAKLAR

1. M.Costantini, M. Zavagli, G. Milillo, "A Novel Approach to Image Segmentation", IEEE Transactions, 2002.
2. Olabarriaga S.D, Smeulders A.W.M. "Interaction in the segmentation of medical images: A survey" Medical Image Analysis, Volume 5, Number 2, June 2001 , pp. 127-142(16), 2001.
3. Ersoy O., "Image Segmentation with Improved Region Modeling". Ortadoğu Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Yüksek Lisans Tezi, 2004
4. M.W. Vannier, J.W. Haller, "Biomedical Image Segmentation" ICIP (2) 20-24, 1998.
5. G. Hamarneh, J. Yang, C. McIntosh, M. Langille, "3D Live-wire-based Semi-automatic Segmentation of Images", Medical Imaging 2005. Vol. 5747. 2005
6. Toprak, R. ve Aktürk, N., "Raylı Toplu Taşıma Sistemleri ve Raylı Toplu Taşıma Sistemlerinde Güvenliği Tehdit Eden Tehlikeler", 3. Ulaşım ve Trafik Kongresi,TMMOB Makina Mühendisleri Odası, Ankara, 18-20 Mayıs, 2001.
7. Yaman, K. ve Aktürk, N., "Görüntü İşleme ile Kişi Yoğunluklarının Belirlenmesi", UMTS, Selçuk Üniversitesi, Konya, 12-14 Eylül, 2001.
8. Yaman K., Sarucan A., Atak M., Aktürk N., "Dinamik Çizelgeleme İçin Görüntü İşleme Ve Arama Modelleri Yardımıyla Veri Hazırlama", Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der. Cilt 16, No 1, 19-40, 2001.
9. Yaman K., Sarucan A., Atak M. ve Aktürk N., "Görüntü İşleme Yöntemiyle Hızlı Raylı Ulaşım Sisteminde Yolcu Yoğunluğunun Box-Jenkins Yaklaşımı ile Modellenmesi", Yöneylem Araştırması ve Endüstri Mühendisliği 22. Ulusal Kongresi, Gazi Üniversitesi, Ankara, 78, 4-6 Temmuz, 2001.
10. Crane R. "A Simplified approach to image processing in C". Hawlett-Packard Company. Prentice Hall, 1997.
11. Piegl, A., Tiller, W., "Curve Interpolation with Arbitrary End Derivatives", Volume: 16, Number: 73-79, Springer-Verlag London Limited, 2000.
12. Cheokman Wu, Lei C., Chan H.W., Tong S. K., Kengchung N., "A Macao Licence Plate Recognition System", Faculty of Information Technology, Macao University of Science and Technology, Macao, China, 2005.
13. Bin Y., Jain A.K. Address Block Location on Complex Mail Pieces. Accepted for oral presentation at the International Conference on Document Analysis and Recognition, August 18-20, Ulm, Germany (1997).
14. Kittler J., Illingworth J. Minimum Error Thresholding. Pattern Recognition 19(1),41-47, 1986.
15. The Multi-stage Approach to Grey-Scale Image Thresholding for Specific Applications Yan Solihin and C.G. Leedham School of Computer Engineering Nanyang Technological University Nanyang Avenue, Singapore 639798.
16. Sezgin, M., Sankur, B., "Thresholding by dynamic variance function and foreground attributes", Pattern Recognition Letters, 2001.
17. Sezan, M.I., 1985. A Peak Detection Algorithm and its Application to Histogram-Based Image Data Reduction, CVGIP, 29, 47-59.

18. Olivio, J.C.,1994. Automatic threshold Selection Using the Wavelet Transform, *Computer Vision and Image Processing*, 56, 3, 205-218
19. Ridler, T.W., Calvard, S., 1978. Picture Thresholding Using an iterative selection Method *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybern.*, SMC-8(8), 632-632.
20. Otsu, N., 1979. A threshold selection method from gray level histograms, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, SMC-9(1), 62-66.
21. Pun, T., 1980. A new method for gray-level picture threshold using the entropy of the histogram, *EURASIP:Signal Processing*, 2(3), 223-237.
22. Tsai, W.H.,1985. Moment-preserving thresholding: A new approach, *Graphical Models and Image Processing*, 19, 377-393.
23. Hertz L. , Schafer, R. Multilevel thresholding Using Edge Matching, *CVGIP*, 44, 279-295, 1988.
24. Abutaleb, Ahmed S., “Automatic Thresholding of Gray Level Pictures Using Two-dimensional Entropy Computer, *Vision Graphics and Image Processing*,”. 47, 1989.
25. Beghdadi, A., Negrata, A.Le, P.V. De “Lesegno Entropic thresholding using a block source model”, *Graphical Models and Image Processing*, 5(3):197-205, 1995.
26. Cheng H.D., Chen, Y.H., Sun, Y., A novel fuzzy entropy approach to image enhancement and thresholding, *Signal Processing*, 75, 277-301. 1999.
27. Yasuda, Y., Dubois, M., Huang, T.S., Data Compression for check Processing Machines, *Proceeding of IEEE*, 68(7), 874-885. 1980.
28. R. Adams, L. Bischof., “Seeded region growing”, *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intelligence* vol. 16(6), pp. 641–647, 1994
29. Q. Zhang, G. Pavlic, W. Chen, R. Fraser, S. Leblanc, J. Cihlar, “A semi-automatic segmentation procedure for feature extraction in remotely sensed imagery, *Computers & Geosciences* vol. 31, pp. 289–296, 2005.
30. E.N. Mortensen, W.A. Barrett, “Interactive segmentation with intelligent scissors, *Graphical Models*”, *Image Process*, vol. 60, pp. 349–384, 1998.
31. C.D. Kermad, K. Chehdi, “Automatic image segmentation system through iterative edge-region operation”. *Image and Vision Computing*, vol. 20, pp. 541–555, 2002.
32. G. Osorotio, P. Boulanger, F. Prieto. “An Experimental Comparison of a Hierarchical Range Image Segmentation Algorithm”. *Proceedings of the Second Canadian Conference on Computer and Robot Vision (CRV'05)*.
33. Bresenham, J., “Algorithm for computer control of a digital plotter”. *IBM System Journal* 4 (1), 25-30. 1965.
34. Tuncer Ö., “Segmentation, Registration and Visulation of Medical Images for Treatment Planning”,*Ortadoğu Teknik Üniversitesi, Yüksel Lisans Tezi*, 2003.

## ÖZGEÇMİŞ

Ramazan POLAT

rpolat@firat.edu.tr

Fırat Üniversitesi  
Bilgisayar Mühendisliği Bölümü  
23119, ELAZIĞ

1980 yılında Diyarbakır'ın Ergani ilçesinde doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Ergani'de tamamladı. Lisans eğitimini 2004 yılında Fırat Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde tamamladı. 2004–2005 yılında aynı bölümde yüksek lisans eğitimine başladı. 2004 yılı Aralık ayında Fırat Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı.