

**T.C.  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**OMURGA ŞEKİL BOZUKLUĞU ANALİZ VE TEŞHİSİNE  
YÖNELİK YAZILIM GELİŞTİRME**

**Nesibe KORKMAZ**  
(ELEKTRONİK ve HABERLEŞME MÜHENDİSİ)

**DOKTORA TEZİ**  
**ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**  
**ELEKTRONİK HABERLEŞME EĞİTİMİ PROGRAMI**

**DANIŞMAN**

1.Danışman: Yrd.Doç.Dr. Hayriye KORKMAZ

2.Danışman: Prof.Dr. Sezgin ALSAN

**İSTANBUL, 2008**

**T.C.  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**OMURGA ŞEKİL BOZUKLUĞU ANALİZ VE TEŞHİSİNE  
YÖNELİK YAZILIM GELİŞTİRME**

**Nesibe KORKMAZ**  
(ELEKTRONİK ve HABERLEŞME MÜHENDİSİ)  
(141201019950002)

**DOKTORA TEZİ**  
**ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**  
**ELEKTRONİK HABERLEŞME EĞİTİMİ PROGRAMI**

**DANIŞMAN**

1.Danışman: Yrd.Doç.Dr. Hayriye KORKMAZ

2.Danışman: Prof.Dr. Sezgin ALSAN

**İSTANBUL, 2008**

## **ÖNSÖZ**

Görüntü İşleme konusunu bana öneren Sayın Prof. Dr. Sezgin ALSAN'a, bu çalışmayı almada ve tamamlamada bana yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Hayriye KORKMAZ'a, bana destek olan aileme ve herkese çok teşekkür ederim.

**Nisan, 2008**

**Nesibe KORKMAZ**

# İÇİNDEKİLER

	SAYFA
ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ÖZET .....	v
ABSTRACT .....	vii
YENİLİK BEYANI.....	ix
SEMBOL LİSTESİ .....	xi
KISALTMALAR LİSTESİ .....	xii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiii
TABLO LİSTESİ .....	xvi
BÖLÜM I. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
BÖLÜM II. TEMEL KAVRAMLAR VE LİTERATÜR	
TARAMASI.....	4
II.1. OMURGA BOZUKLUKLARI.....	5
II.1.1. Giriş.....	5
II.1.2. Omurga Yapısı ve Bozuklukları.....	5
II.1.3. Skolyoz (Scoliosis).....	7
II.1.4. Omurga Bozuklukları Terminolojisi .....	9
II.1.4.1. Cobb Yöntemi .....	10
II.1.4.2. King ve Moe Sınıflandırması .....	11

<b>II.2. TIBBİ GÖRÜNTÜ İŞLEME .....</b>	<b>13</b>
<b>II.2.1. Giriş.....</b>	<b>13</b>
<b>II.2.2. Temel Görüntüleme Yöntemleri .....</b>	<b>13</b>
II.2.2.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) .....	14
II.2.2.2. X-Işını Görüntüleme .....	15
II.2.2.3. X-Işını Görüntülerinin Özellikleri.....	15
<b>II.2.3. Tıbbi Görüntülerin Analizi.....</b>	<b>16</b>
<b>II.2.4. Tıbbi Görüntülerin Bölütlenmesi.....</b>	<b>17</b>
<b>II.3. GÖRÜNTÜ İYİLEŞTİRME VE BÖLÜTLEME .....</b>	<b>20</b>
<b>II.3.1. Genel Bilgiler.....</b>	<b>20</b>
<b>II.3.2. Konvolusyon ve Korelasyon.....</b>	<b>21</b>
<b>II.3.3. Parlaklık ve Kontrast İyileştirme İşlemleri.....</b>	<b>22</b>
<b>II.3.4. Görüntü Üzerine Birinci Derece Türev Uygulaması.....</b>	<b>25</b>
II.3.4.1. Gradyent Operatörü.....	25
II.3.4.2. Sobel Kenar Operatörü.....	26
II.3.4.3. Canny Algoritması .....	27
<b>II.3.5. Görüntü Üzerine İkinci Derece Türev Uygulaması.....</b>	<b>27</b>
<b>II.3.6. Uzamsal Düzlemde Filtreleme.....</b>	<b>28</b>
II.3.6.1. Ortalama Filtre (Averaging).....	29
II.3.6.2. Ortanca Filtre (Median).....	29
II.3.6.3. Gaussian Filtre .....	31
II.3.6.4. Wiener Filtre .....	32
II.3.6.5. Detay Vurgulama .....	33
II.3.6.6. Anisotropik Difüzyon Filtre.....	37
II.3.6.7. Gradyent Alanından Görüntü Üretilmesi.....	40
<b>II.3.7. Görüntü Bölütleme .....</b>	<b>42</b>
II.3.7.1. Eşikleme (Thresholding).....	43
II.3.7.2. Aktif Kontur Model (Active Contour Model).....	43
II.3.7.3. K-means Algoritması .....	45

## **BÖLÜM III. BENZER ÇALIŞMALAR.....47**

## **BÖLÜM IV. OMURGA ŞEKİL BOZUKLUĞU ANALİZ VE**

### **TEŞHİSİNDE YARDIMCI SİSTEMİN TASARIMI**

#### **VE GERÇEKLENMESİ .....50**

<b>IV.1. GÖRÜNTÜNÜN ELDE EDİLMESİ.....</b>	<b>51</b>
<b>IV.1.1. X-Işın Filmlerinin Bilgisayar Ortamına Aktarılması.....</b>	<b>52</b>
<b>IV.1.2. Kamera Seçimi.....</b>	<b>54</b>
<b>IV.1.3. Lens Seçimi.....</b>	<b>56</b>
<b>IV.1.4. Işık Seçimi.....</b>	<b>58</b>
<b>IV.2. GRAFİKSEL KULLANICI ARAYÜZÜ TASARIMI....</b>	<b>59</b>
<b>IV.2.1. Grafikselleştirilmiş Kullanıcı Arayüzü.....</b>	<b>60</b>
IV.2.1.1 Kontrast Menüsü.....	61
IV.2.1.2 Kenar Bulma Menüsü.....	63

IV.2.1.3 Filtreler Menüsü...	64
IV.2.1.4 İşlemler Menüsü...	65
IV.2.1.5 Bölütleme...	67
IV.2.1.6 Göster	67
IV.2.1.7 Analiz...	68
<b>IV.3. GÖRÜNTÜLERİ İYİLEŞTİRME VE BÖLÜTLEME</b>	
<b>AMAÇLI YAZILIM UYGULAMALARI.....</b>	<b>70</b>
<b>IV.3.1. Görüntünün Gradyent Alanından Yeniden İnşa Edilmesi</b>	
<b>Yöntemiyle Lumber Omurga Bölgesinin Bölütlenmesi .....</b>	<b>71</b>
<b>IV.3.2. Görüntünün Ardışıl İşlemlerden Geçirilerek Bölütlenmesi .....</b>	<b>75</b>
<b>BÖLÜM V. GÖRÜNTÜ İŞLEME EĞİTİMİNE YÖNELİK</b>	
<b>ARAÇLARIN VE YÖNTEMLERİN</b>	
<b>BELİRLENMESİ.....</b>	<b>78</b>
<b>IV.1. GÖRÜNTÜ İŞLEME KONULARI .....</b>	<b>78</b>
<b>IV.2. GÖRÜNTÜ İŞLEME DERSİ .....</b>	<b>80</b>
<b>IV.3. GÖRÜNTÜ İŞLEME DERSİNİN HEDEFLERİ .....</b>	<b>85</b>
<b>BÖLÜM VI. SONUÇLAR, DEĞERLENDİRME VE ÖNERİLER.</b>	<b>87</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>89</b>
<b>EK I. GÖRSELLEŞTİRME AŞAMASI İÇİN</b>	
<b>HAZIRLANAN YAZILIM .....</b>	<b>93</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>96</b>

## **ÖZET**

# **OMURGA ŞEKİL BOZUKLUĞU ANALİZ VE TEŞHİSİNE YÖNELİK YAZILIM GELİŞTİRME**

Bu çalışmada, genel olarak bilgisayar ortamında işlenmesi zor olan röntgen filmlerinin (X-ışını görüntüsü), mümkün olduğu kadar iyileştirilmesi ve görselliğinin artırılması konusuna yönelik görüntü işleme yöntemlerine değinilmiştir. Röntgen filmlerinin, bir görüntü dosyası olarak bilgisayar ortamında detaylı incelenmesine yardımcı olacak bir yazılım tasarlanmıştır. Ayrıca, bu yazılım X-ışını görüntülerinin üzerinde, çeşitli görüntü işleme uygulamaları yapılmasına da izin vermektedir. Bu sayede filmlerin görselliği de artırılabilmiştir.

X-ışını görüntüleme, omurga şekil bozukluklarının bilinen ve yaygın türü olan skolyoz hastalığının her aşamasında kullanılmaktadır. Burada, yaygın oluşu ve sık radyolojik değerlendirme gerektirmesi nedeniyle skolyoz hastalığı hedef alınmıştır. Matlab programı kullanılarak hazırlanan grafiksel kullanıcı arayüz sayesinde, doktorlar tarafından elle yapılan çeşitli işlemlerin bilgisayar ortamına taşınması gerçekleşmiştir.

Tez çalışmasında, öncelikle bilgisayar ortamına aktarılmış, sıradan X-ışını görüntü dosyaları üzerinde çalışılmıştır. Daha sonra tüm X-ışını filmlerinin bilgisayar ortamında, bir görüntü dosyası olarak elde edilebilmesi amacıyla bir düzenek tasarlanmıştır. Düzenek bir X-ışın film tutucu, aydınlatma için ışık kaynağı, görüntü

transferi için bir kamera ve uygun lenslerden oluşmaktadır. Bu düzenek röntgen filmlerinin yanı sıra diğer analog (basılı) görüntü dosyalarının sayısallaştırılmasında da kullanacak şekilde tasarlanmıştır.

Eldeki tek örnek görüntüden, görüntünün iyileştirilmesi (enhancement), bölütlenmesi (segmentation), ara değerlendirilmesi (interpolation), yeniden inşası (reconstruction) ve görselleştirilmesi (visualization) gibi uygulamaları barındıran bu çalışma, aynı zamanda görüntü işleme ve bilgisayar görüsü derslerine de bir altyapı sunmaktadır.



## **ABSTRACT**

# **A SOFTWARE DEVELOPMENT FOR SPINAL DEFORMITY ANALYSIS AND DIAGNOSIS**

In this work, some image processing methods which can enhance and increase visualization of the X-ray image are dealt. X-ray images are usually hard to process with a computer. A software is designed to help to investigate the X-ray films as an image file in detail. In addition, that software can also allow doing various image processing applications on X-ray images. Thus, image visualization can be increased.

X-ray imaging is used in every stage of the Scoliosis which is a well-known common vertebral deformation type. In this work, Scoliosis is preferred because of its being widespread and its frequent radiological evaluation requirement. Investigation of spine shape is especially considered in Graphical User Interface (GUI) designed by using Matlab and some procedures fulfilled by doctors by conventional methods is transferred to environments.

In this thesis, an ordinary X-ray image which is transferred in computer is previously worked. After that, a setup is designed to get all X-ray films as an image file in PC environments. This setup consists of an X-ray film holder, a light source for a good illumination, a camera to transfer the image and suitable lenses. By using this setup,

transferring procedures of X-ray images into digital platform is automated. Thus, storage and file archiving procedures can also be simplified.

This work also offers a background for Image Processing and Computer Vision Courses while including image enhancement, segmentation, interpolation, reconstruction, and visualization applications on the sample image.

**April, 2008**

**Nesibe KORKMAZ**

## **YENİLİK BEYANI**

# **OMURGA ŞEKİL BOZUKLUĞU ANALİZ VE TEŞHİSİNE YÖNELİK YAZILIM GELİŞTİRME**

Bu tezde yapılan bilimsel geliştirme ve katkılar dört farklı başlık altında sıralanmıştır. İlk olarak, görüntünün iyileştirilmesi ve görselleştirilmesi için hazırlanan değişik filtrelerin kullanılmasıyla röntgen görüntülerinin işlenmesi konusunda, kısmi diferansiyel yöntemlerini içeren farklı bir algoritma sunulmaktadır.

Bir diğer geliştirme olarak, X-ışını görüntü dosyaları, bilgisayar ortamında mevcut görüntü işleme yöntemlerinin ardışıl olarak kullanılması ile iyileştirilmiş ve üç boyutlu görüntüsü elde edilmiştir.

Matlab programı kullanılarak oluşturulan Grafiksel Kullanıcı Arayüzü (GUI) içerisinde, omurga şeklinin incelenmesine ağırlık verilerek, doktorlar tarafından klasik yöntemlerle yapılan çeşitli işlemlerin bilgisayar ortamına taşınması sağlanmıştır. Grafiksel Kullanıcı Arayüz içerisinde, omurga şekli üzerinde, Cobb yöntemine göre eğrilik açısı ölçümü yapılabilmektedir. Doktorun tanı ve tedavi yöntemine karar verebilmesine yardımcı olan, isteği doğrultusunda gerekli açı, mesafe (görelî) v.s. gibi incelemeleri kapsayan bu yazılımın, klinik ortamlarda kullanıcının hesap yükünü azaltabilecek olması da bu tezin önemli bir kazancıdır.

Örnek görüntü dosyası üzerinden, görüntü iyileştirilmesi, bölütlenmesi, ara değerlendirmesi, yeniden inşası ve görselleştirilmesi gibi çeşitli görüntü işleme aşamalarını barındıran bu çalışma aynı zamanda görüntü işleme ve bilgisayar görüşü derslerine de bir kaynak oluşturarak katkı sağlayacaktır.

**Nisan, 2008**      **1. Danışman Yrd. Doç. Dr. Hayriye KORKMAZ**      **Nesibe KORKMAZ**  
**2. Danışman Prof. Dr. Sezgin ALSAN**

## SEMBOL LİSTESİ

$\Delta$	: (Laplacian) Laplasyen
$\Omega$	: Görüntü düzlemi
$\nabla$	: Gradyent
$*$	: Konvolusyon
$t$	: Zaman
$x$	: Uzamsal koordinat
$x_y$	: y yönünde x'in kısmi türevi
$x_{yy}$	: y yönünde x'in ikinci derece kısmi türevi
$x^T$	: x vektörünün transpozesi
$\psi$	: Potansiyel
$\nabla \cdot$	: Diverjans
$div$	: Diverjans
$\nabla_x \nabla$	: Curl

## KISALTMALAR LİSTESİ

- AP** : Anteriposterior
- USG** : Ultrasonografi
- MRI** : Manyetik Rezonans Görüntüleme
- fMRI** : Fonksiyonel MRI
- PET** : Pozitron Emisyon Tomografisi
- SPECT** : Tek Foton Emisyon Bilgisayar Tomografisi
- BT** : Bilgisayarlı Tomografi
- X-ray** : X-ışını
- CBIR** : (Content- Based Image Retrieval) İçerik Tabanlı İmge Erişimi
- RIS** : (Radiology Information System) Radyoloji Bilgi Sistemleri
- PACS** : (Picture Archiving and Communication System) Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi
- DICOM** : (Digital Imaging and Communications in Medicine)
- KDE** : Kısmi Diferansiyel Eşitlik
- GUI** : (Graphical User Interface) Grafiksel Kullanıcı Arayüzü
- ROI** : (Region of Interest) İlgili Bölge Analizi
- PC** : Kişisel Bilgisayar
- 2B** : İki Boyutlu
- RF** : Radyo Frekansı
- PS** : (Photometric Stereo) Fotometrik Stereo
- SfS** : (Shape from Shading) Tonlamadan Şekil Elde Etme
- HDR** : (High Dynamic Range) Yüksek Dinamik Aralık
- CCD** : (Charge-Coupled Diode) Yük Kuplajlı Diyot
- ÇG** : Çekirdek Genişliği
- MSE** : (Mean Square Error) Ortalama Kare Hata
- PSNR** : (Peak Signal to Noise Ratio) Tepe İşareti / Gürültü Oranı

## ŞEKİL LİSTESİ

	<u>SAYFA NO</u>
Şekil II.1 Normal Omurga Yapısı Önden ve Yandan Görünümü.....	6
Şekil II.2 Anatomi Düzlemleri.....	6
Şekil II.3 Normal Omurga ve Omurga Şekil Bozukluğu (Skolyoz).....	7
Şekil II.4 Skolyometre .....	8
Şekil II.5 Eğrilik ölçümleri .....	9
Şekil II.6 Omurga Geometri Tanımlamaları için Temel Koordinat Düzlemleri.....	10
Şekil II.7 Cobb Yöntemi .....	11
Şekil II.8 İki Doğru Arasındaki Açının Gösterimi.....	11
Şekil II.9 Skolyoz Eğriliğinin Sınıflandırılması (King and Moe Classification).....	12
Şekil II.10 Sayısal Görüntü (İmge) Gösterimi.....	21
Şekil II.11 Gri Seviye Görüntü ve Görüntünün Histogramı .....	23
Şekil II.12 Gri Seviyeli Görüntüde Parlaklık ve Kontrast Ayarlaması.....	23
Şekil II.13 Histogram Denkleştirmeye Elde Edilen Görüntü ve Histogramı.....	24
Şekil II.14 a) Bir Görüntünün $x$ ve $y$ Yönünde Türevleri ve Gradyent Büyüklüğü, b) Yoğunluk Geçişlerinde Birinci ve İkinci Derece Türev Cevabı .....	26
Şekil II.15 a) Orjinal Görüntü b) Sobel ve c) Canny Kenar Haritaları .....	27
Şekil II.16 Gradyent a) Yönü, b) Büyüklüğü ve c) İkinci Derece Türevi.....	28
Şekil II.17 a) X-ışını Omur Görüntüsü, b) $7 \times 7$ Ortalama Filtre Uygulanması .....	29
Şekil II.18 Ortanca Filtrenin Çalışma Mantığı.....	30
Şekil II.19 a) Omurga X-ışını Filmi ve $7 \times 7$ lik Ortanca Filtre Değeri, b) Omurga ve Ortanca Filrelenmiş Görüntülerin Canny Kenar Haritası..	30
Şekil II.20 Gaussian Çekirdek Örnekleri .....	31
Şekil II.21 a) Diz grafisi , b) $7 \times 7, \sigma = 1$ Değerlerine Göre Gaussian Filtre ile Elde Edilen Görüntü, c) $7 \times 7, \sigma = 5$ Değerlerine Göre Gaussian	

Filtre ile Elde Edilen Görüntü.....	32
<b>Şekil II.22</b> a) Orijinal Görüntü b) 3x3 ve c) 9x9 ÇG'li Wiener Filtre Uygulanmış Görüntüler.....	33
<b>Şekil II.23</b> a) Orijinal Görüntü b) ÇG= 15x15, Ortalama Filtre c) Elde Edilen Fark Görüntüsü .....	33
<b>Şekil II.24</b> a) Orijinal Görüntü b) A=1.3 Alınarak Elde Edilen Görüntü .....	34
<b>Şekil II.25</b> Kenar İyileştirme Akış Çizelgesi .....	35
<b>Şekil II.26</b> a) Orijinal Görüntü b) Kenar İyileştirilmiş Hali.....	35
<b>Şekil II.27</b> Dinamik Erim Azaltma .....	36
<b>Şekil II.28</b> a) Omurga Görüntüsü b) Dinamik Erimi Azaltılmış Görüntü c) ve d) Bu Görüntülere Ait Histogramlar .....	37
<b>Şekil II.29</b> Anisotropik Difüzyon Uygulanan Görüntünün Farklı İterasyon Değerleri .....	40
<b>Şekil II.30</b> a) Orijinal Görüntü b) Gradyent Alanından Üretilen Görüntü.....	42
<b>Şekil II.31</b> a) Omurga Görüntüsü ve b) Eşiklenmiş Hali .....	43
<b>Şekil II.32</b> Aktif Kontur Model Algoritmasının Görüntüye Uygulanması ve Farklı Aradeğerleri.....	45
<b>Şekil II.33</b> Küme Sayısı 5 Alınarak, <i>k</i> -Means Kümeleme Yöntemiyle Elde Edilen görüntü .....	46
<b>Şekil IV.1</b> Görüntü (İmge) .....	50
<b>Şekil IV.2</b> Görüntü Sayısallaştırma Düzeni .....	51
<b>Şekil IV.3</b> a) Görüntü Aktarma Düzenineği b) Kamera ve Bilgisayar Bağlantısı.....	53
<b>Şekil IV.4</b> a) HIBW-KIT Kamera Seti b) FLEA Kamera .....	56
<b>Şekil IV.5</b> a) Pincushion bozulma b) Barrel Bozulma .....	57
<b>Şekil IV.6</b> Grafiksel Kullanıcı Arayüz İşlevleri.....	59
<b>Şekil IV.7</b> GUI Programı, Menüsü ve AP Omurga Görüntüsü.....	60
<b>Şekil IV.8</b> a) Lumber (Bel) Omurga Görüntüsü b) Gradyent Büyüklüğü c) Görüntünün Histogramı .....	62
<b>Şekil IV.9</b> a) Orijinal Görüntü b) Histogram Eşikleme Uygulanmış Görüntü c) Adaptif Histogram Eşikleme Uygulanmış Görüntü d) Gradyent Alan'dan Yeniden İnşa Edilen Görüntü .....	62
<b>Şekil IV.10</b> Kenar Menüsü.....	63
<b>Şekil IV.11</b> a) Gradyent Değeri b) Sobel Kenar Bulma c) Canny Kenar Bulma.....	63



<b>Şekil IV.12</b> Filtreler Menüsü.....	64
<b>Şekil IV.13</b> a) Orijinal Görüntü b) $\text{ÇG}=7$ alınarak Ortalama (Average) filtrelenmiş Görüntü c) Wiener Filtre, $\text{ÇG}=7$ d) Ortanca (Median) Filtre, $\text{ÇG}=7$ e) $\text{ÇG}=7, \sigma = 2$ Gaussian Filtre e) İterasyon=15, K=5 alınarak Anisotropik Filtrelenmiş Görüntü .....	64
<b>Şekil IV.14</b> İşlemler Menüsü.....	65
<b>Şekil IV.15</b> Kenar Arttırma Akış Çizelgesi.....	65
<b>Şekil IV.16</b> a) Orijinal görüntü b) Kenar Arttırma.....	66
<b>Şekil IV.17</b> a) Orijinal Görüntü b) MorfolojikMask Görüntüsü .....	66
<b>Şekil IV.18</b> Bölütleme Menüsü .....	67
<b>Şekil IV.19</b> Orijinal Görüntü ve Render Edilmiş Görüntü.....	67
<b>Şekil IV.20</b> Analiz GUI'sinin Görünümü .....	68
<b>Şekil IV.21</b> Uzunluk Ölçümü .....	69
<b>Şekil IV.22</b> ROI Görünümü .....	70
<b>Şekil IV.23</b> a) Görüntüde Kısmi Türev b) Görüntünün Gradyent Vektör Alanı .....	72
<b>Şekil IV.24</b> Görüntünün Gradyent Alanından Yeniden İnşasının Akış Çizelgesi .....	72
<b>Şekil IV.25</b> a) Örnek Görüntü b) Histogramı.....	73
<b>Şekil IV.26</b> a) Keskin olmayan (Unsharp) Filtrelenmiş Görüntü c) Gradyent Alanından Yeniden İnşa Edilen Görüntü, e) Parlaklık Ayarı Yapılan Görüntü b), d) ve f) Görüntülerin Histogramları .....	74
<b>Şekil IV.27</b> Ardışıl İşlemlerle Görüntü Bölütleme Akış Çizelgesi .....	76
<b>Şekil IV.28</b> a) Ardışıl İşlemler Kullanılarak Elde Edilen Görüntü b) Görüntünün Histogramı.....	76
<b>Şekil IV.29</b> Bölütlenmiş ve Düzleştirilmiş Omurga Görüntüsü.....	77
<b>Şekil V.1</b> Görüntü İşleme Dersi İçin Farklı Disiplin ve Seviyelerdeki Öğrencilere Yönelik Önerilen Matematik Bilgi Birikimi ve Bunların Kullanımına İlişkin Şema .....	85

## TABLO LİSTESİ

	<u>SAYFA NO</u>
<b>Tablo II.1</b> King ve Moe Sınıflaması .....	12
<b>Tablo II.2</b> Muayenede X-ışını Kullanan Tıbbi Görüntüleme Türleri .....	16
<b>Tablo II.3</b> 1.Derece Türev Sonlu Farklar Gösterimi.....	25
<b>Tablo IV.1</b> Röntgen Film Boyutları.....	52
<b>Tablo IV.2</b> Kamera Özellikleri .....	55
<b>Tablo V.1</b> Görüntü İşlemleri ve Alanları .....	79
<b>Tablo V.2</b> Görüntü İşleme Dersi Verilen Üniversitelerden Bazıları.....	80
<b>Tablo V.3</b> Örnek Görüntü İşleme Dersi Konuları ve Haftalık Süresi.....	81

# BÖLÜM I

## GİRİŞ VE AMAÇ

Sağlık sektörü, elektronik cihazların yoğun olarak kullanıldığı alanların başında gelir. Görüntü işleme yöntemlerine dayalı sistemlerin kullanılması, birçok bilim ve endüstri alanında olduğu gibi, özellikle tıp alanındaki uygulamalarıyla, hemen hemen pek çok hastalığın tanı ve tedavisinde, çalışanların ve hastaların işlerini kolaylaştırmaktadır. Günümüze kadar gelen süreçte, sürekli gelişen ve çeşitliliği artan görüntüleme yöntemleri sayesinde, hastalıkların tanı ve tedavisi çok daha rahat yapılabilmektedir.

Ortopedinin konusu olan omurga bozuklukları, çok çeşitli nedenlerden kaynaklanabilen farklı türleri olan, insan sağlığını, hareketini, yaşam konforunu doğrudan etkileyen rahatsızlıkların genel başlığıdır. Ortopedide, omurga rahatsızlıklarının tanımlanmasında, gelişen tüm tıp görüntüleme yöntemlerine rağmen, klasik röntgen tekniğinin kullanımı ilk sırada yer alır. Diğer yöntemlere göre taşıdığı avantajlar nedeniyle, bu sırayı daha uzun yıllar koruyacağı açıktır. Omurga bozukluklarında, sayısal olarak, x-ışını görüntülerinin değerlendirilmesi ve omurların bölütlenmesi sorunu, tıbbi uygulamalar için çok önemlidir. Genelde, değerlendirmeler öznel yargı ve tecrübeye dayanır.

Günümüzde her durum için, bunu otomatik olarak sağlayan bir algoritma mevcut değildir. Öznel yargıyla, manuel bölütleme yöntemlerinin kullanımı güvenilirdir. Ancak bu sonuçlar kesinlik ifade etmez ve tekrarlanabilir değildir. Omurların bölütlenmesi ve

anormalliklerin müteakip değerlendirilmeleri için, otomatik bir algoritma üretiminde güncel metodolojilerin başarı oranını kısıtlayan birçok neden vardır.

Skolyoz (scoliosis) omurga bozukluklarının sık karşılaşılan bir durumudur. Bu hastalıkta vakalar dikkatle izlenir ve eğrilik derecesinin durumu her seferinde kontrol edilir. Bütün aşamalarında, radyolojik değerlendirmelere başvurulur. Ameliyatı ise, oldukça pahalıdır. Doktorun konu ile ilgili tecrübesi çok önemlidir. Eğriliğin nedeni, modeli, derecesi, omurlardaki kayma durumu, X-ışını filmlerinden anlaşılır. Skolyozun nedenleri, sınıflandırmalar ve çeşitli ölçümler; doktorun hangi tedaviyi uygulayacağını, hangi yöntemle ameliyat yapacağını, ameliyat sırasında kullanacağı enstrümanları belirlemesi bakımından önemlidir.

Literatürde eğitim ve araştırma alanlarında, Matlab yazılımı ile skolyoz tanı tedavi yöntemlerini birleştiren bir uygulamaya rastlanılmamış ve çalışmada bu konu üzerinde yoğunlaşmıştır. Ancak son zamanlarda gelişen, fakat henüz her yerde kullanılmayan sayısal röntgen cihazları için eğrilik açısı ölçen yazılımlar vardır. Hazırlanan yazılımla, klinik ortamlarda, bir bilgisayarda röntgen filmleri üzerinde işlem yapılabilmesi sağlanarak, açı ve görel mesafe hesaplamalarının daha rahat yapılabildiği bir yazılımla doktorlara yardımcı olmak hedeflenmiştir.

Bu tezde geliştirilen yazılım grafik kullanıcı arabirim içerisinde, görüntünün iyileştirilmesi, bölütlenmesi ve görselleştirilmesi gibi amaçlara yönelik, çeşitli görüntü işleme yöntemlerini kapsayan seçeneklerle desteklenmiş ve bunların görüntü üzerindeki uygulamaları tez boyunca aktarılmıştır. Bu sayede görüntü işleme konusuna temel oluşturması da bu çalışmanın bir diğer kazanımıdır.

Tasarlanan bir düzenekle, analog tıbbi görüntülerin bilgisayar ortamına aktarılması ve kullanıcının görüntüleri arşivlemesi anlatılmıştır. Burada görüntünün sayısallaştırılırken kalitesinin korunması ve örnek bir aktarım düzeninin nasıl olması gerektiği ve bu konunun ayrıntıları aktarılmıştır. Görüntüler yazılım içerisinde incelenmiş, üzerinde çeşitli işlemler uygulanarak, görselliği artırılmıştır.

Matlab yazılımı kullanılarak, aktarılan dosyaların üzerinde çeşitli görüntü işleme uygulamalarının gerçekleştirilebildiği bir grafiksel kullanıcı arayüzü oluşturulmuştur. Bu

görüntüler üzerinde, doktorun tanı ve tedavi yöntemine karar verebilmesini kolaylaştıran, isteği doğrultusunda gerekli açı, mesafe (görelî) v.s. gibi ölçümlerin yapılabilmesine olanak veren araçlarla desteklenerek, doktorun hesap yükü azaltılmış ve omurga düzeltme ameliyatları öncesi, durum değerlendirmesi yapabileceği bir ortam sunulmuştur. Genel olarak işlenmesi zor olan X-ışını görüntülerinin, bu kısıtlarını gidermek için, mümkün olduğu kadar iyileştirilmesi ve görselliğinin artırılması konusuna ağırlık verilmiştir.

Tezde yer alan bölümler kısaca özetlenirse, birinci bölümde bu tezde yapılan çalışmanın genel olarak bir özeti sunulmaktadır. Aynı zamanda yapılan çalışmanın amacı hakkında bilgi verilmektedir.

İkinci bölümde literatür taraması yapılarak konular hakkında bilgi verilmiştir. Literatür taraması üç konu başlığı altında yapılmıştır. İlk olarak omurga şekil bozuklukları ve bir omurga şekil bozukluğu olan skolyoz hakkında araştırma yapılmıştır. Bu hastalığın türü, tanı ve tedavisi standart yöntemlere göre aktarılmıştır. Daha sonra, tıbbi görüntü işlemeye değinilmiş ve son olarakta, yine bu bölüm içerisinde bir diğer konu başlığı olan görüntü işleme yöntemleri geniş bir şekilde verilmiştir. Görüntü işleme yöntemlerinin geniş olarak aktarılmasıyla, bu tezin görüntü işleme dersine bir ön hazırlık olması da amaçlanmıştır.

Üçüncü bölümde benzer çalışmalara değinilmiş ve bu çalışmalar kısaca aktarılmıştır.

Dördüncü bölümde ise, yardımcı sistemin tasarımı, X-ışını görüntülerinin bilgisayara aktarımı, görüntülerin değerlendirilmesi, geliştirilen bölütleme yöntemleri, grafiksel kullanıcı arayüzü ve görselleştirme konuları yer almaktadır.

Beşinci bölümde, Görüntü İşleme eğitime yönelik araçların ve yöntemlerin belirlenmesi konusu anlatılmıştır.

Elde edilen sonuçlar ve bu sonuçların değerlendirilmesi ile öneriler ise, altıncı bölümde bulunmaktadır.

## **BÖLÜM II**

# **TEMEL KAVRAMLAR VE LİTERATÜR TARAMASI**

Çalışma konusu oldukça geniş bir alana yayıldığı için, Literatür taraması üç ana başlık altında yapılmıştır. İlk olarak, Bölüm II.1’de, omurga bozuklukları, kavramı ve kullanılan standart terimleri araştırılmıştır. Omurga mekaniği, skolyoz türleri ve sınıflandırılması, kullanılan teşhis ve tedavi yöntemleri yine standart terimler üzerinden, omurga bozuklukları başlığı altında bu bölümde toplanarak aktarılmıştır.

Diğer konu başlığında ise, tıbbi görüntü işleme hakkında genel bilgiler bulunmaktadır. Tıbbi görüntüleme yöntemleri, tıbbi görüntülerin analizi ve bölütlenmesi, çalışmalarda kullanılan yöntemlerin dayandığı algoritmalar Bölüm II.2’de verilmiştir.

Son olarak, yazılımda kullanılan temel görüntü işleme yöntemleri, matematiksel işlemler ve algoritmalar ile bunların çalışma mantığı verilmiştir. Ayrıca bu algoritmaların görüntü üzerindeki etkileri de araştırılmış ve tüm bu bilgiler Bölüm II.3’te aktarılmıştır.

## **II.1. OMURGA BOZUKLUKLARI**

### **II.1.1. Giriş**

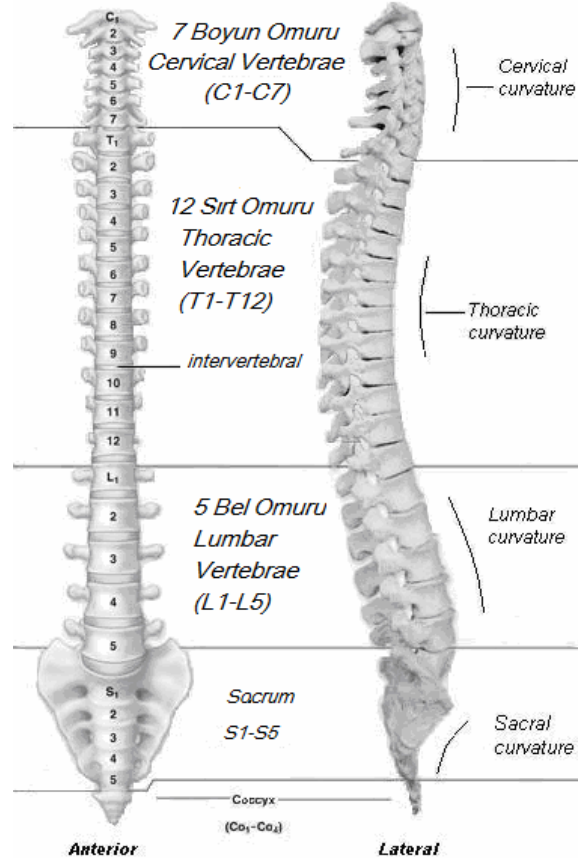
Ülkemizde ve dünyada yapılan istatistiksel çalışmalarda, omurga şekil bozukluklarının (skolyoz, kifoz v.s.) oldukça sık rastlanılan rahatsızlıklar olduğu belirtilmektedir. Örneğin, Türkiye’de gelişme çağındaki bireylerin %3-%4’ünde skolyoz görülmektedir. A.B.D’inde yılda ortalama 500,000 kişi omurga şekil bozuklukları ile ilgili rahatsızlıklar nedeniyle operasyon geçirmektedir. Yine A.B.D’ de nüfusun %80’inin, hayatlarının belli dönemlerinde omurga ile ilgili rahatsızlıklara yakalandığı, özellikle 1960’lı yıllardan sonra omurga ve bel ameliyatlarının %60 oranında arttığı literatürde yer almaktadır.

### **II.1.2. Omurga Yapısı ve Bozuklukları**

Bir insan vücudunda 33 adet omur (vertebra) bulunur. Omurlar kafatasının hemen altından başlayarak, kuyruk sokumuna kadar uzanırlar ve birbirleriyle üst üste eklem yaparak omurgayı teşkil ederler. Omurga çok çeşitli yönde ve geniş hareketler yapabilme kabiliyetine sahiptir. Omurganın en önemli fonksiyonları mekanik ve nörolojik olarak iki grupta toplanabilir. Mekanik fonksiyonlar içerisinde başlıcaları; vücut ağırlığını taşıma ve diğer kısımlara iletme, gövdeyi oluşturma ve duruşu temin etme, ağrısız hareket etme kabiliyeti sayılabilir. Nörolojik fonksiyon olarak adlandırılan görevi ise, omurilik ve eklerini içerisinde barındırmak ve sahip olduğu mükemmel yapı ile korunmasını sağlamaktır [1],[2].

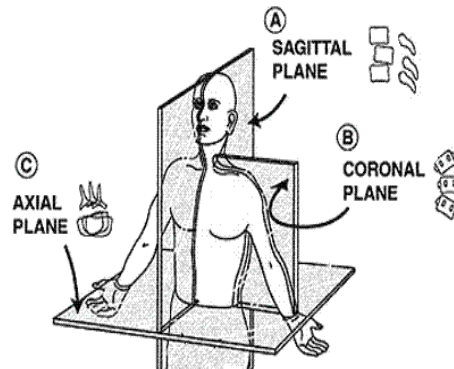
Omurga, Şekil II.1’de de görüldüğü gibi; 7 adet boyun omuru (cervical vertebrae ), 12 adet sırt omuru (thoracic vertebrae), 5 adet bel omurundan (lumbar vertebrae) oluşur. Bel omurlarından sonra gelen omurlar birleşerek, sakrum (sacrum) ve kuyruk sokumu (coccyx) kemiklerini oluştururlar. Frontal düzlemde sütun görünümünde olan omurga, sagittal düzlemde (ön-arka dikey düzlem) yayvan “S” şeklindedir ve bir takım eğrilikler gösterir. Boyun ve bel bölgesinde eğrilik arkaya doğru olup lordoz durumunda, sırt ve sakral bölgede ise öne doğru olup kifoz durumunda bulunur. Bu eğrilikler omurganın

normal fizyolojik eğrilikleridir ve omurgada stabilite ve dayanıklılığı sağlar. Omurlar arasında intervertebral diskler vardır ve diskler yarı eklem sayılırlar [3],[4].



Şekil II.1. Normal Omurga Yapısı Önden ve Yandan Görünümü

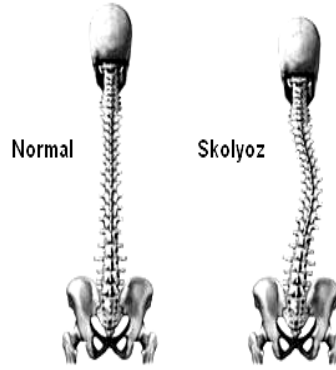
Omurga hastalıkları, çoğu zaman omurganın fonksiyonlarından birine veya birden fazlasına zarar vererek kendilerini gösterirler. Omurga bozuklukları, vücudun anatomik düzlemlerine göre tarif edilir. Koronal düzlemde (skolyotik) ve sagittal düzlemde (kifotik ve lordotik) olmak üzere iki temel omurga bozukluğu vardır. Anatomik duruşa göre temel düzlemler Şekil.II.2’de gösterildiği gibidir.



Şekil II.2. Anatomi düzlemleri



Omurga koronal (frontal, ön) düzlemde bir doğrudur, eğer doğru şeklinde değilse skolyoz vardır. Omurganın doğal kavisi ise sagittal düzlemde görülür. Doğal yapıdaki bu sapmalar bozukluk olarak nitelendirilerek, düzlemlere ve yapısına göre farklı adlandırılır [6]. Bu bozukluklar doğuştan ya da sonradan çok farklı nedenlerle oluşabilirler. Bu çalışmada omurganın, Şekil.II.3’de görülen önemli bir mekanik fonksiyon bozukluğu olan skolyoza (scoliosis) değinilmiştir.



Şekil II.3. Normal Omurga ve Omurga Şekil Bozukluğu (Skolyoz)

### II.1.3. Skolyoz (Scoliosis)

Skolyoz, omurganın bel veya göğüs bölgelerinde görülen yana doğru eğrilik olarak tanımlanır. Bu eğrilik tanımlandığı gibi tek boyutlu olabileceği gibi, genelde üç boyutluda olabilir (sagittal, coronal, axial). Skolyoz bir hastalıktan daha çok tanımlayıcı bir terimdir ve çok farklı nedenlerden kaynaklanabilir. Doğuştan omurga anomalileri, nörolojik bozukluklar, genetik hastalıklar sebeplerinden bazılarıdır. Bununla beraber vakaların %80’inden fazlasında bir sebep bulunamaz ve bunlara idiyopatik skolyoz denir. Genç kızlarda erkeklere göre daha sık görülür [5].

*Değerlendirme ve Tanı:* Omurganın yana eğikliği en açık belirtisidir. Ayrıca sırt ağrısı, yorgunluk, nefes darlığı olabilir. Gövde, omuz ve pelvis hizasında asimetrik duruş gözlenerek ilk saptama yapılır. Hastalar, kollarını aşağı sarkıtarak öne eğdiklerinde, sırtta ve özellikle kürek kemiği seviyesinde asimetrinin varlığı skolyozun ilk tanısıdır. Bu asimetrinin başka nedenlerinin (travma, kas tutulması gibi) olup olmadığı araştırılır. Ayrıca skolyometre (Şekil II.4) denen aletle eğrilik derecesi ölçülür [16]. Doktor hastanın yaşını, ailesini ve nörolojik yapısını içeren bir takım testler uygular. Kesin tanı, X-ışını grafilerinden anlaşılır. Omurganın tamamını kapsayan, ayakta çekilmiş, anterioposterior (AP) ve Lateral grafiler çekilir. Bu grafilerle eğriliğin bölgesi ve derecesi değerlendirilir. Eğriliğin ilerleme durumu, düzenli aralıklarla belli bir süre

takip edilir ve tedavi için gereken planlar yapılır.



Şekil II.4. Skolyometre

Skolyozun tedavisinde; kullanılan yöntemler; egzersiz tedavisi, korse uygulaması ve ameliyattır. Skolyozun nedenlerine, yaşa, eğriliğin yapısına göre farklı türleri ve sınıflandırmaları vardır. Tetkik sırasında bu nedenlerin belirlenmesi ve ona göre bir tedavi yönteminin seçilmesi gerekir. Eğriliğin tam olarak değerlendirilmesi, tedavi için son derece önemlidir. Doktor bu değerlendirmelere göre farklı tedavi yöntemi belirler. Eğriliğin 20°'nin altında olduğu hafif vakalar sadece gözlem altında tutularak, zaman içinde tedavi edilir. Kaslardaki dengesizliğin, sertleşme ve kısalmaların önlenmesi için düzenli egzersizler önerilir. Tek başına egzersiz skolyozun ilerlemesini önlemez. 20° ile 40° arasındaki eğriliklerde korse uygulamasına başvurulur. Tedavi tipini belirlemede tek kriter eğriliğin derecesi değildir, hastanın kemik gelişim düzeyi, kalan büyüme kapasitesi, omurganın dengesi, eğriliğin fleksibilitesi ve ilerleme hızı gibi faktörlerde göz önünde bulundurulur.

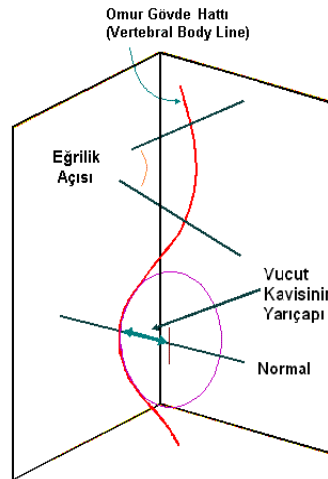
Skolyozu ilerlemiş hastalarda eğrilik ve omurgada dönmenin artması ile göğüs boşluğu zamanla daralabilir. Bu da akciğere giren ve çıkan havanın azalmasına neden olur. Bu tip vakalarda korse uygulaması ya da ameliyat yapılması gerekebilir. Eğriliği düzeltmek, ilerlemenin önüne geçmek ve dengeli bir omurga elde etmek amacıyla, 40-45° üzerindeki vakalarda ameliyatla tedavi yoluna gidilir [13]. Farklı cerrahi kesimler bölgelerin davranışlarına dayanarak yapılır. Yaklaşımlar ya önden (anterior), ya arkadan (posterior) ya da her iki türlü yapılabilir.

Operatör, en iyi yaklaşımı elde etmek için hastaların X-ışını grafipleri üzerinde çalışır. Füzyon belirlendikten sonra uygun omurga enstrümanları (graft, rod, v.s) kullanılarak ameliyat yapılır [8],[9],[10].

## II.1.4. Omurga Bozuklukları Terminolojisi

Skolyoz, yerleşim yerine, yönüne göre farklı şekillerde adlandırılır. Eğrilik “C” şeklinde olabileceği gibi, “S” şeklinde ya da daha farklı modellerde olabilir. Eğriliğin tepe noktasının omurgadaki yeri temel alınarak; servikal eğrilik (C1- C6), servikotorasik eğrilik (C7- T1), torasik eğrilik (T2- T11), torakolomber eğrilik (T12- L1), lomber eğrilik (L2- L4), lumbosakral eğrilik (L5- S1) olarak adlandırılır. Yine bu eğrilikler yöne göre, sağ veya sol diye isimlendirilir. Ergenlik döneminde görülen skolyoz değerlendirmeleri için eğrilik desenlerine göre, “King ve Moe” ya da “Lenke” sınıflandırmaları kullanılabilir. Bu sınıflandırmalar ve ölçümler cerrahın hangi yöntemle ameliyat yapacağını ve ameliyat sırasında kullanacağı enstrümanları belirlemesi bakımından yardımcı olur.

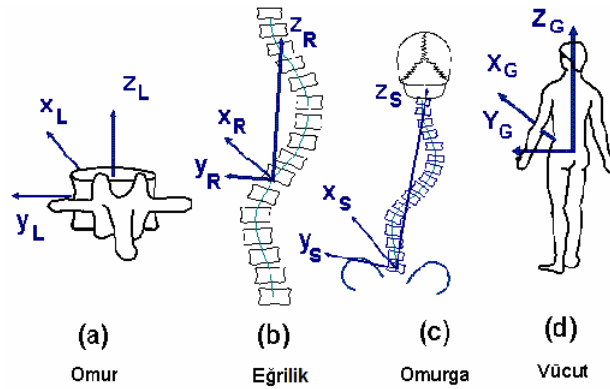
Eğrilik derecesinin ölçülmesinde Cobb ya da Ferguson yöntemleri kullanılır. Omurun eksenini etrafındaki dönme açısı ise Nash ve Moe yöntemiyle tespit edilir. Standart terimler, Skolyoz Araştırma Derneğinin (Scoliosis Research Society), omurga bozuklukları ile ilgili olarak hazırladığı ve önerdiği sözlük temel alınarak açıklanmıştır. Şekil II.5’te yine bu derneğin tanımladığı normal omurga yapısı ve tanımlamaları yer almaktadır [7].



Şekil II.5. Eğrilik ölçümleri

*Omur gövde hattı (Vertebral body line):* Omur kitlesi boyunca geçen kavisli hat. Omur gövdelerinin merkezleri boyunca ilerleyen 3 boyutlu eğrilik. *Omur kitle merkezi*

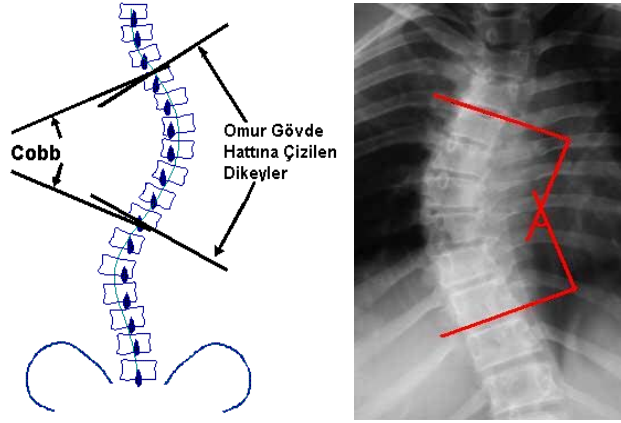
(*Vertebra centroid*): Omur gövdesinin orta noktası. Omurun iki son plağının merkezleri arasında yarı yolda bulunan nokta. *Yanal Düzlem Tepe Omuru (Apical vertebra lateral plane)*: Omurun tepeden yanal görünüşünü gösteren düzlem. Tepe omurun y-z lokal düzlemi. *Eğrilik Açısı (Curvature Angle)*: Cobb, Ferguson ya da herhangi bir analitik ölçüm yönteminin belirli bir düzlemde uygulanması ile elde edilen değer. Belirli bir düzlemde bölgesel eğriliğin büyüklüğü (derece) özel bir yöntemle ölçülür. Bu yöntemler Cobb, Ferguson ve diğer analitik yöntemler olabilir. Eğrilik, omur gövde hattının düzleştiği yer belirlenerek ölçülür. Şekil II.6'da geometrik tanımlamalar için temel koordinat düzlemleri görülmektedir [7].



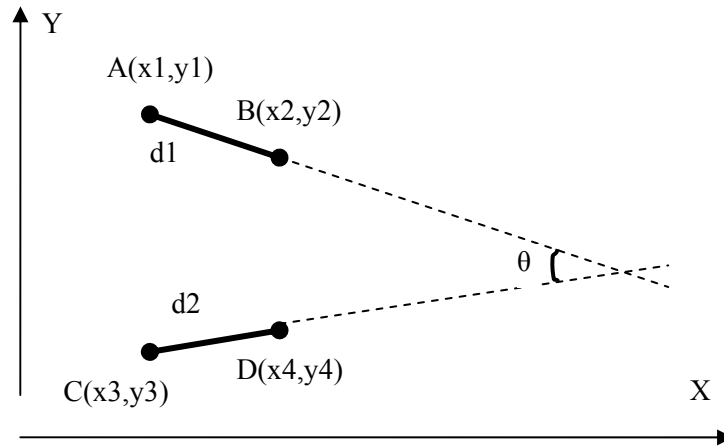
Şekil II.6. Omurga Geometri Tanımlamaları için Temel Koordinat Düzlemleri

#### II.1.4.1. Cobb Yöntemi

Eğriliğin derecesini belirlemede açı ölçmek için, genelde Cobb yöntemi kullanılır. Hastanın Frontal grafisinden, en fazla eğilen alt ve üst omurlarının bitim yerleri arasından ölçülen açıdır. Apikal omur, AP boy grafisinde eğrilik içerisinde kalan, yanal olarak en çok değişen omur gövde hattına en uzak olan omurdur. Daha sonra omur gövde hattına en yakın eğriliğin sonlandığı alt ve üst omurlar bulunur. En üstteki son omurun üst bitim yeri ve en alttaki son omurun alt bitim yeri boyunca yatay hatlar çizilir ve bu hatların kesişimi ile elde edilen açı ölçülür. Bu kesişim grafinin dışında kalabileceğinden bu hatlara çizilen dik doğrular arasında kalan açı da eğriliğin derecesini verir. Şekil II.7'de en çok kullanılan yöntem olan Cobb açı ölçme yöntemi, Şekil II.8'de iki doğru arasında açının gösterimi, (II.1)'de de açının hesaplanması verilmektedir [7],[9],[14].



Şekil II.7. Cobb Yöntemi



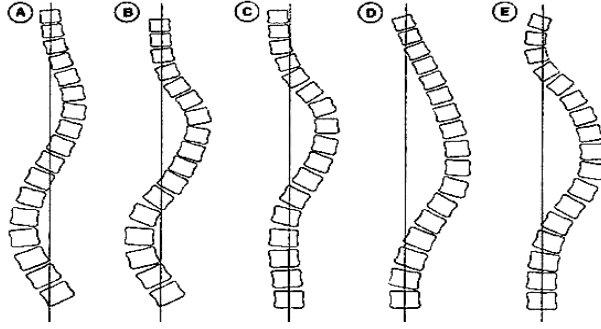
Şekil II.8 İki Doğru Arasındaki Açının Gösterimi

İki noktası belli olan iki doğru arasındaki açının değeri II.1’de verilen denklemle hesaplanır.

$$\tan \theta = \frac{\frac{y4 - y3}{x4 - x3} - \frac{y2 - y1}{x2 - x1}}{1 + \frac{y4 - y3}{x4 - x3} \cdot \frac{y2 - y1}{x2 - x1}} \quad (II.1)$$

#### II.1.4.2. King ve Moe Sınıflandırması

Adolesanlarda görülen idiyopatik skolyozda gelişen omurga bozukluğu için geliştirilen ve bugün için en çok kullanılan sınıflandırma, 1983’te geliştirilen “King ve Moe” sınıflamasıdır. Bu sınıflandırmaya göre adolesan idiyopatik skolyoz Şekil II.9 ve Tablo II.1 ‘de görüldüğü gibi sınıflandırılır [11],[20].



**Şekil II.9.** Skolyoz Eğriliğinin Sınıflandırılması –(King and Moe Classification)

**Tablo II.1** King ve Moe Sınıflaması

Tip I	Torakal ve lomber bölgede omur gövde hattını geçen S şeklinde bir eğrilik vardır. Lomber eğrilik torakal eğrilikten daha büyüktür. Torakal eğriliğin lomber eğrilikten daha büyük olduğu durumlarda ise lomber eğrilik daha az esnektir.
Tip II	Omur gövde hattını geçen S şeklinde bir eğrilik vardır. Torakal eğrilik lomber eğriliğe eşit ya da daha büyüktür. Lomber eğrilik daha esnektir.
Tip III	Yalnız torakal bir eğrilik vardır. Lomber eğrilik omur gövde hattını geçmez.
Tip IV	L4'te eğriliğin konveks tarafına doğru eğildiği uzun bir torakal eğrilik vardır.
Tip V	Çift torakal eğrilik vardır. T1 üstteki torakal eğriliğin konveks yanına doğru eğilmiştir.

## **II.2. TIBBİ GÖRÜNTÜ İŞLEME**

### **II.2.1. Giriş**

Willhelm C. Röntgen'in, 1895'te, X-ışını adını verdiği buluşu tıbbi görüntülemenin temelini oluşturur [18]. Günümüzde kullanılan görüntüleme cihazları çok çeşitlidir. Bu cihazlar görüntü elde etmede; X-ışını, ses, radyo dalgaları gibi enerjinin bazı biçimlerini kullanarak vücudun bir bölgesiyle etkileşim sağlarlar. Etkileşimler soğurma, zayıflama, nükleer manyetik bozunma gibi özelliklerdir. Ardından, bu etkileşimlerle ilgili ölçümler kaydedilerek, bunların matematiksel değerlendirmeleri yapılır. Sonuç olarak, iki boyutlu ve üç boyutlu görüntüler haline getirilir.

Tıbbi görüntülemede kullanılan modaliteler yapısal ve fonksiyonel bilgi veren modaliteler olarak ikiye ayrılır. Yapısal görüntüleme yöntemlerinde, normal anatomideki yapısal değişiklikler ayrıntılı olarak incelenir. Hastalıklı dokudaki biyokimyasal değişim genelde, anatomik değişimden önce olduğundan, anatomik görüntülemenin yeterli cevabı veremediği durumlarda biyokimyasal değişiklikleri gösteren, fonksiyonel görüntüleme yöntemleri kullanılır [15].

### **II.2.2. Temel Görüntüleme Yöntemleri**

Vücut içinin görüntülenmesinde geçmişte uzun bir süre boyunca X-ışını görüntüleme ('X-ray imaging'; Röntgen) cihazları kullanılırken, günümüzde farklı görüntüleme yöntemleri de mevcuttur. Bilgisayarlı Tomografi (Computerised Tomography-CT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging-MRI), fMRI (Functional MRI), Ultrasonografi (Ultrasonography-USG), Pozitron Emisyon Tomografisi (Positron Emission Tomography-PET), Tek Foton Emisyon Bilgisayar Tomografisi (Single Photon Emission Computed Tomography-SPECT) gibi cihazlar, tıpta görüntü elde etmede kullanılan temel cihazlardır. Bunlar yapısal ya da fonksiyonel görüntülemede kullanılır. Her birinin kullanım yeri ve amacı farklıdır. Bu görüntüleme yöntemlerinden X-ışını görüntüleme, BT, MRG, USG yapısal görüntüleme ve PET, SPECT, fMRI cihazları da fonksiyonel görüntüleme amacıyla kullanılır [18].

Kas-iskelet sisteminin görüntülenmesinde ise, ilk ve temel yöntem X-ışın görüntülemesidir. Bunun yanı sıra BT (Bilgisayarlı Tomografi), Ultrasonografi, MRG, PET ve SPECT görüntüleme teknikleri de kas-iskelet sisteminin radyolojik değerlendirmelerinde kullanılır. Kemik dokunun görüntülenmesinde, röntgenin kullanımı ilk sırada yer alır. BT, röntgende saptanamayan yumuşak doku ve kemik değişikliklerinin görüntülenmesinde tercih edilir. MRG, yumuşak doku kontrast çözümü gücü en yüksek görüntülemesidir ve farklı düzlemlerden görüntü elde etme yeteneğine sahiptir. Bazen röntgende gözden kaçan (femur; boyun kırığı) lezyonlar MRG ile saptanabilir. Ultrasonografiyle tendon (kiriş) ve kaslar görüntülenir ve diğer yöntemlere göre daha ucuzdur. PET, SPECT, ve fMRI gibi görüntüleme yöntemleri ise, özellikle kanser araştırmalarında fonksiyonel aktiviteleri takip etmek amacıyla kullanılır [12].

Teşhis ve tedavinin vazgeçilmez araçları olan bu görüntüleme yöntemlerinin kendine göre avantaj ve dezavantajları olduğu gibi, her birinin kullanım yerleri de farklıdır. Kemik dokunun görüntülenmesinde X-ışın görüntüleme ve BT temel görüntüleme yöntemleridir.

### II.2.2.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

X-ışınları kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. BT'nin temel prensibi, bir nesnenin iç yapısının, nesnenin birçok izdüşümünden çakıştırılarak tekrar elde edilebileceğidir. 'X-ışını' kaynağı, incelenecek hasta etrafında 360 derecelik bir dönüş hareketi yaparken, gantri adı verilen kısmı boyunca dizilmiş dedektörler tarafından, X-ışın demetinin vücudu geçen kısmı saptanarak elde edilen veriler bilgisayara aktarılır. Bilgisayar tarafından işlenen verilerle, istenen dokuların birbiri ardı sıra kesitsel görüntüleri oluşturulur. Bu görüntüler bilgisayar ekranından izlenebileceği gibi, gerekirse üzerinde işlem yapılabilir, 3 boyutlu hale getirilebilir ya da tekrar kullanmak üzere kaydedilebilirler. BT yumuşak doku ve kemiklerin şekil ve yerleşimini oldukça net gösterir.



### II.2.2.2. X-Işını Görüntüleme

Günümüzdeki röntgen cihazları, yüzyıl önceki cihazla temelde aynıdır ve x-ışınlarının soğurulmasıyla görüntü oluşturulur. Teknolojik prensipleri açısından, fazla bir değişikliğe uğramamıştır. Ancak görüntü çözünürlüğü artırılmış ve sayısal olarakta kayıt yapabilen yeni tipleri geliştirilmiştir [17]. X-ışın cihazları yapısal görüntüleme amacıyla kullanılır ve kaydedilen parametre enerji soğurmaz. Uzamsal çözünürlüğü yüksek ve görüntü kaydı iki boyutludur. En önemli avantajı, yumuşak doku ile kemik doku arasındaki geçişi son derece belirgin bir şekilde göstermesidir. Temel olarak, X-ışınlarını kullanan floroskopi, mamografi, anjiyografi ve bilgisayarlı tomografi gibi gelişmiş cihazların varlığına rağmen, X-ışın cihazları teşhis amacıyla kullanımda ilk sırada yer almaktadır. Bunun nedeni, birçok hastalığın teşhisinin röntgen ile rahatlıkla yapılabilmesi, hastanın iyonize radyasyona diğer X-ışını kullanan cihazlara göre daha az maruz kalması ve maliyet açısından da pek çok yöntemden daha ucuz olmasıdır. Bu nedenle modern tıbbın vazgeçilmez görüntüleme yöntemi olmaya daha uzun süre devam edecektir.

X-ışını görüntülemenin dezavantajı, iki boyutlu gösterimi nedeniyle bilginin çoğunun kaybolmasıdır. İnceleme yapmak için görüntünün basılması gereklidir. Sayısal X-ışını cihazları henüz her yerde bulunmamaktadır.

Sonuç olarak, omurganın yapısal olarak görüntülenmesinde X-ışını görüntüleme ve BT diğer yapısal görüntüleme yöntemlerine göre daha kaliteli görüntüleme sağlar. BT'den elde edilen görüntüler genelde doktorlar tarafından ameliyat öncesi planlama amacıyla kullanılır. Çalışmanın konusu, kemik dokunun görüntülenmesinde ilk tercih edilen ve en çok kullanılan yöntem olan röntgen cihazının görüntüsüdür.

### II.2.2.3. X-Işını Görüntülerinin Özellikleri

X-ışınları, vücuda temas ettiğinde, farklı anatomik yapılardan farklı seviyelerde absorbe edilir. Görüntü kireçli yapı, yumuşak doku, yağ ve gazdan farklı absorbe edilen ışınlar göre şekillenir. Örneğin, kemik doku radyasyonun büyük miktarını absorbe eder, bu nedenle kemikler görüntüde beyaz ya da beyaza yakın tonlarda açık gri görünürlerken, yumuşak dokular radyasyonu daha az absorbe ettiğinden daha karanlık görünürler. X-ışın tüpüne yüksek gerilim uygulanması kontrastı değiştirir. Saçılım gürültü problemi

değil kontrastla ilgilidir. Görüntü kalitesi çözünürlük, gürültü, distorsiyon ve kontrast değerlerine bağlıdır. Yapıların algılanan boyutları, bir nokta kaynağından X-ışınlarının ıraksamasıyla bozular. Üç boyutlu nesne bilgisi, iki boyutlu izdüşüme (imge) indirgenir. X-ışını görüntüleme nicel (quantitative) değil, nitel (qualitative) değerlerde görüntüler elde edilir. Bu nedenle boyut ve mesafe ölçümü; kesinlik içermez. Tablo II.2’de X-ışınlarını kullanan görüntüleme cihazları verilmiştir. Bu çalışmada kullanılan tıbbi görüntüler Tablo II.2’de verilen türlerden, ilk satırda yer alan genel radyografi teknolojisine ait tekli projeksiyon görüntüleridir.

**Tablo II.2.** Muayenede X-ışını Kullanan Tıbbi Görüntüleme Türleri

Genel Radyografi	Tekli projeksiyon görüntü
Floroskopi	Anatomik hareketliliğin tekli projeksiyon görüntülenmesi
Anjiyografi	Kan akışı hareketinin yakalanması ile tekli projeksiyon görüntülerin hızlı serisi
Bilgisayarlı Tomografi	Çoklu projeksiyon görüntüleme ile anatomik kesit görüntüleme
Kemik Mineral Densitometri	Kemik sertliğinin analizi

X-ışınları çok yüksek frekanslı ve enerjili, kısa dalga boylu elektromanyetik ışınımdır. Tanı amaçlı X-ışını cihazlarının enerjisi tipik olarak 10-150 keV arasındadır [21].

### II.2.3. Tıbbi Görüntülerin Analizi

Görüntü analizi, modern görüntü işleme yöntemlerine dayanır. Bu alandaki gelişmeler, tıbbi görüntülerin işlenmesine de yansımaktadır. Literatür incelendiğinde bölütleme (segmentation), çakıştırma (registration), görselleştirme (visualization), canlandırma (simulation) tıbbi görüntü işlemede temel sorunlar olarak görülmekte ve çalışmalar bu konular etrafında yoğunlaşmaktadır. Ayrıca, tıbbi görüntülerin sayısının, çeşitliliğinin ve hacminin çoğalması, farklı modalitelerden elde edilen görüntülerin bir arada kaydedilmesini, işlenmesini, analizini ve bunlara hızlı erişimi sağlayan, veri tabanı ve yazılımlara olan ilgiyi de bir hayli arttırmıştır [18]. Genel olarak, tıbbi görüntüler gürültülü, geniş ölçekli ve çeşitli kısıtlamalara sahiptirler. Tıbbi görüntü işlemede, görüntünün netleştirilmesi ve istenen özelliklerin daha sonraki uygulamalar için elverişli

hale getirilmesi amacıyla, bazı ön işlemlerden geçirilmesi şarttır. Bu nedenle görüntü iyileştirme (enhancement) ve onarma (restoration) yöntemlerine başvurulur. Bölütleme, çakıştırma, görselleştirme, simulasyon gibi ileri aşamalarda düzgün ve doğru sonuçlar elde edilmesi, bu adımların başarılı olmasına bağlıdır.

Görüntünün bölütlenmesi de, yine tıbbi görüntü işlemenin en önemli sorunlarından biridir. Mevcut bölütleme algoritmalarının çoğu görüntüyü mükemmel kabul eder. Tıbbi görüntülerde ise nesne sınırları kesin değildir. Bu nedenle, tıbbi görüntü analizinde iyileştirme ve bölütleme işlemleri oldukça zordur ve hala bu konuların araştırmaları devam etmektedir. Özellikle X-ışını görüntülerinin sayısal olarak değerlendirilmesi, sahip olduğu kısıtlamaları nedeniyle bir takım güçlükler içerir.

Görüntü analizi ve görüntü özelliklerinin elde edilmesinde kullanılan pek çok yöntem vardır. Bu çalışmada tıbbi görüntü işlemede sıklıkla kullanılan temel yöntemler, kavramlar ve uygulamalar yer almaktadır.

## **II.2.4. Tıbbi Görüntülerin Bölütlenmesi**

Tıbbi görüntü bölütleme, yapıların otomatik olarak ayrıştırılmasında, organ ve tanı özelliklerinin belirlenmesinde, bilgisayar yardımlı tanı uygulamaları ile istatistiksel şekil analizi ve tıbbi görüntülerin görselleştirilmesi için gerekli olan, ancak son derece bezdirici ve zor bir işlemdir [28]. Görüntünün istenen kısımlarının ayrıştırılması için, nesne sınırlarının bulunması olarak da tanımlanır. Genelde kullanılan bölütleme algoritmaları, görüntüyü mükemmel kabul eder. Gerçekte ise, görüntüler çeşitli sebeplerden dolayı gürültü etkisindedir. Algoritmalar, görüntüyü gürültüsüz, kenar bilgisi keskin ve düzgün bölgelere ayrılmış varsayarlar. Görüntü analizi yapan algoritmaların genel işleyiş biçimi şu şekildedir: Önce görüntü bir takım ön işlemlerden geçirilerek gürültüden arındırılıp, düzleştirilir. Yine bu algoritmaların çoğu kenar bilgisini içerdiğinden, kenar tespiti yapılır. Bölütleme sonucu, elde edilen görüntü işlenmemiş veridir. Sonuçlar kontrol edilip gözden geçirilerek, mantıksız şekiller düzeltilir ve verilen kriterlere uygun bölgeler bulunur. Dolayısıyla bu süreç birçok, ardışıl işlemler gerektirir.

Tıbbi görüntüleme bağlamında, bölgeler anatomik olarak anlamlı olmak zorundadır [18]. Tıp uygulamalarında, bölütleme kemik, kas, yumuşak doku gibi farklı anatomik özelliklerin sınıflandırılmasında kullanılır [19]. Elde edilen görüntüdeki düşük çözünürlük ve karışıklık, gürültü, geometrik bozulma ve görüntüleme insan faktörünün varlığı, görüntü kalitesinin düşmesine neden olur [18]. Buna ek olarak, türdeş bölgelerin ayrıştırılma sınırlarını saptamakta bölütleme de zor bir işlemdir. Bu nedenlerle, mevcut çalışmalarda bölütlemeye yönelik birçok yaklaşım ileri sürülmüştür [19].

Tıbbi görüntü bölütlemesinde uygulanan bölütleme yöntemleri, Eşikleme (Thresholding), Bölge Büyütme (Region Growing), Sınıflandırıcılar (Classifiers), Kümeleme (Clustering), Markov Rastgele Alanlar (Markov Random Fields), Yapay Sinir Ağı (Artificial Neural Network), Atlas Kılavuzlu (Atlas-guided), Deforme Edilebilir Modeller (Deformable Models) ve diğer yöntemler olarak sıralanabilir [19]. Bu yöntemlerden bazıları:

*Eşikleme:* Görüntü yoğunluğunun ikili olarak ayrıştırılmasını sağlar. Matematiksel morfolojik işlemlerle beraber sonuca gidilir. Ardışıl görüntü işleme operasyonlarında başlangıç adımı olarak kullanılır.

*Bölge büyütme:* Görüntü analizinde, aynı özellikleri taşıyan komşu pikselleri bir araya getirerek yapılan bölütlemeleri ortaya çıkarma işlemleridir.

*Sınıflandırıcılar:* Deneme Seti gerektirir.

*Kümeleme:*  $k$ -ortalamalar, fuzzy  $c$ -ortalamalar en çok kullanılan kümeleme algoritmalarıdır. Sınıflandırıcılar gibi deneme seti gerektirmez, ancak başlangıç değeri gerektirirler.

*Markov Rastgele Alanlar:* Tek başına bir bölütleme yöntemi olmaktan çok, istatistiksel model üretmede kullanılır [19].

*Atlas tabanlı bölütleme:* Beynin beyaz-gri cevherinin, ayrık zamanlı etiketleri ile sürekli zamandaki yoğunlukları değiştirilerek MRI görüntülenmesi örnek olarak verilebilir. Burada bölütleme, “düzleştirme/bilgi azaltma” şeklinde uç noktada görülebilir. Yine

burada bölütleme hassas bir kayıt yapmaya bağlıdır. Eğer, bir atlas eldeki veri kümesi ile kusursuz kayıt yaparsa, kaydedilen atlas etiketleri bölütleme anlamına gelir. Atlas tabanlı bölütleme, uzmanlar tarafından çeşitli örnekler alınarak yapılan manuel bölütleme yöntemidir [18].

*Deforme Edilebilen Modeller (Deformable Models):* Son yıllarda, matematik alanda değişken modeller ve kısmi türev denklemlerinin çözümlerinde yaşanan umut verici gelişmelerle beraber, bölütleme probleminin çözüm araştırmaları artmıştır. Bu yöntemde, önceden oluşturulan modellerin iki ya da üç boyutlu şekil bilgisi ile modelin elastikliği tanımlanır. Daha sonra, bu modeller, eldeki görüntüyle, uyumunu tanımlayan enerji fonksiyonları kullanılarak deforme edilir. Model tabanlı yöntemler arasında olan, “Deforme edilebilen modeller” geometri, fizik ve yaklaşımlar kuramını bir arada sunar. Geometri, nesne şeklinin gösterimini; fizik ise, şeklin değişiminin kısıtlanmasını, yaklaşımlar kuramı da; mekanizmanın biçimsel altyapısını oluşturmaya yarar [27].

Mevcut bölütleme algoritmalarının çoğu görüntüyü mükemmel kabul eder. Tıbbi görüntülerde ise nesne sınırları kesin değildir. Bu nedenle, tıbbi görüntü analizinde iyileştirme ve bölütleme işlemlerinin araştırmaları halen yoğun bir şekilde devam etmektedir.

Sonuç olarak, bölütleme yöntemlerinin oldukça çeşitli olduğu görülmektedir. Bu nedenle yöntem seçilirken hangi modaliteye ait görüntünün işleneceği, bölütleme amacı, kullanıcı etkileşiminin miktarı, hız gereksinimi ve ön bilgi gerektirip gerektirmediği gibi konular göz önünde bulundurularak, amaca göre bir yöntemin belirlenmesi gerekmektedir.

## II.3. GÖRÜNTÜ İYİLEŞTİRME VE BÖLÜTLEME

Görüntü onarımı ve iyileştirilmesi, sayısal olarak görüntünün işlenebilmesinin ilk basamağıdır. Genel olarak iyileştirme yöntemleri sorunların çözümüne buluşsal (heuristic), onarma yöntemleri ise, matematiksel yaklaşıdır. Görüntü iyileştirmede, kontrastı artırma, gürültü giderme, kenarlara vurgu yapma, kenar bulma gibi işlemleri yerine getirmek için, çeşitli şekillerde uygulanan filtrelerden (süzgeç) faydalanılır. Filtrelerle ilgili çözümlerde, uzamsal ve frekans düzlemlerinde olmak üzere farklı yaklaşımlar vardır. Uzamsal düzlemde, görüntü pikselleriyle doğrudan işlem yapılır. Frekans düzleminde, Fourier dönüşümlerinin kullanımıyla doğrusal filtreler, kuramsal olarak tasarlanır. Bir filtrenin sayısal olarak elde edilmesinde çeşitli hesaplamalar kullanılsa da, tasarım ilkelerinin çıkarımı Fourier dönüşümünden elde edilir.

Görüntüden istenen özelliklerin elde edilmesinde, kontrast ve parlaklığın ayarlanması yeterli değildir. Görüntünün iyileştirilmesi için birçok farklı filtreleme yönteminin de kullanılması gerekir. Bu işlemlerde kullanılan algoritmalar uygulamada, doğrusal (linear) ve doğrusal olmayan (non-linear) yaklaşımla ifade edilir. Aradaki temel fark, doğrusal sistemlerin Fourier düzleminde analizinin mümkün olmasına karşılık, doğrusal olmayan sistemlerin analizinin mümkün olmamasıdır. Doğrusal olmayan filtreleme yöntemlerinin en büyük avantajı hızlı ve basitleştirilmiş hesaplamalardır. Genellikle sıra istatistik temelli filtrelerdir ve toplanır türdeki gürültülerde iyi sonuç verirler [22].

Farklı aydınlatma şartlarından elde edilen görüntüler, görüntünün işlenmesini zorlaştıran en büyük sorunlardan biridir. Farklı aydınlatmalarda alınan görüntüye uygulanan algoritmadan farklı sonuçlar elde edilebilir. Bu nedenle öncelikle bu durumun mümkün olduğu kadar düzeltilmesi gerekir.

### II.3.1. Genel Bilgiler

Görüntü (imge), 3B'lu dünyanın düzlemsel izdüşümüdür. Her türlü iki boyutlu bilgi görüntü olarak tanımlanır. Görüntü işleme, görüntü analizi, örüntü tanıma ve bilgisayar görüşü ile bağlantılıdır. Görüntü işlemleri; düşük seviye işlemler (Önişlemler,

filtreleme, iyileştirme ve onarma), orta seviye işlemler (Bölütleme) ve yüksek seviye işlemler (Tanıma) olarak üçe ayrılabilir. Şekil II.10'da örnek bir sayısal görüntü verilmiştir.



Şekil II.10. Sayısal Görüntü (İmge) Gösterimi

Bir gri seviye görüntü matematiksel olarak M ve N, satır, sütun değerlerini belirtmek üzere  $M \times N$  boyutlu bir matris olarak tanımlanır. Bu matrisin,  $x$  ve  $y$  uzamsal düzlemde herhangi bir koordinat değerine karşılık gelen ışık yoğunluğu  $f(x,y)$  fonksiyonuyla gösterilir. Fonksiyon değeri  $f$ , görüntünün verilen koordinatlardaki gri seviye bilgisini, yani ışık yoğunluğu değerini gösterir. Matrisin her bir elemanı piksel olarak adlandırılır.  $f(x,y)$  giriş görüntüsü,  $g(x,y)$  çıkış görüntüsü olmak üzere  $g(x,y)=T[f(x,y)]$  şeklindeki bağıntıda  $(x,y)$  koordinatlarının komşuluk değeri ile ilgili olmak üzere,  $T$  bir operatörü temsil eder. Komşuluk bölgesinin en basit biçimi  $1 \times 1$  boyutlu (tek piksel) alınabilir. Bu durum,  $(x,y)$  koordinatlarındaki piksel değerleriyle doğrudan işlem yapılması demektir [23].

### II.3.2. Konvolusyon ve Korelasyon

Konvolusyon, görüntü işlemede çeşitli işlevleri yerine getirmede kullanılan bir matematik işlemidir. Matematiksel olarak birleşme, yer değiştirme, dağılma gibi özellikler taşır.  $f(x,y)$ ; giriş görüntüsü,  $h(x,y)$ ; darbe yanıtı,  $g(x,y)$ ; filtrelenmiş görüntü olmak üzere; konvolusyon işleminin tanımı (II.2)'de verildiği gibidir.

$$\begin{aligned} G(u,v) &= F(u,v)H(u,v) \\ g(x,y) &= h(x,y)*f(x,y) \end{aligned} \quad (II.2)$$

İki boyutlu bir görüntü için ayrık düzlemde konvolusyon tanımı; (II.3)'te verilmiştir.

$$g(n_1, n_2) = \sum_{k_1=-\infty}^{\infty} \sum_{k_2=-\infty}^{\infty} f(k_1, k_2) h(n_1 - k_1, n_2 - k_2) \quad (\text{II.3})$$

Sayısal görüntü işlemede konvolusyon işlemi, sonlu şekil ve büyüklükteki bir çekirdek (kernel) kullanılarak, bir görüntü boyunca taranmasını ifade eder. Bir çıkış pikselinin değeri, çekirdek, ya da filtre (süzgeç) adı verilen kendine özel değerleri ile temsil edilen çerçeve matrisinin, giriş piksel değerleri ile ağırlıklı toplamlarının hesaplanmasından elde edilir. Doğrusal filtrelerde, genelde konvolusyon ve korelasyon işlemlerinden faydalanılır. Korelasyon işlemi, konvolusyon işlemiyle benzerdir. Korelasyonda, çekirdek katsayıları doğrudan kendi konumlarına karşılık gelen piksel değerleri ile çarpılır. Konvolusyonda ise, çekirdek merkez piksel etrafında 180° döndürülerek ağırlık hesaplanır. Korelasyon daha çok iki görüntü arasındaki benzerlik hesabında kullanılır (II.4).

$$g(n_1, n_2) = \sum_{k_1=-\infty}^{\infty} \sum_{k_2=-\infty}^{\infty} f(k_1, k_2) h(n_1 + k_1, n_2 + k_2) \quad (\text{II.4})$$

Görüntüden istenen özelliklerin elde edilmesinde, kontrast ve parlaklığın ayarlanması yeterli değildir. Görüntünün iyileştirilmesi için farklı filtreleme yöntemlerinin de kullanılması gerekir.

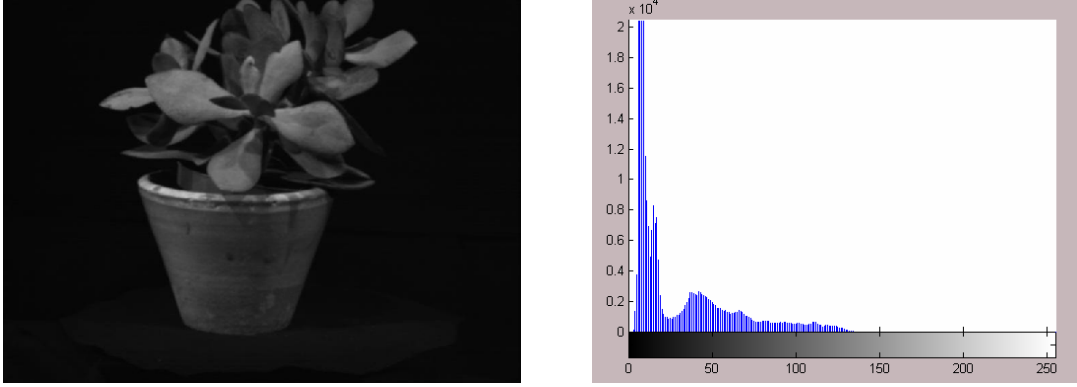
### II.3.3. Parlaklık ve Kontrast İyileştirme İşlemleri

Görüntünün kaydı sırasında oluşan aydınlatma durumu ve algılayıcıların yanlış ayarlanması gibi nedenlerle, kontrast (karşıtlık) düşük olabilir. Kontrast ayarı aslında uzman iş istasyonlarında yapılır. Görüntü ekranda görüntülediği zaman, kontrast kayıptır. Veri erimine ait bilgi azaldığından geri alınamaz. Gerçekte, uygun şekilde kontrast ayarı bir “göz atma tablosu” kullanarak orijinal veri üzerinde yapılır. Görüntü üzerinde kontrast ve parlaklık ayarları için histogramdan faydalanılır.

*Histogram*; Bir görüntüdeki ışık yoğunluğuna (intensity) ait değerlerin grafiksel gösterimine denir. Bu grafik üzerinde, ışık yoğunluk değerleri (gri-seviye) yatay ekseninde ve bu yoğunluk değerlerinin görüntü içinde hangi sıklıkta olduğunu belirten değerlerde dikey ekseninde yer alır. Histogram, görüntüdeki piksellerin koordinat bilgisini içermez. Ancak görüntüde yer alan yoğunluk bilgisinin dağılımı, görüntünün karanlık mı aydınlık mı olduğu hakkında bilgi verir. Ayrıca bir görüntünün belli dağılıma sahip ışık yoğunluk değerleri üzerinde işlemler yapılarak, görüntüde istenen bazı özellikler



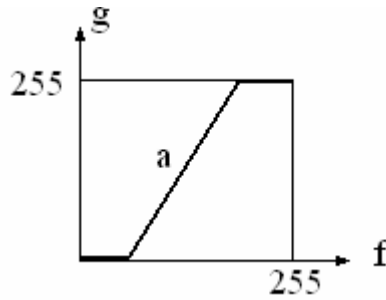
daha belirgin hale getirilebilir. Şekil II.11'deki görüntünün histogramı incelendiğinde, yoğunluk değerlerinin büyük bir oranda 0'a yani siyaha yakın olduğuna bakılarak, görüntünün çok karanlık olduğu söylenebilir.



a) b)  
Şekil II.11. Gri Seviye Görüntü ve Görüntünün Histogramı

İnsan görmesinde, açık ton farkları, koyu ton farklarından daha iyi algılanır.  $f(x,y)$ ; giriş görüntüsü,  $g(x,y)$ ; çıkış görüntüsü olmak üzere; giriş görüntüsüne, sayısal değerler eklemek ya da çıkarmak suretiyle parlaklık değerleri, belli bir katsayıyla çarpılmasıyla da kontrast değerleri ayarlanarak görülebilirlik artırılabilir (Şekil II.12).

$$g(x,y)=a f(x,y)+b \quad (II.5)$$



Şekil II.12. Gri Seviyeli Görüntüde Parlaklık ve Kontrast Ayarlaması

*Kontrast artırma (contrast stretching)*: Görüntüde yer alan gri-seviye değerlerinin, doğrusal olarak yayılması sağlanır. Doğrusal olarak kontrast artırımını uygulanmış yeni görüntüde pek çok ayrıntı daha belirgin hale gelir.

*Histogram denkleştirme (histogram equalization):* Görüntüdeki, düşük karışıklığı gidermek için kullanılır. Burada düşük sayıda piksel seviyelerinin dar alana, yüksek sayıdaki piksel seviyelerinin de geniş bir alana doğrusal olmayan bir yaklaşımla yayılması sağlanarak, görüntüde istenen özellikler ön plana çıkarılır.

Piksel değerleri  $[0,1]$  aralığında normalize edilmiş görüntü için, bu aralıktaki herhangi bir  $r$  gri-seviye değerinin değişim fonksiyonu;  $s=T(r)$  şeklindedir. Bu fonksiyon aşağıda verilen koşulları sağlasın.

- a)  $T(r)$  fonksiyonu  $0 \leq r \leq 1$  aralığında tek değerli, sürekli artan
- b)  $0 \leq r \leq 1$  aralığı için  $0 \leq T(r) \leq 1$  olsun.

Fonksiyonun tersi,  $r = T^{-1}(s)$ ,  $0 \leq s \leq 1$  'de aynı şartları sağlar. Giriş ve çıkış görüntülerinin gri seviye değerleri,  $p_r(r)$  ve  $p_s(s)$  olasılık yoğunluk fonksiyonu olarak gösterilirse;  $p(r)$  ve  $T(r)$  biliniyorsa ve  $T^{-1}(s)$ , (a) şartını sağlıyorsa dönüşen gri seviyelerin olasılık yoğunluk fonksiyonu (II.6)'da ki gibi tanımlanır.

$$P_s(s) = \left[ P(r) \frac{dr}{ds} \right]_{r=T^{-1}(s)} \quad (II.6)$$

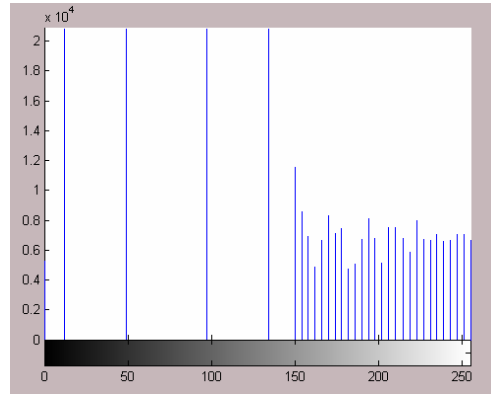
$T(r)$  dönüşüm fonksiyonu yardımıyla gri-seviye yoğunluk fonksiyonu kontrol edilerek görüntü değiştirilir. Dönüşüm fonksiyonu  $s$ 'nin tanımı (II.7)'deki gibidir.

$$s = T(r) = \int_0^r p_r(w)dw \quad (II.7)$$

Burada  $w$  göstermelik bir değişkendir. Bu işlem, görüntüyü küçük bölgelere ayırarak, her bölgenin kontrastını ayrı ayrı artırıp, daha sonra genel olarak çıkış için bir yaklaşık eşleme yapmak şeklinde de kullanılır [23].



a)



b)

**Şekil II.13.** Histogram Denkleştirmeye Elde Edilen Görüntü ve Histogramı

Daha önce histogram değeri incelenen görüntünün, histogram dekleştirme sayesinde elde edilen yeni görüntüsünde karanlık bölgeler daha aydınlık hale getirilmiş, görüntünün detayları ortaya çıkarılmıştır. Histogram değerlerinin doğrusal olmayan şekilde aydınlık bölgeye doğru yayıldığı görülmektedir.

### II.3.4. Görüntü Üzerine Birinci Derece Türev Uygulaması

Kenar bulmada ve detay sezme işlemlerinde kullanılır. Türev tanımı  $f'$ , sürekli düzlemde  $f$  fonksiyonu için;

$$f'(x) = \lim_{dx \rightarrow 0} \frac{f(x+dx) - f(x)}{dx} \quad (II.8)$$

Örneklenmiş bir fonksiyonun, tek boyutlu, birinci derece türevi; sonlu farklar kullanılarak yaklaşık olarak Tablo II.3'te verildiği gibi hesaplanır.

**Tablo II. 3.** 1.Derece Türev Sonlu Farklar Gösterimi

Sol;	$f'(x) \approx f(x) - f(x-1)$	$f^* \{0 \ 1 \ -1\}$
Sağ;	$f'(x) \approx f(x+1) - f(x)$	$f^* \{1 \ -1 \ 0\}$
Merkez;	$f'(x) \approx 1/2(f(x+1) - f(x-1))$	$f^* \{1 \ 0 \ -1\}$

Görüntüde sayısal uygulama için kullanımı, satır ve sütun boyunca piksel değişimi basit olarak II.9'da verilmiştir.

$$\begin{aligned} G_x(x,y) &= F(x,y) - F(x,y-1) \\ G_y(x,y) &= F(x,y) - F(x+1,y) \end{aligned} \quad (II.9)$$

Bir görüntünün türevini farklı şekillerde hesaplamak mümkündür.

#### II.3.4.1. Gradyent Operatör

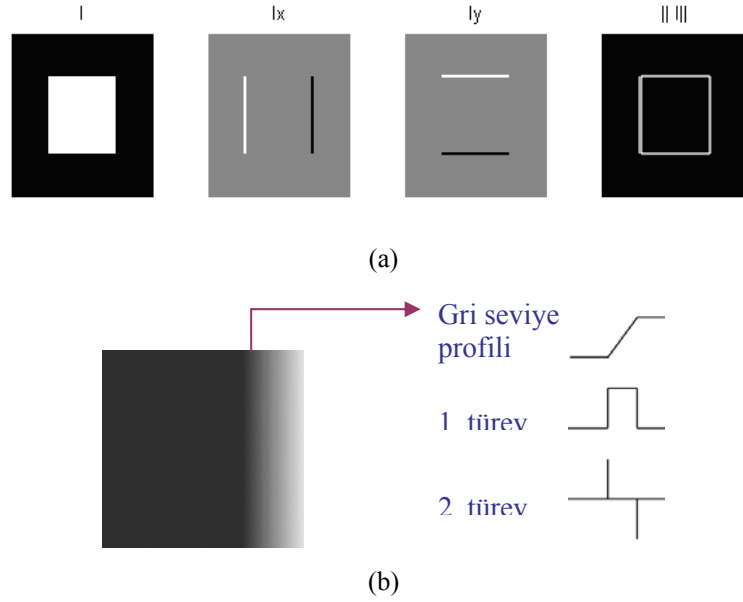
Gradyent vektör,  $(x,y)$  noktasındaki,  $f$  görüntüsünün maksimum değeri yönünde bir vektördür ve birinci derece türev almada kullanılır. Bir görüntünün gradyentinin hesaplanması her pikselin  $\partial f / \partial x$  ve  $\partial f / \partial y$  kısmi türevlerinin hesaplanmasıyla elde edilir.

$$\nabla f = [G_x \ G_y] = \left[ \frac{\partial f}{\partial x} \ \frac{\partial f}{\partial y} \right] \quad (II.10)$$

$$\nabla f = \text{mag}(\nabla f) = [(G_x^2) + (G_y^2)]^{1/2} \quad (II.11)$$

$$\alpha(x, y) = \tan^{-1}\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (\text{II.12})$$

Görüntünün gradyenti (II.10), gradyent büyüklüğü (II.11) ve yönü (II.12)'de verilen formüllerden hesaplanır. Çok boyutlu türev kullanılması, ayrılabilir eksen türevinin doğrusal birleşimiyle keyfi yönlerde türevselliğe izin verir.  $\nabla f$  yönü;  $f(x,y)$ 'nin birim uzaklıktaki artışının maksimum değeri yönündedir. Gradyent vektörünün yönünün bulunması önemlidir.  $(x,y)$  noktasındaki,  $\nabla f$  vektörünün yönünü belirten açı değeri  $\alpha(x,y)$ , satır ekseni ile uzamsal gradyent yönlendirmede kullanılır. Kenar bulmada, görüntüde her piksel değeri için parlaklık değeri hesaplanır. Komşuluk değeri, küçük seçilirse, sonlu farklar kullanıldığında gradyent hesabı kolay etkilenir.



Şekil II.14. a) Bir Görüntünün x ve y Yönünde Türevleri ve Gradyent Büyüklüğü  
b) Yoğunluk Geçişlerinde Birinci ve İkinci Derece Türev Cevabı

#### II.3.4.2. Sobel Kenar Operatörü

Sobel, Prewitt, Kirsch, Roberts gibi operatörler görüntüde keskinleştirme sağlarlar ve kenar bulmada kullanılırlar. Sobel operatörü hem fark alma, hem de düzleştirme özelliği taşır. Tek başına türev alma işlemi gürültüyü arttırdığı için, aynı işlev düzleştirme özelliğine de sahip Sobel operatörü kullanılarak da sağlanabilir ve kenar bulmada iyi sonuç verir. Sobel operatörleri (II.13)'te verilmiştir.

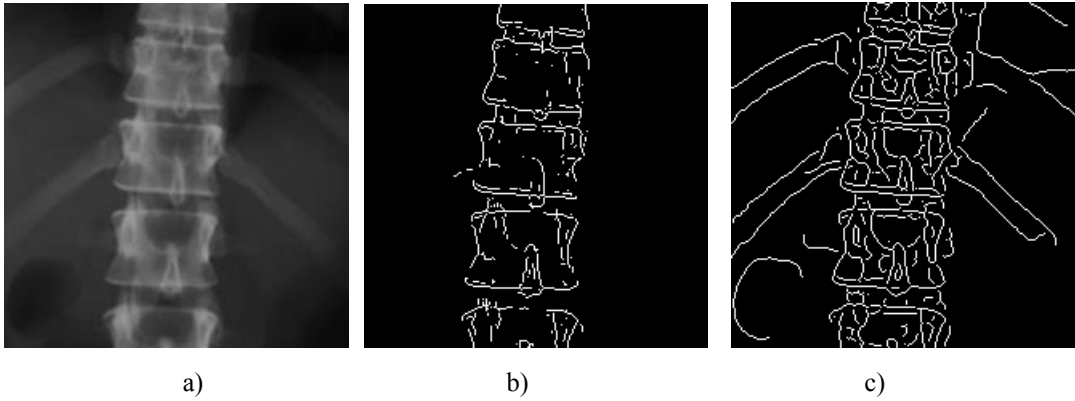
$$g_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}, \quad g_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (\text{II.13})$$

### II.3.4.3. Canny Algoritması

Kenar bulmada son derece etkin bir algoritmadır. Önce görüntüdeki gürültü bir sigma değerine göre üretilen Gaussian çekirdekle konvolusyonu alınarak azaltılır.

$$g(x, y) = f(x, y) * w_G(x, y; \sigma) \quad (\text{II.14})$$

Daha sonra, gradyent operatörü uygulanarak, kenar gradyent büyüklüğü ve yönü hesaplanır. Kenarlar, non maxima baskılama uygulanarak inceltilir. Son olarak görüntü, ikili eşikleme uygulanarak istenmeyen ayrıntılardan arındırılır.



Şekil II.15. a) Orjinal Görüntü b) Sobel ve c) Canny Kenar Haritaları

### II.3.5. Görüntü Üzerine İkinci Derece Türev Uygulaması

Kenar değişimlerine vurgu yapmak ve ince ayrıntıları sezmek için kullanılır. Laplacian dönüşümünün görüntü üzerinde uygulanması demek, ikinci dereceden türevin alınması demektir. Görüntü üzerinde, sürekli düzlemde Laplacian uygulanması (II.15)'te;

$$G(x,y) = -\nabla^2 \{F(x,y)\} \Rightarrow \nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (\text{II.15})$$

verildiği gibidir.  $F(x,y)$  değişim oranı büyükse, doğrusal olarak  $G(x,y)$  o noktada işaretin değişimini verir.  $G(x,y)$ 'nin sıfır geçişleri kenarın varlığını belirtir. Gürültüye karşı oldukça hassastır. Bu ifade görüntü üzerinde farklı yollardan uygulanabilir.

*Laplacian Operator:* 3x3'lük boyutlu ve 4 komşuluk bölgesi Laplace dönüşümünün ayrık düzlemde gösterilmesi için kullanılan formül (II.16)'da verilmiştir.

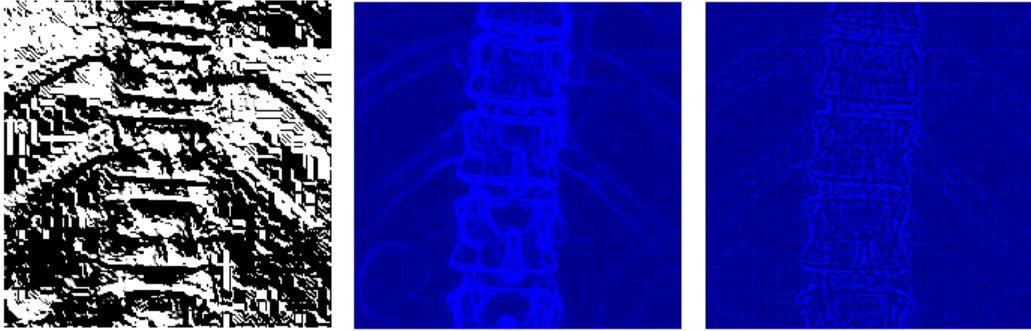
$$\nabla^2 f = 4z_5 - (z_2 + z_4 + z_6 + z_8) \quad (\text{II.16})$$

Merkez piksel ağırlığı pozitif, diğer komşu piksellerin ağırlıkları ise negatiftir. Eğer ağırlıklarla çarpıldıktan sonraki sonuç değeri sıfır ise, komşularla aynı değere sahip demektir. Aynı ifade için Laplace operatörü olarak aşağıda verilen maske de kullanılır. Bundan başka değişik komşuluk bölgeleri ve boyutları için farklı Laplace operatörleri üretilebilir. 4-komşuluk bölgesi Laplace operatörünün (II.17) konvolusyonla görüntüye uygulanması sonucu (II.18) görüntü keskinleşir (sharpening).

$$h(x,y)=\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{II.17})$$

$$g(x,y)=f(x,y)*h(x,y) \quad (\text{II.18})$$

Görüntüde düzleştirme ve keskinleştirme sağlar. Kenarlar incedir. Dönme etkisi açısından bağımsız olduğu için tek maske kullanılır. Laplace operatörü, ton geçişlerini çok iyi vurgular, fakat çift kenar ürettiği için kenar bulma işlemlerinde tercih edilmez.



a)

b)

c)

Şekil II.16. Gradyent a) Yönü, b) Büyüklüğü ve c) İkinci Derece Türevi

### II.3.6. Uzamsal Düzlemde Filtreleme

Filtreleme, bir görüntünün iyileştirilmesi ya da değiştirilmesi amacıyla kullanılan komşuluk bölgesi (neighborhood) işlemlerine dayanan yöntemlerdir. Uzamsal düzlemde uygulanan filtreler bir görüntüdeki istenen nesnelere belirginleştirilmesi ya da bastırılması amacıyla kullanılırlar. Düzleştirme (smoothing); alçak geçiren filtre, keskinleştirme (sharpening); yüksek geçiren filtre, gürültülü görüntü üzerinde kenar iyileştirme işlemleri de, bant geçiren filtre işlevleridir. Örneğin, alçak geçiren bir filtre, benzer tonda homojen alanları düzleştirerek, küçük detayları azaltıp sadeleştirmeye

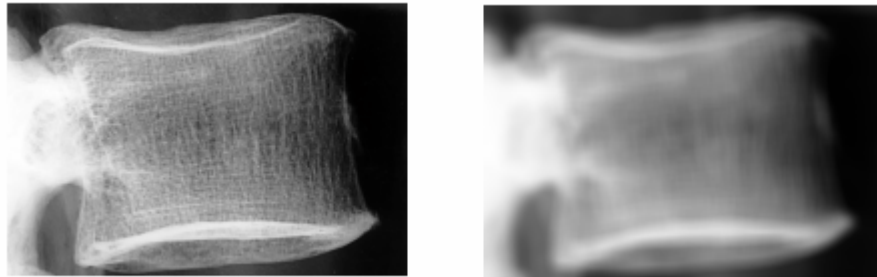
yarar. Yüksek geçiren filtrelerse, ince detayları (kenar) belirginleştirir ve mümkün olduğu kadar çok detayı ortaya çıkararak netleştirir. Görüntü düzleştirme ve özellik korumalı filtrelerin birçoğu doğrusal olmayan özellikte olduğundan, bu tür filtrelerin genelde Fourier analizi sağlıklı sonuçlar vermez. Görüntü üzerine filtrelerin uygulanması; kontrastı artırma, gürültü kaldırma, kenarlara vurgu yapma, bulma, şekli değiştirme gibi amaçlar içerir. Bir görüntü üzerinde doğrusal filtreleme konvolusyon ya da korelasyon operatörüyle uygulanır.

### II.3.6.1. Ortalama Filtreler (Averaging)

Ortalama filtre özellikle Gaussian tipi gürültü gidermede kullanılan alçak geçiren filtrelerdir ve görüntünün alt örnekleme oranını ifade eder. Bir görüntüye, 3x3 boyutlu;  $h$  çekirdeği (II.19) kullanılarak konvolusyon işlemi uygulanırsa; görüntüde gürültü gideren bir alçak geçiren filtre elde edilmiş olur.

$$h = \frac{1}{9} \times \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{II.19})$$

Ancak görüntüde düzleştirme etkisi sağlarken (smoothing), geniş çekirdek değerlerinde aşırı bulanıklaşmaya (blurring) neden olur.



a)

b)

Şekil II.17. a) X-ışını Omur Görüntüsü b) 7x7 Ortalama Filtre Uygulaması

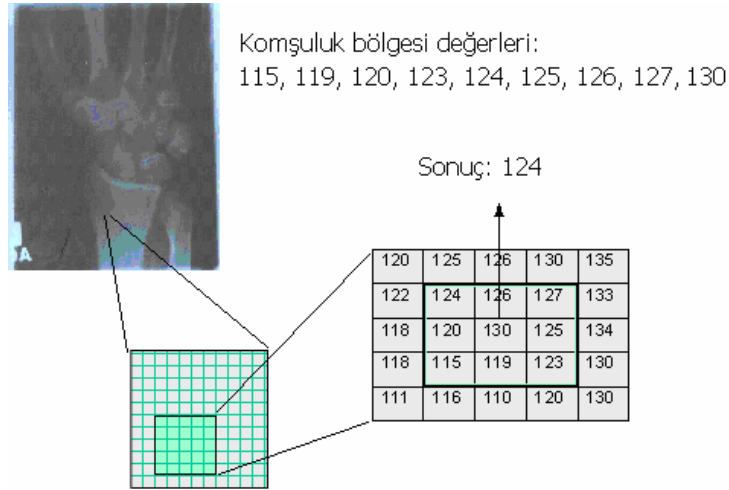
### II.3.6.2. Ortanca Filtre (Median Filter)

Tıbbi görüntülerin işlenmesinde sıklıkla kullanılan, doğrusal olmayan filtre çeşididir. Genelde tuz ve biber gürültü tipinde etkindir. Kullanım alanı ortalama filtrelerle benzerdir. Ortalama veya Gaussian filtrelerle karşılaştırıldığında aykırı değerlerde, daha az hassasiyet gösterdiğinden, görüntü netliğini azaltmaksızın daha iyi sonuç üretir.

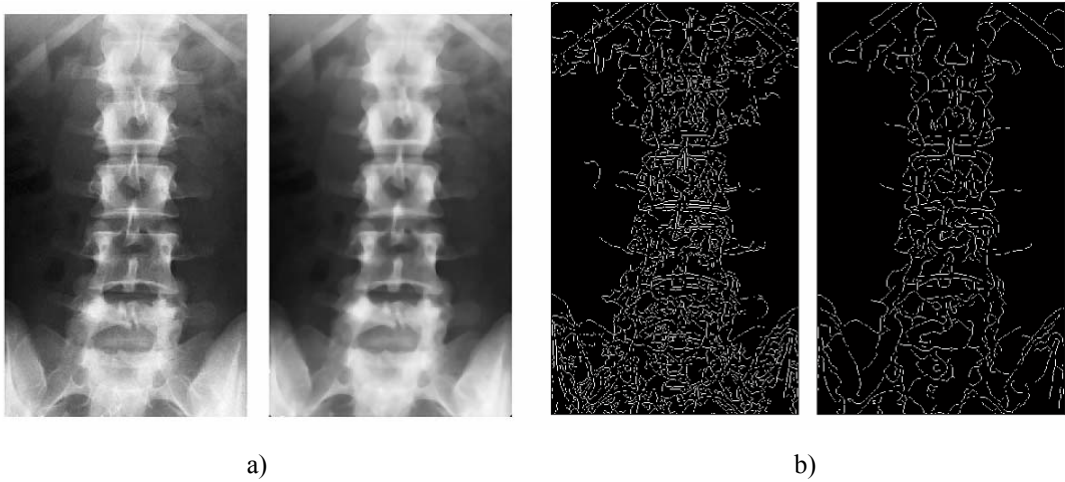
Komşuluk ağırlıklı ve dögüsel yapıda olduğundan, konvolusyon ve çekirdek kullanılarak gösterilemez.

Çalışma mantığı; görüntü değerleri, komşuluk bölgesi üzerinden her piksel için kaydırmayla hesaplanır. Merkez piksel seçildikten sonra komşuluk bölgesinde bulunan piksellerle beraber sıralanır. Sıralanan piksellerden ortadaki değer, çıkış piksel değeri olarak, görüntüde işlenen giriş piksel değerine atanır.

$$\hat{f}(x, y) = \underset{(s,t) \in S_{xy}}{\text{median}} \{g(s, t)\}$$



Şekil II.18. Ortanca Filtrenin Çalışma Mantığı



Şekil II.19. a) Omurga X-ışını Filmi ve 7x7 lik Ortanca Filtre Değeri b) Omurga ve Ortanca Filtrelenmiş Görüntülerin Canny Kenar Haritaları



Dar bir pencere kullanılarak filtrelenmiş görüntünün gürültüden arındığı ve kenar özelliklerin korunduğu Şekil II.19'daki kenar haritalarından görülmektedir.

### II.3.6.3. Gaussian Filtre

Gauss dağılım fonksiyonu kullanılarak, standart sapmanın genişliğine bağlı bir çekirdek üretilir ve görüntüye uygulanırsa, görüntüde düzleştirme ve bulanıklık etkisi oluşturan alçak geçiren bir filtre elde edilmiş olur. Bulanıklık etkisini  $\sigma$  (sigma) belirler. Bu etkiyle beraber, tıpkı ortalama filtrelerde olduğu gibi taneli yapıdaki gürültüyü de kaldırır. Düzleştirme etkisi kuvvetli ve doğrusal difüzyon şeklindedir. Gaussian'ın, Fourier dönüşümü yine bir Gaussian'dır. 2B'lu Gauss dağılımının (II.20) sayısal olarak kullanılmak üzere düzenlenmiş formülü (II.21)'de verildiği gibidir.

$$G_{\sigma}(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{|x|^2 + |y|^2}{2\sigma^2}\right) \quad (\text{II.20})$$

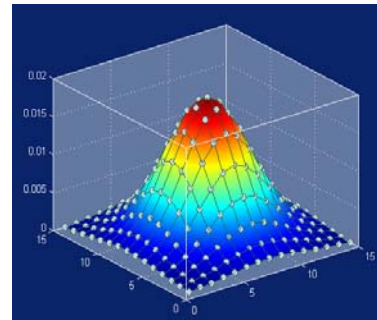
$$G(i, j) = k * \exp\left(-\frac{i^2 + j^2}{2\sigma^2}\right) \quad (\text{II.21})$$

$k$ ; skaler bir sabittir ve görüntü yoğunluğunun ağırlık fonksiyonunun toplamından elde edilir. Bu değerler,  $k$  sabitine bölünerek normalizasyon sağlanır ve Gaussian çekirdeği üretilir. Üretilmiş çekirdek örnekleri Şekil II.20'de verilmektedir.

$$\sum_{i=-3}^3 \sum_{j=-3}^3 g[i, j] = 1115$$

$$h = \text{fspecial}('gaussian',[15 \ 15],3)$$

1	4	7	10	7	4	1
4	12	26	33	26	12	4
7	26	55	71	55	26	7
10	33	71	91	71	33	10
7	26	55	71	55	26	7
4	12	26	33	26	12	4
1	4	7	10	7	4	1

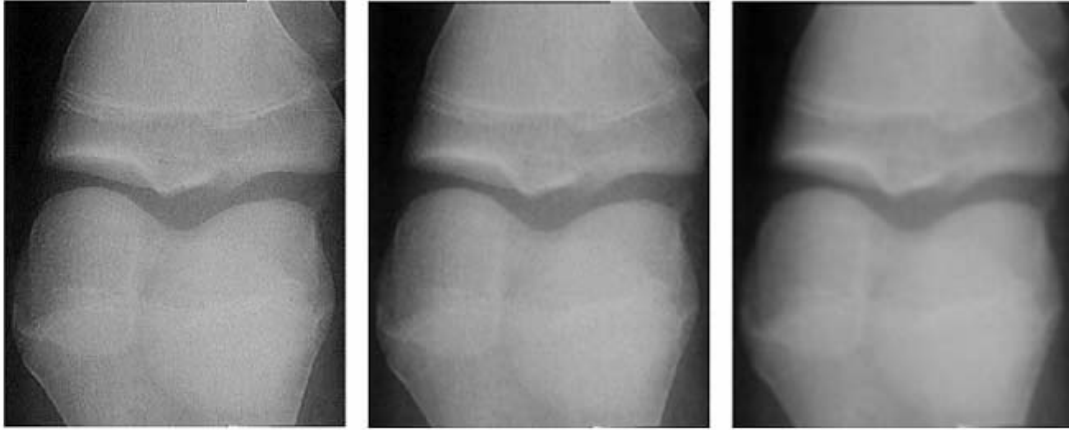


Şekil II.20. Gaussian Çekirdek Örnekleri

Üretilen çekirdek, konvolüsyonla orijinal görüntüye uygulanırsa, görüntüde doğrusal olarak, yönbağımsız (isotropik) difüzyonla düzleştirilmiş yeni görüntü elde edilir.

$$I(x, y) = I_o(x, y) * G(x, y) \quad (\text{II.22})$$

Şekil II.21'de, çekirdek genişliği 7x7,  $\sigma = 1$  ve 5 alınarak, orijinal görüntüden konvolüsyonla elde edilen, düzleştirilmiş görüntüler yer almaktadır.



a)

b)

c)

Şekil II.21. a) Diz grafisi , b) 7x7,  $\sigma = 1$  Değerlerine Göre Gaussian Filtre ile Elde Edilen Görüntü  
c) 7x7,  $\sigma = 5$  Değerlerine Göre Gaussian Filtre ile Elde Edilen Görüntü

#### II.3.6.4. Wiener Filtre

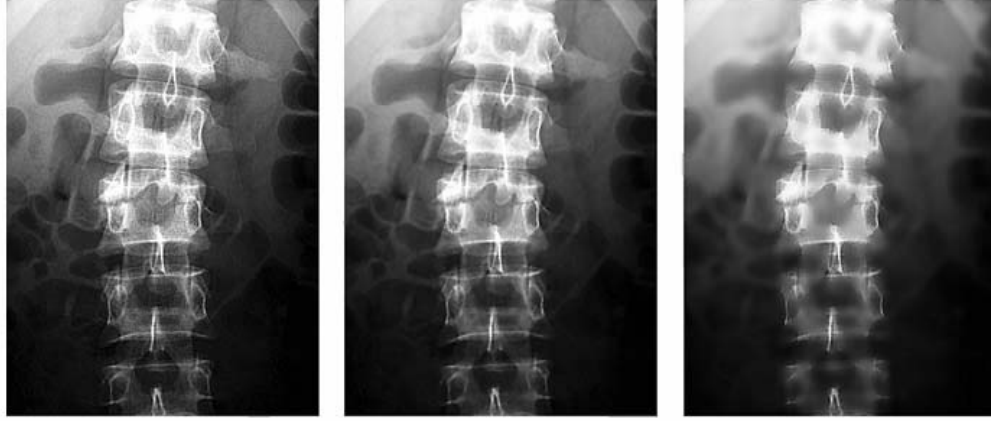
Görüntü onarma tekniklerinde kullanılan uyarlamalı gürültü kaldırma süzgecidir. Uzamsal düzlemde kötüleşme (degradation), standard Wiener filtre yaklaşımı kullanılarak düzeltilemez. Toplanır türde gürültüyle kötüleşen görüntü yoğunluğu, Matlab'de alçak geçiren filtre olarak wiener2 komutuyla düzenlenmiştir. Bir maske kullanarak gri seviye değerlerini, görüntünün karakteristik değerlerine göre değiştirerek ayarlar. Her piksel etrafında yerel ortalama ve varyans saptanır.

$$\mu = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a(n_1, n_2) \quad (\text{II.23})$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a^2(n_1, n_2) - \mu^2 \quad (\text{II.24})$$

$$b(n_1, n_2) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} (a(n_1, n_2) - \mu) \quad (\text{II.25})$$

$\eta$ ; NxM yerel komşuluk bölgesi,  $\sigma^2$ ; gürültü varyansı, eğer verilmemişse yerel varyans saptanıp ortalaması alınarak kullanılır.



a)

b)

c)

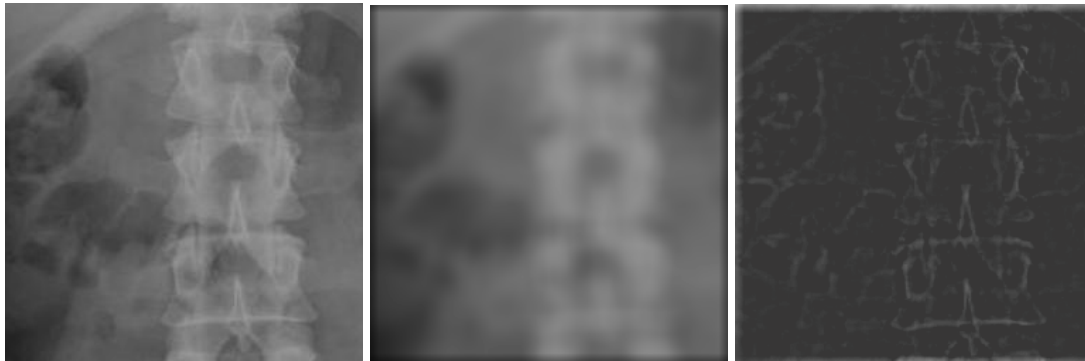
Şekil II.22. a) Orijinal Görüntü b) 3x3 ve c) 9x9 ÇG'li Wiener Filtre Uygulanmış Görüntüler

Kullanılan pencere genişliği arttığında sınır bölgelerinde gürültü oranı artar. Bu nedenle pencere genişliğini çok büyük seçmemelidir. Bu filtrenin esas kullanım amacı; pozlandırma sırasında nesnenin hareket etmesi nedeniyle oluşan gürültüyü gidermektir.

### II.3.6.5. Detay vurgulama

Bir görüntüde detayları daha iyi belirleyebilmek için görüntünün düşük frekans değerlerinin kaldırılması gerekir. Eğer görüntünün bulanık versiyonu kendisinden çıkarılırsa, görüntü keskinleşir (sharp = original – blur). Kenarların saptanmasında, görmeyi geliştirmek için birtakım çekirdekler kullanılarak kenarlara vurgu yapılabilir.

$$(1/9) \cdot \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \cdot \quad (II.26)$$



a)

b)

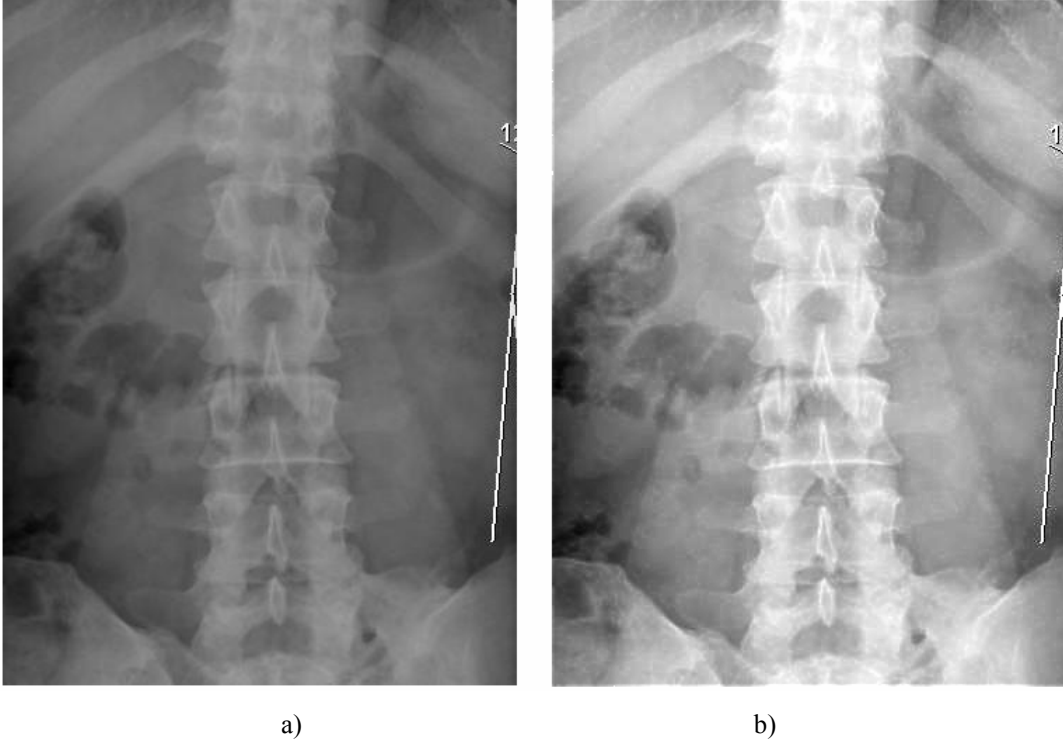
c)

Şekil II.23. a) Orijinal Görüntü b) ÇG= 15x15, Ortalama Filtre c) Elde Edilen Fark Görüntüsü

Bu işlem değişik şekillerde uygulanır. Örneğin; bir görüntünün kenar değerleri hesaplanıp bir katsayıyla çarpıldıktan sonra tekrar kendisiyle toplanırsa daha net bir

$$g(x,y)=\nabla f_{x,y}+(A-1)f(x,y) \quad (\text{II.27})$$

görüntü elde edilir. Şekil II.24'te, (II.27)'de verilen formüle göre hesaplanmış bir görüntü verilmektedir.



Şekil II.24. a) Orijinal Görüntü b) A=1.3 Alınarak Elde Edilen Görüntü

Radyografik görüntülerin kontrast değerleri genellikle çok kötüdür. Kontrastın iyileştirilmesi ile görüntünün kalitesi artar.

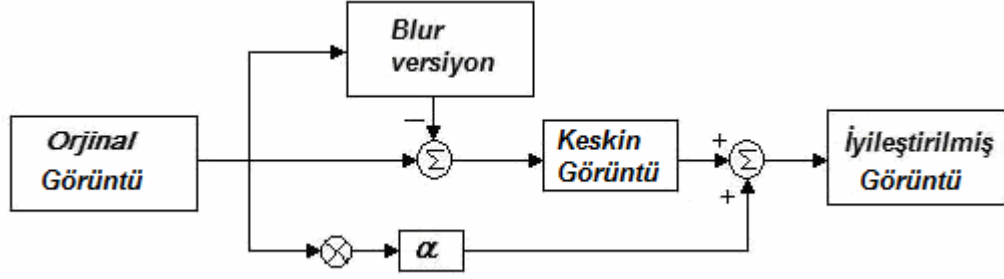
#### 5.a Kenar İyileştirme

Bir görüntünün, kenarlarının algılanabilirliği, küçük detayları, yüksek uzamsal frekans bileşenlerine ait genliklerinin artırılmasıyla geliştirilebilir. (Örneğin 2-D HPF). Bu iş için keskin olmayan (unsharp) maskeleme tekniği en iyi ve en etkin yöntemdir. Keskin olmayan maskeleme formunun gösterimi aşağıda verildiği gibi ifade edilir:

$$Y = X + \alpha(X - \bar{X}) \quad \alpha > 1 \quad (\text{II.28})$$

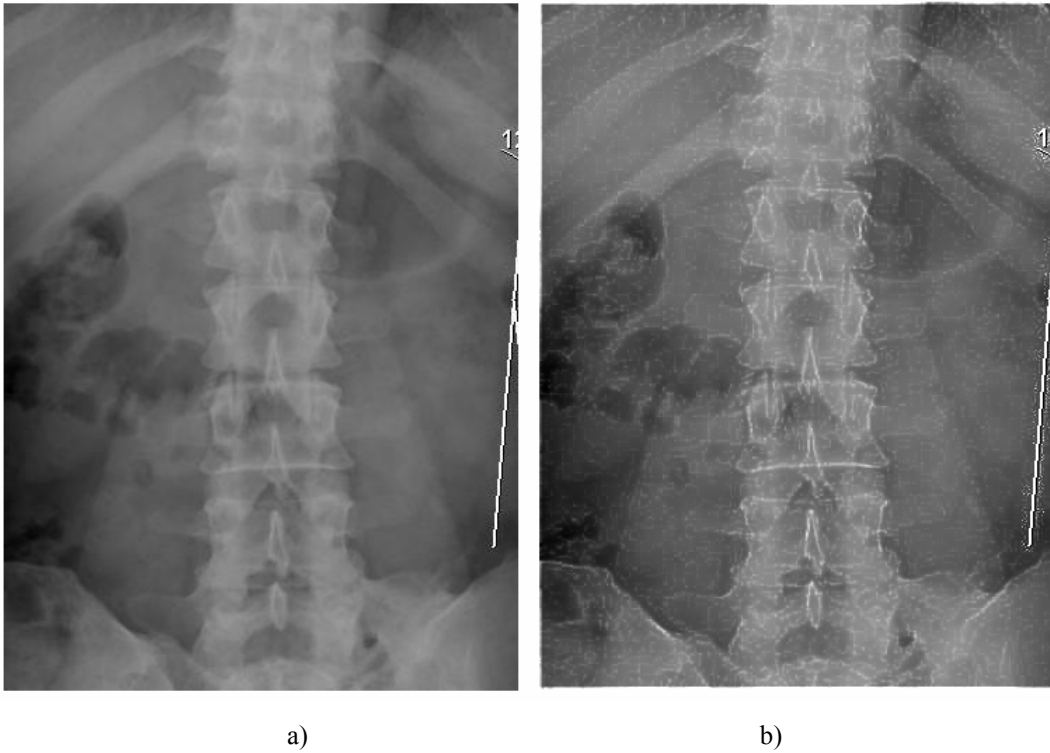
$X$  orijinal görüntünün piksel değerleri,  $Y$  sonuçta elde edilen görüntü ve  $\bar{X}$  orijinal görüntüden elde edilen düzleştirilmiş versiyonudur (average). Fark görüntüsü ( $X - \bar{X}$ ), görüntünün yüksek uzamsal frekans içeriğini gösterir ve iyileştirme faktörü  $\alpha$ , bu

bileşenlerin sonuçta elde edilen görüntüye ilave etme değerini saptar. Baskılamada uzamsal frekans bandının band genişliği filtre çekirdeğinin genişliği ile saptanır.



Şekil II.25. Kenar İyileştirme Akış Çizelgesi

Çekirdek boyutu küçük belirtilirse, yüksek uzamsal frekans bileşenleri, orta ve düşük frekans görüntü bileşenlerine oranlı bir şekilde vurgulanır. Çekirdek genişliği büyük seçilirse orta frekans bileşenleri artar.



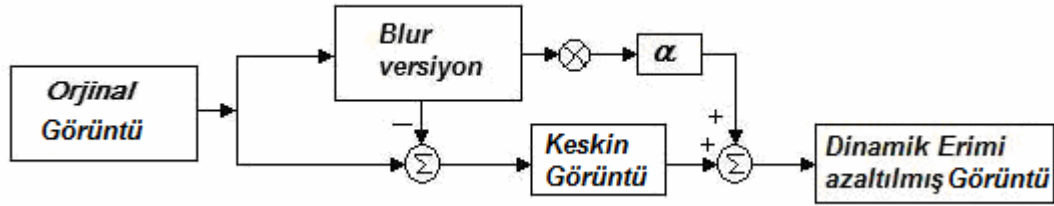
Şekil II.26. a) Orijinal Görüntü b) Kenar İyileştirilmiş Hali

### 5.b Dinamik Erim Azaltma

Dinamik Erim; bir görüntünün en karanlığı ve en aydınlık noktaları arasındaki tonsal farktır. Dinamik erim büyükse, renk tonları arasındaki geçiş az olacağından görüntü daha iyi elde edilir.

Omurga X-ışını görüntüsünde aydınlatma aralığı (irradiation range), yeterli kontrast çözünürlüğüyle bütün görüntü bölgelerini ekranda görüntülemek için çok büyük olabilir. Çok büyük çekirdek genişliğiyle keskin olmayan (unsharp) maskeleme, görüntüde alçak frekans bileşenlerinin oranlı (relative) katkısı azaltılarak, bütün anlamlı görüntü özelliklerinin kontrastını geliştirmek için uygulanabilir. Sonraki belirgin bilgiyi taşımadığı varsayılarak:

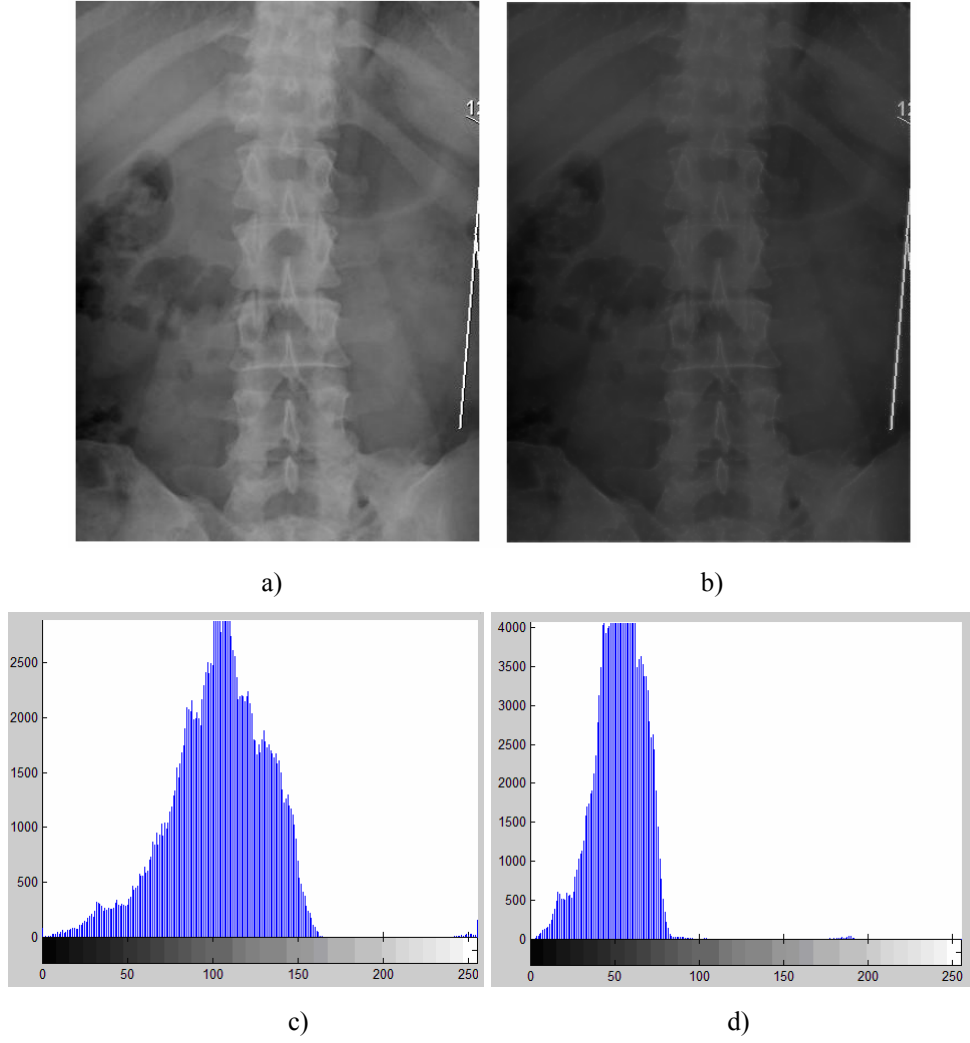
$$Y = (X - \bar{X}) + \alpha(\bar{X}), \quad \alpha < 1 \quad (\text{II.29})$$



Şekil II.27. Dinamik Erim Azaltma

Bulanık görüntü  $\bar{X}$ ; ortalama filtre ile elde edilir. Eşitlikteki (II.29) birinci ifade, kaldırılan düşük frekans bileşenlerini, ikinci terim arka düzlem katkısını verir. İlk terim orta banttan, yüksek uzamsal frekansa uygun olan bütün ilgili görüntü özelliklerini taşır. Bu terim, değiştirilmeksizin geçer, arka düzlem terimi ise bastırılır [41].

(II.29)'da verilen formüle göre elde edilen Şekil II.28'de ki görüntüde c) ve d) deki histogramlar incelendiğinde, şeklin karakteristiğinin değişmeksizin, tonal farkın azaltıldığı görülmektedir. Bu durumda görüntü daha karanlık hale gelmiştir. Bu filtre X-ışını cihazının çıkışına uygulanabilir.



**Şekil II.28.** a) Omurga Görüntüsü b) Dinamik Erimi Azaltılmış Görüntü c) ve d) Bu Görüntülere Ait Histogramlar

### II.3.6.6. Anisotropik Difüzyon Filtre

Tıbbi görüntülerin, bölütleme işlemleri son derece güçtür ve kesinlik içermek zorundadır. Bölütlemeyi daha doğru hale getirmek için, içerdikleri gürültüden arındırmak gerekir. Gürültü kaldırılırken, nesne özelliklerine ait bilginin değişmemesi çok önemlidir. Kısmi diferansiyel eşitlik çözümüne dayanan anisotropik difüzyon süzgeçler, ilk olarak Perona ve Malik tarafından sunulmuştur [33].

Fiziksel olarak, görüntü yoğunluğu, görüntünün kaydı esnasında, yoğunlaşmaya bağlı oluşan bir yayılım (diffusion) işlemi gibi düşünülebilir. Durağan şartlar altında difüzyon işlemi doğrusaldır. Bu durumda, difüzyonun fiziksel süreçlerinden faydalanılarak, görüntüde varolan gürültü, bir miktar homojen olmayan yoğunlaşma gibi modellenebilir ve difüzyonun oluşumuna bağlı olarak, farklı şekillerde görüntünün

düzleştirilmesinde kullanılabilir. Bu teknikle ilgili olarak geçmişte oldukça geniş kapsamlı çalışmalar yapılmıştır [33],[37],[38]. Standart sapmaya ( $\sigma$ ) bağlı Gaussian filtre ( $G_\sigma$ ) ile bir görüntünün yapay zaman değişkeni  $t$ , kullanılarak konvolusyonundan elde edilen yeni görüntü de difüzyon doğrusaldır.

$$I(x, y, t) = I_0(x, y) * G(x, y; t) \quad (\text{II.30})$$

Sürekli düzlemde giriş görüntüsü  $I(x, y, 0) = I_0(x, y)$ ; başlangıç şartı,  $t$ ; yapay zaman değişkeni olmak üzere, elde edilen yeni görüntü;  $I = I(x, y, t)$ , doğrusal ve isotropik olarak düzleştirilmiş görüntüdür. Fiziksel difüzyon işleminin, kısmi diferansiyel eşitlik kullanılarak gösterimi (II.31)'de verildiği gibidir. Difüzyon eşitliği, ısı eşitliği (Heat equation) olarak adlandırılır.

$$\partial I / \partial t = \text{div}(\nabla I) = I_{xx} + I_{yy} \quad (\text{II.31})$$

Verilen eşitlikte,  $\nabla$ ; gradyent operator,  $\text{div}$ ; diverjans,  $I(x, y, 0) = I_0(x, y)$ ; başlangıç koşulu,  $t$ ; yapay zaman değişkeni ve sayısal iteratif çözümle elde edilen,  $I = I(x, y, t)$ ; görüntü yoğunluğunu gösterir.

$$\partial I / \partial t = \Delta I = \nabla \cdot c \nabla I \quad (\text{II.32})$$

Doğrusal difüzyon eşitliğinin, skaler yayılma sabiti olan  $c$  ile çözümü, Gaussian çekirdekle konvolusyon işleminin tamamen benzeri işlemlerdir. (II.31)'teki eşitliğin uygulanmasından oluşan yeni görüntü, doğrusal olarak düzleşir. Perona ve Malik, görüntüde difüzyon katsayısı  $c$  yerine bir iletkenlik parametresi  $c(x)$  tanımlanarak da değişebileceğini göstermiştir.

$$\begin{aligned} I_t &= \text{div}(c(x, y, t) \nabla I) \\ I_t &= c(x, y, t) \Delta I + \nabla c(x, y, t) \cdot \nabla I \end{aligned} \quad (\text{II.33})$$

Bu durumda görüntüdeki değişim anisotropik (yön bağımsız) ve doğrusal değildir. Isı eşitliğinin kısmi diferansiyel denklem kullanılarak, difüzyon katsayısı yerine, değişken bir fonksiyonla çözümünden anisotropik difüzyon eşitliği (II.33) elde edilir.

$\nabla I$ ; görüntü gradyenti,  $g(\cdot)$  kenar durdurma fonksiyonu olmak üzere, difüzyon katsayısı,  $c(x, y, t) = g(\|\nabla I(x, y, t)\|)$  alınarak, kenarların kontrastını kontrol eden, değişken bir iletkenlik terimi tanımlanır [33],[34],[39]. Bu terimle, görüntüde düzleşme sağlanırken, kenarlar korunur. Sınır kenarındaki piksellerden ziyade, bir bölge içindeki pikseller düzleştirilir. ( $g|\nabla I|$ ) fonksiyonu için genellikle; aşağıda verilen değerlerden biri tercih edilir.



$$g(|\nabla I|) = \frac{1}{1 + (|\nabla I|/K)^2} \quad \text{ya da} \quad g(|\nabla I|) = \exp(-(|\nabla I|/K)^2) \quad (\text{II.34})$$

$K$ ; özel uygulamalara göre ayarlanabilen bir sabittir. Gradyent vektör büyüklüğü, kenar ya da sınırlarda bir süreksizlik (bir basamak) gibi ortaya çıkarak kullanılır. Algoritmada,

$|\nabla I| \gg K$  ise  $g(|\nabla I|) \rightarrow 0$  alınır ve hepsini geçirir;

$|\nabla I| \ll K$  ise  $g(|\nabla I|) \rightarrow 1$  alınarak isotropik difüzyon elde edilir [35].

*Anisotropik Difüzyon Algoritması:* Difüzyon ağırlıklı düzleştirmenin sayısal uygulama için kullanımında; 2D'lu iteratif yöntemle uygulanmak üzere, görüntünün her yönde gradyent değeri hesaplanır. Algoritmanın uygulanması:  $U = \{u_{i,j}\}$ ,  $0 \leq i, j < N$  incelenen görüntü ayrık formda verilmiş olsun. Belirli formdaki bir enerji fonksiyonunun minimizasyonu gibi düşünülürse,  $U$  görüntüsünün enerji fonksiyonu;  $NB(u_{i,j})$ ,  $u_{i,j}$ 'nin komşuluk bölgesi olmak üzere (II.35)'te verildiği gibidir [36],[37];

$$E(U) = \sum_{i,j=0}^{N-1} \sum_{u_{i',j'} \in NB(u_{i,j})} c(u_{ij} - u_{i',j'}) (u_{ij} - u_{i',j'})^2 \quad (\text{II.35})$$

Algoritma enerji fonksiyonunun minimizasyonu için dik inişli bir yaklaşım gösterir. 4 ya da 8 komşuluk bölgesine göre, iteratif olarak düzenlenir. 4 komşuluk bölgesi (2B'lu) algoritmanın gösterimi; incelenen görüntü  $\{u_0(i,j)\}$  olmak üzere;

$$u_{i,j}^{t+1} = u_{i,j}^t + \lambda [c_N \nabla_N u_{i,j}^t + c_S \nabla_S u_{i,j}^t + c_E \nabla_E u_{i,j}^t + c_W \nabla_W u_{i,j}^t] \quad (\text{II.36})$$

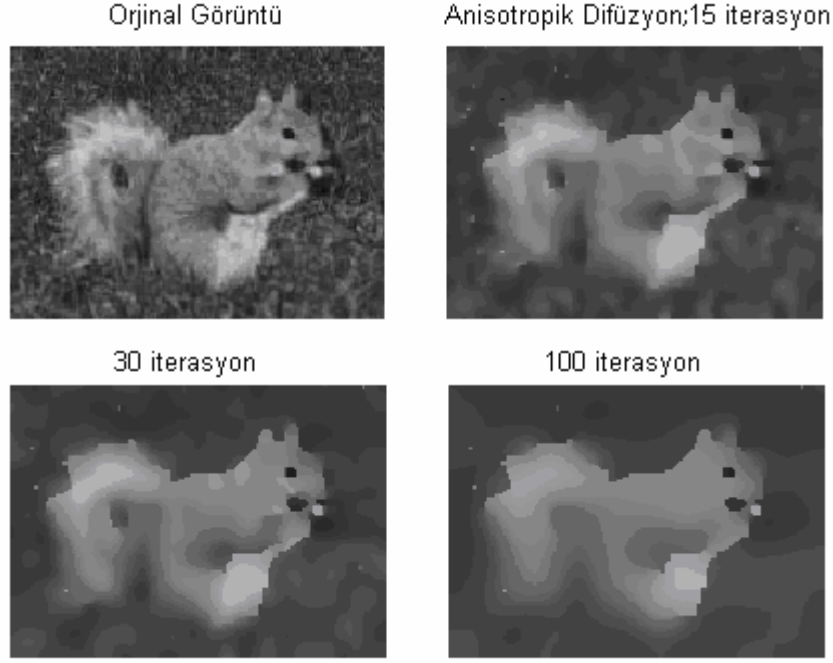
$$\nabla_N u_{i,j}^t = u_{i-1,j}^t - u_{i,j}^t \quad c_N = c(|\nabla_N u_{i,j}^t|)$$

$$\nabla_S u_{i,j}^t = u_{i+1,j}^t - u_{i,j}^t \quad c_S = c(|\nabla_S u_{i,j}^t|)$$

$$\nabla_E u_{i,j}^t = u_{i,j+1}^t - u_{i,j}^t \quad c_E = c(|\nabla_E u_{i,j}^t|)$$

$$\nabla_W u_{i,j}^t = u_{i,j-1}^t - u_{i,j}^t \quad c_W = c(|\nabla_W u_{i,j}^t|)$$

Yerel kontrastı belirlemek amacıyla bir  $K(x,y)$  parametresi belirlenir.  $|\nabla u| < K(x,y)$  ise bölge düzleştirilir.  $|\nabla u| > K(x,y)$  iken bölge yaklaşık aynı kalır.  $K(x,y)$  küçük seçilirse, yüksek kontrastlı bölgeler,  $K(x,y)$  büyük seçilirse, düşük kontrastlı bölgeler belirlenir. Yüksek kontrast bölgelerinin keskinleşmesi ve düşük kontrastlı bölgelerin düzleşmesi ile görüntüde iyileştirme elde edilir.



Şekil II.29. Anisotropik Difüzyon Uygulanan Görüntünün Farklı İterasyon Değerleri

### II.3.6.7. Gradyent Alanından Görüntü Üretilmesi

Gradyent alan bir görüntüde nesne yapısı ile ilişki kurmaya yarar. Tanıma ve sınıflandırma için ilgilenilen tanımlama özelliklerini doğrudan veya çeşitli bilgisayarla görme işlevleri için temel sağlar. Örneğin kenarlar, yüksek gradyent büyüklük bölgeleridir. PS, SfS, retinex, HDR, image editing, matting and fusion gibi pek çok uygulamada görüntünün gradyent alanından faydalanılır. Gradyent tabanlı bu algoritmalarda, görüntünün gradyent alanı istenen amaç doğrultusunda işlenir ve bu işlenen gradyent alanın 2B'lu tümleştirilmesinden görüntü yeniden elde edilir.

Gradyent alan iyileştirilmesinde sınırlarda aşma olmaksızın yapılar düzgün iyileştirilebilir. Çünkü gradyent alan gürültüye karşı son derece duyarlıdır. Bu nedenle önce yönlendirmeli bir filtre uygulanarak ayarlı bir gradyent alan elde edilmelidir. PS ve SfS'de ilk olarak, yüzey dikmesi (surface normal) bulunur, sonra istenen yüzeyler (görüntü), bu gradyent alanın tümleştirilmesiyle yeniden inşa edilir [46].

Pratikte elde edilen gradyent alan, kestirim sürecinde doğal gürültü yüzünden aralıklı tümleştirilebilir. Çözümdeki belirsizlik ve tutarsız konumlandırma sorunları gradyent alanın tümleştirilememesi ve boşluk kalmasına neden olur. Verilen gradyent alan  $G'$ den,

bir görüntü  $I$  yeniden inşa elde edilmek istenirse;  $\nabla I = G$  eşitliği çözülür. Orijinal gradyent alan değiştirildiğinden, sonuç gradyent alan tümleştirilemez. Değişen gradyent alanın bazı kısımları bozulur ( $\nabla \times G = 0$ ) . 2B'lu uzayda, bütün 2B'lu potansiyel işlevlerinin araştırılmasıyla, aşağıda verilen tümlev, en küçük kareler yargısına dayanarak minimize edilmeye ve  $G$ 'ye en yakın potansiyel işlevi bulunmaya çalışılır.

$$f = \min \iint F(\nabla I, G) dx dy \quad (II.37)$$

Değişimler hesabına göre; Euler-Lagrange eşitliğini sağlaması gerektiğinden  $F$  fonksiyonu;  $F(\nabla I, G) = \|\nabla I - G\|^2 = \left(\frac{\partial I}{\partial x} - G_x\right)^2 + \left(\frac{\partial I}{\partial y} - G_y\right)^2$ , integrali minimize etmelidir.

$$\frac{\partial F}{\partial I} - \frac{d}{dx} \frac{\partial F}{\partial I_x} - \frac{d}{dy} \frac{\partial F}{\partial I_y} = 0 \quad (II.38)$$

Buradan, 2B'lu Poisson eşitliği elde edilir.

$$\nabla^2 I = \nabla \bullet G \quad (II.39)$$

$\nabla^2$ ; Laplacian operatörü,  $\nabla^2 I = \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I}{\partial y^2}$  ve  $\nabla \bullet G$ ;  $G$  vektör alanının diverjansı

$\nabla \bullet G = \frac{\partial G_x}{\partial x} + \frac{\partial G_y}{\partial y}$  şeklinde tanımlıdır.

Poisson eşitliği, Neumann sınır şartları kullanılarak çözülürse ,  $\nabla I \cdot \vec{n} = 0$  ,  $\Omega$ ;  $n$  sınır normali olmak üzere, yoğunluk gradyentleri ileri farka yaklaşıktır.

$$\nabla I = [I(x+1, y) - I(x, y), I(x, y+1) - I(x, y)]^T .$$

$$\text{Laplacian gösterimi; } \nabla^2 I = [-4.I(x, y) + I(x-1, y) + I(x+1, y) + I(x, y+1) + I(x, y-1)]$$

ve gradyentın diverjansı yaklaşık olarak ;

$$\nabla \bullet G = G_x(x, y) - G_x(x-1, y) + G_y(x, y) - G_y(x, y-1) \text{ 'dir.}$$

Sonuçlar bir geniş doğrusal eşitlik sistemidir. 2B'lu çoklu ızgara ile (II.39) eşitliğinin minimize edilmesi iteratif bir yöntemle sağlanır [45] .



a) Orijinal Görüntü b) Gradyent Alanından Üretilen Görüntü

### II.3.7. Görüntü Bölütleme

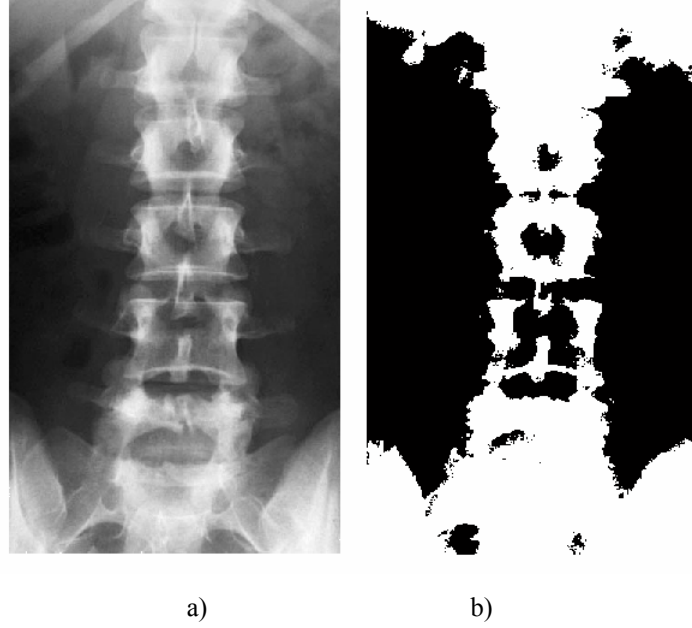
Kısaca görüntü bileşenlerinin parçalara ya da nesnelere ayrıştırılmasıdır. Örneğin; tıbbi uygulamalarda kemik, kas ve yumuşak doku gibi farklı anatomik özellikteki yapıları sınıflandırmada kullanılır. Karakter tanımada, yazıların arka plandan ayrıştırılması işlemine karşılık gelir. Otonom bölütleme, görüntü işlemenin en zor görevlerinden biridir. Çünkü, bölütlemeyle ilgili standart bir yöntem yoktur, karşılaşılan probleme göre bölütleme işlemi gerçekleştirilir. Sayılamayacak kadar çok bölütleme algoritması vardır. Görüntünün istenen parçalarına ayrılabilmesi için, ilgilenilen şeklin sınırlarının bulunması gerekir. Algoritmalar genellikle görüntülerin gürültü etkisi, aydınlatma ve büyüklüklerinin değişmesiyle farklı sonuç verebilirler. Bölütlemeye genel yaklaşımlar:

- Çevrit Tabanlı (contour); ( Kenar Bulma + Kapalı Çevrit )
- Bölge Tabanlı (region)

Genel olarak bölütleme algoritmaları, görüntüyü gürültüsüz, keskin kenarlı, düzgün bölgelere ayrılmış kabul eder. Bu nedenlerle ön işlemlerle görüntü önce gürültüden arındırılarak düzleştirilir. Algoritmaların çoğu kenar bilgisini içerdiğinden kenar tespiti yapılır. Bölütleme algoritmalarının sonucu kontrol edilmelidir. Mantıksız şekiller düzeltilmelidir (delikler, bölütleme taşmaları gibi). Verilen kriterlere uygun doğru bölgeler bulunmalıdır. Ardışıl işlemler (post processing) gereklidir [24].

### II.3.7.1 Eşikleme (Thresholding)

Görüntü işlemede kullanılan temel yöntemlerdendir. Görüntü yoğunluk bilgisi iki ya da daha fazla gruba çeşitli yöntemlerle ayrıştırılır. Bu ayrıştırma işlemi için çeşitli eşik seviyeleri belirlenir. Görüntüdeki piksellerin gri seviye değeri eşik değerinden küçük ya da eşitse pikselin yeni değeri 0, büyükse 1 olarak alınır ve siyah-beyaz bir görüntü elde edilerek ikili forma çevrilir.



Şekil II.31. a) Omurga Görüntüsü ve b) Eşiklenmiş Hali

### II.3.7.2 Aktif Kontur Model (Active Contour Model)

Aktif Kontur Model (snake), bozulabilir modellerin (Deformable Models) özel bir durumudur. Bu yöntem Kass, Witkin, Terzopoulos tarafından 1988'de sunulduktan sonra pek çok uygulamada kullanılır hale gelmiş ve konuya farklı yaklaşımlar yapılmıştır [26]. Orijinal Aktif Kontur Modeller algoritmasında, snake geometrik olarak, görüntü düzleminde  $(x, y) \in \mathcal{R}^2$ 'de yerleşik,  $x$  ve  $y$  koordinat değerleriyle gösterilen bir parametrik konturdur. İki boyutlu bir kontur ifadesi;  $s \in [0,1]$  (parametrik tanım kümesi elemanı) ve zamana bağımlı olmak üzere,  $v(s) = (x(s), y(s))^T$  şeklinde ifade edilir. Bir görüntüde ' $I(x,y)$ ', kontur özne şeklinin fonksiyonel olarak yazılımı aşağıda verildiği gibidir.

$$E(v) = S(v) + P(v) \quad (\text{II.40})$$

Fonksiyon kontur enerjisinin bir gösterimi olarak incelenir. Verilen fonksiyonun ilk terimi, iç deformasyon enerjisini, ikinci terim de görüntüye ait özellikleri ifade eder. Algoritmada, bu enerjilerin dengelenmesi için uğraşılır.

$$S(v) = \int_0^1 w_1(s) \left| \frac{\partial v}{\partial s} \right|^2 + w_2(s) \left| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (\text{II.41})$$

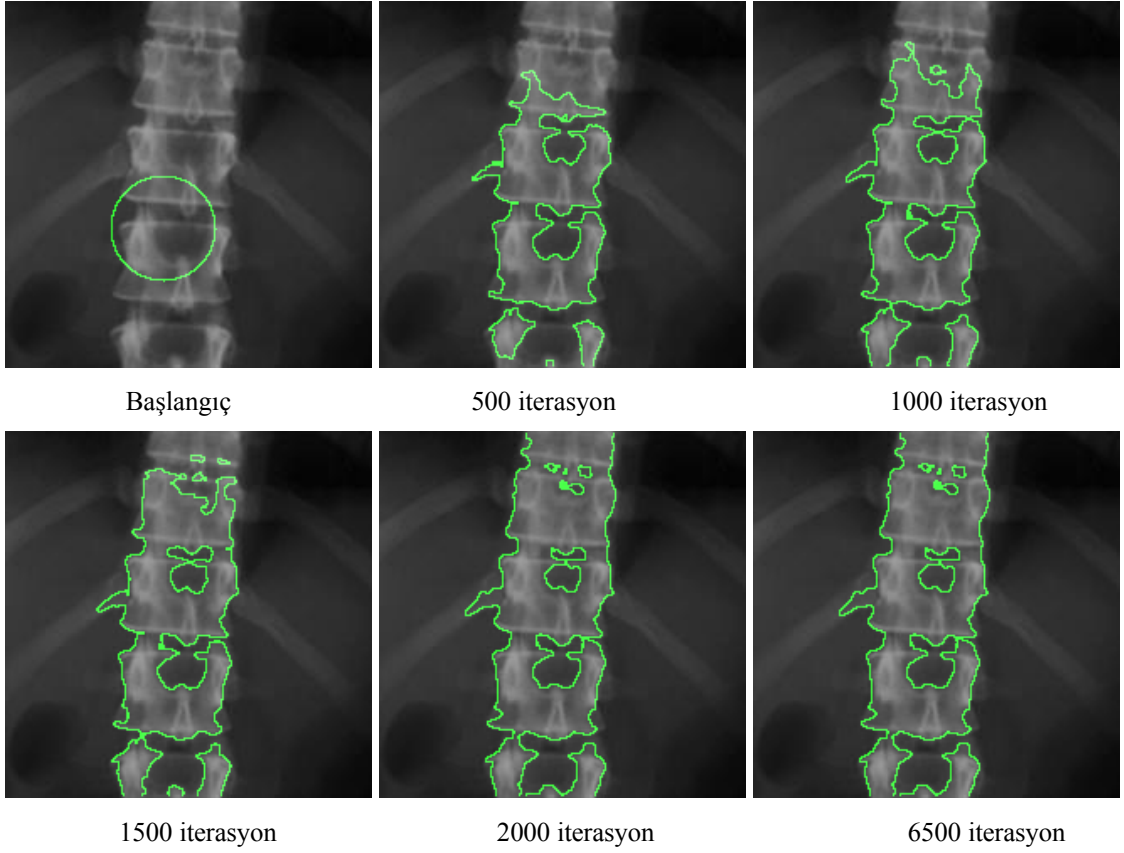
İç enerji olarak adlandırılan  $S(v)$  konturun gerginlik ve esneklik bozulmalarıyla karakterize edilir. Kontur gerginliğini  $w_1(s)$ , katılığını da  $w_2(s)$  kontrol eder.

$$P(v) = \int_0^1 P(v(s)) ds \quad (\text{II.42})$$

Bu terim ise, görüntü ile ilgilidir ve görüntü tarafından kontrol edilir. Algoritmayı çizgi ve kenarlar gibi görüntü detaylarına yönlendirir. Görüntüde, snake uygulanırken, bir dış kuvvet olarak düzenlenir. Örneğin, bir görüntüde  $I(x,y)$ , kontur seçilen kuvvet  $P(x,y) = -c|\nabla[G_\sigma * I(x,y)]|$  tarafından, kenar yoğunluklarına doğru çekilecektir. Burada,  $c$  kuvvetin büyüklüğü,  $\nabla$  gradyent operatörü ve  $G_\sigma * I$  düzleştirme filtresi uygulandığını belirtir ve  $\sigma$  düzenlenen  $P$ 'nin yerel minimasının uzamsal büyüklüğü ile tanımlanır. Uygulanan dış kuvvet, algoritmayı ilgilenilen bölgedeki en yakın yerel minimuma yönlendirir. Değişimlerin hesaplarla uyuşması yani kontur enerjisinin azaltılması Euler-Lagrange eşitliği ile çözümlenebilir.

$$-\frac{\partial}{\partial s} \left( w_1 \frac{\partial v}{\partial s} \right) + \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left( w_2 \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right) + \nabla P(v(s,t)) = 0 \quad (\text{II.43})$$

Aktif Kontur Model algoritmasında bu enerji minimizasyon probleminin çözümü, problemin de çözümü demektir. (II.43)'teki eşitlik,  $x(s)$  ve  $y(s)$  için bağımsız olarak çözülebilen iki denklem haline getirilir. Uygulamada  $P$  ayrı bir fonksiyon olduğundan, bu denklemler analitik olarak çözülemez ve sayısal iteratif bir yöntemle çözüme gidilir. Ayrıca algoritmada iç enerji dengede tutulmaya çalışılır. Algoritmada, gerginliği ve katılığı giderme manuel ya da otomatik olarak yapılabilir [27] [30]. Bölütlemeye kullanılan bu yöntemin bazı kısıtlamaları olduğundan, bu kısıtlamaların giderilmesi amacıyla geliştirilmiş birçok farklı yaklaşımı vardır. Çoklu düzey yaklaşımları, sonlu elemanlar yöntemi, düzey kümesi yaklaşımı ve gradyent vektör yaklaşımları gibi yöntemler sıralanabilir [29].



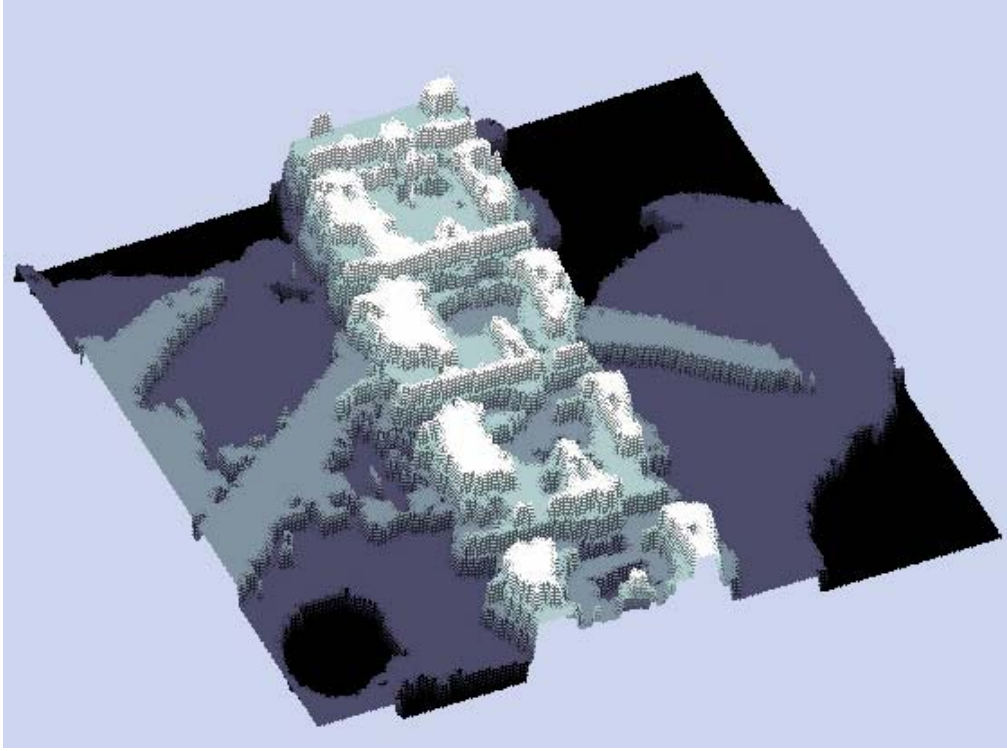
**Şekil II.32.** Aktif Kontur Model Algoritmasının Görüntüye Uygulanması ve Farklı Aradeğerleri

Deforme edilebilen modellerin bir durumu olan aktif kontur modeller algoritması görüntü kuvvetlerine dayanan ve tıbbi görüntü işlemede popüler, bir yöntem olduğu için araştırılarak X-ışını görüntüye uygulanmıştır. Matematiksel ve fiziksel yaklaşımı kuvvetli olduğu söylenmekle birlikte, omurga şekli tanımak için uygun olmadığı, algoritmanın çok uzun sürede işlem yaptığı görülmüştür. Bu nedenle karmaşık yapı ve geniş ölçekli omurga şeklini, X-ışını omurga görüntüsünü bu yöntemle bölütleme kesinlikle pratik ve geçerli bir çözüm sağlamamıştır.

### II.3.7.3. K-Ortalamlar Algoritması

Verilen nesne kümesi, girişte verilen  $k$  parametre değerine bölütlenir. Sonuçta elde edilen kümelerde, küme içi benzerliklerin maksimum ve kümeler arası benzerliklerin minimum olması sağlanır. Başlangıç olarak  $k$  adet rastgele nokta ya da tüm nesnelerin ortalaması alınarak merkez noktalar belirlenir. Bu nesnenin merkez noktalara uzaklığı

hesaplanır ve tüm nesnelere  $k$  adet kümeden en yakın olana yerleştirilir. Yeni duruma göre tekrar merkez noktalar belirlenir ve işlemler tekrar edilir. Bu durum merkez noktalar sabit kalıncaya kadar devam eder [40].



Şekil II.33. Küme Sayısı 5 Alınarak,  $k$ -Means Kümeleme Yöntemiyle Elde Edilen Görüntü

Başlangıç değeri olarak küme sayısının girilmesi gerekmektedir. En çok bilinen, kümeleme algoritması olan  $k$ -ortalamalar algoritması kullanışlı bir algoritma olmakla beraber, nesne sınırlarını kesin olarak belirleyememekte ve ton farklarını verilen küme sayısına göre belirlediğinden gri seviyeler için yetersiz kalmaktadır. Bu algoritma, video görüntü bölütlemeye uygun olabilir, ancak X-ışını görüntüleri için kullanışlı değildir.



## BÖLÜM III

### BENZER ÇALIŞMALAR

Geçmişte, röntgen filmlerinden omurların otomatik bölütlenmesi sorunu ile ilgili olarak birçok çalışma yapılmıştır. Ancak henüz bu soruna etkili ve tam otomasyon sağlayacak bir çözüm üretilmemiştir. Omurların otomatik olarak bölütlenmesi konusu hala araştırmaya açık bir konudur. Bunun başlıca iki nedeni vardır: Birincisi omurga şeklinin insandan insana değişebilen, karmaşık bir yapıya sahip olması, ikincisi de röntgen filmlerinin tam olarak iyileştirilmesinin mümkün olmamasıdır. Mevcut algoritmalar görüntüyü mükemmel kabul ederler. Bu da görüntü işleme açısından son derece yetersiz olan X-ışını görüntülerinin bölütlenmesini zorlaştırır.

Bu konu üzerinde en sistemli ve geniş tabanlı çalışmaları Rodney Long ve arkadaşları yapmışlardır. Oldukça geniş bir tıbbi veritabanına sahip olan U.S. National Library of Medicine adına çalışan R.Long ve arkadaşları veritabanından istenen bir görüntüye erişim sağlayabilmek ve x-ışın görüntülerinden, omurların bölütlenmesi amacıyla uzun bir süre boyunca değişik çalışmalar yapmışlardır. Bu çalışmaların sonucunu aktaran bir çok makale yayınlamışlardır [42],[43],[44]. Çalışmalarında asıl amaç, değişik araştırmalar yapabilmek için “içerik tabanlı görüntü erişimi” (CBIR) programı üreterek, çok geniş bir birikime sahip olan U.S. National Library’nin veri tabanında araştırma yapılmasını kolaylaştırmaktır. Dolayısıyla çalışmalarında yöntemlerin, içerik tabanlı erişim açısından kullanışlı olup olmadığı üzerinde yoğunlaşmışlardır.

Omurların bölütlenmesine yönelik moment sabitleri, şekil geometri tabanlı, poligon yaklaşım yöntemleri, deforme edilebilen şekil tabanlı yöntemler, Fourier tabanlı yöntemleri araştırmışlardır. Konularla ilgili olarak değişik bulgular elde etmişlerdir. Örneğin Fourier tanımlayıcıları kullanarak içerik tabanlı erişimde %46, Poligon yaklaşım yönteminde de %55 başarı elde etmişlerdir [48]. Omurganın hiyerarşik bölütlenmesine yönelik çalışmalarında, genelleştirilmiş Hough dönüşümü (GHT), Aktif şekil modeller (ASM), Deforme edilebilir modelleri (DM) bir arada kullanarak omurganın bölütlenmesini sağlamışlardır. Bu çalışmada lumber bölge için kaydettikleri başarı oranı %50'dir [49].

Bir diğer çalışmada Smyth ve arkadaşları aktif şekil modeller (ASM) tekniğini kullanarak omurganın yandan görüntüsü üzerinde çalışmışlardır. Ancak görüntünün net olmaması yüzünden çeşitli zorluklar yaşamışlardır. Yarı otomatik bölütleme gerçekleştirmişlerdir [50].

Omurganın bölütlenmesine yönelik, literatürde yer alan diğer birçok çalışmada, X-ışını görüntülerden değil, diğer tıbbi modalitelerden yararlanılmıştır.

Hong Lin, omurga yapısının eğriliğini sınıflama ve incelemeye yönelik yaptığı çalışmada yapay sinir ağları kullanmıştır. Bu çalışmasında, omurganın AP ve lateral X-ışını görüntülerinin çakıştırılmasından yararlanarak, yapay sinir ağlarıyla King sınıflama sistemini gerçekleştirmiş ve eğriliğin desen olarak tanımlanmasını sağlamıştır [32].

Radyoloji bilgi sistemleri (RIS); randevu, tetkiklerin kabul ve onay işlemleri, kayıt, raporlama süreci, cihazlarda iş listesinin oluşturulması gibi işlevleri içeren yazılımlardır. Günümüzde radyoloji bilgi sistemleri, görüntüyü dijital olarak işleme ve saklama gibi işlevleri sağlayan PACS sistemi ile birlikte kullanılır. PACS, radyolojik görüntülerin dijital olarak elde edilmesi, arşivlenmesi ve iletilmesi sistemi olarak tanımlanabilir. Sistem, dijital olarak elde edilen görüntülerin saklanmasını sağladığı gibi, bu görüntülerin bilgisayar ağları aracılığı ile sağlık merkezinin içinde yer alan herhangi bir bilgisayara veya başka merkezlere ulaştırılmasına da olanak tanır. RIS/PACS ile bilgiye hızlı ulaşım, özellikle acil servis ve ameliyathanelerde tanı zamanının kısalması,

görüntülerin tetkikini yapan radyolog ile tetkiki isteyen klinisyen tarafından hızla paylaşılabilmesi, filmlerin ortadan kaldırılarak işletme ve depolama maliyetlerinin azaltılması sağlanabilmektedir [51],[52]. GE Centricity, Phillips'in iSite ve Siemens'in Syngo yazılımı gelişmiş RIS/PACS sistemleridir. Bu sistemlerde yer alan yazılımlarda çeşitli görüntü manipulasyonlarına olanak veren, kontrast ayarı ve mesafe ölçümü gibi işlemlerin yapılmasını sağlayan alt yazılımlar mevcuttur. Bu yazılımlardan bazılarında döndürme, zoom yapma, kaydırma, bölütleme, açı ölçme, mesafe ölçme ve önişlemlerin yer aldığı söylenmektedir. Ticari amaçlı olan ve pahalı sistemlere yönelik bu yazılımlar hakkında, detaylı bilgi verilmemektedir. Ayrıca bu yazılımlar, iş istasyonuna bağımlı olan yazılımlardır. Bu tezde, geliştirilen yazılım ise, her türlü ortamda çalışmaya müsait bir yazılımdır [53],[54].

Orthocrat Firmasının geliştirdiği Traumacad V 2.0 ve Merge Healthcare firmasının Merge Ortho adlı yazılımları, PACS sistemlerine entegre edilebilen, X-ışını filmlerinin üzerinde görüntü işleme yöntemlerinin uygulanmasına olanak veren ve Cobb açısını görüntü üzerinde işaretlemeye ölçebilen ticari yazılımlardır [55],[56]. Cedara Software Firmasının ürettiği, I-SoftView yazılımı da, ölçüm ve açı ölçümü gibi seçenekleri barındıran bir yazılımdır [57]. Bazı X-ışını cihazları üreten firmalar, örneğin General Electric PACS sistemi içerisinde Traumacad yazılımını kullanmaktadır. Traumacad, bu tez çalışmasında üretilen yazılıma benzer bir yazılımdır. Ancak hangi dilde üretildiği ve görüntü üzerine yapılan iyileştirmeler hakkında bilgi literatürde bulunmamaktadır.

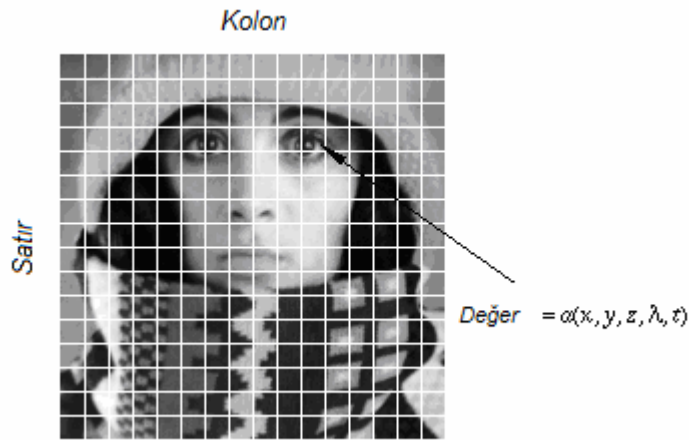
Lumirad C# dilinde yazılmış, RIS/PACS çözümleri sunan ender yerli üretim yazılımlarından biridir. Ancak görüntü üzerinde herhangi bir manipülasyon ya da ölçüm özelliği mevcut değildir [59].

Tüm bu çalışmalar dikkate alınarak, X-ışını görüntüsünden omurların, mevcut algoritmaları kullanarak tam olarak bölütlenmesinin mümkün olmadığı sonucuna varılmıştır. Asıl zorluğun X-ışını görüntülerinin düşük kontrastlı ve gürültülü görüntüler olmasından kaynaklandığı görülmektedir. Bu nedenle öncelikle X-ışını görüntülerinin iyileştirilmesi konusuna ağırlık verilmesi gerektiği sonucu ortaya çıkmaktadır.

## BÖLÜM IV

# OMURGA ŞEKİL BOZUKLUĞU ANALİZ VE TEŞHİSİNDE YARDIMCI SİSTEMİN TASARIMI VE GERÇEKLENMESİ

İnsan görmesi, 3D uzayda nesneden yansıyan ışık ile oluşur. Göz, görüntüdeki uzamsal ve geçici değişiklikleri çok çabuk olarak algılar. 3D uzayda, görüntü  $f(x,y)$ ; nesne üzerine düşen ve bu nesneden yansıyan ışık miktarının bir fonksiyonudur. Gerçekte,  $f(x,y)$  durumu derinlik, renk ve zamanı kapsayan bir çok değişkenden oluşan bir fonksiyondur (Şekil.IV.1) [22]. Sinyalin anlık olarak ölçülmesi ile görüntünün o noktadaki parlaklığına karşılık gelen bir sayıya çevrilmesi işlemi yani görüntü elde etme, görüntü işlemenin ilk basamağıdır.



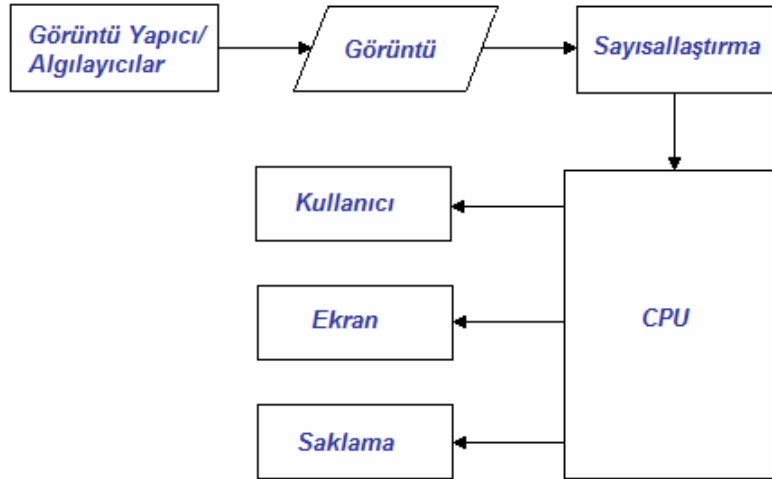
Şekil IV.1. Görüntü (İmge)

Görüntünün sezinlenmesinde kullanılan algılayıcılar; optik, infrared, ultraviyole, x-ray, radar, MRI (RF), ultrason, mikrodalga olarak sıralanabilir. Sayısal kameralarda optik algılayıcı olarak CCD veya CMOS algılayıcılar kullanılır. Görüntü elde edilmesi kısmında CCD'lerin çalışma mantığı anlatılmıştır. Görüntü sezinlendikten sonra sayısallaştırılarak bilgisayara aktarılır.

X-ışını filmlerinin sayısallaştırılması ve bilgisayara aktarılması için tasarlanan düzenek Bölüm IV.1'de aktarılmıştır. Bölüm IV.2'de görüntü işleme algoritmalarından oluşan GUI'nin işlevleri ve menü seçenekleri bulunmaktadır. Son olarak Bölüm IV.3'te X-ışını görüntülerin iyileştirilmesi için önerilen yöntemler ve uygulamalara yer verilmektedir.

## IV.1. GÖRÜNTÜNÜN ELDE EDİLMESİ

Genel olarak görüntü elde etme aşamaları Şekil.IV.2' de görülmektedir. Sürekli sinyalin sabit bir oranda örneklenmesiyle analog sinyal, sayısal görüntüye dönüştürülür. Görüntülerin kamera ile gerçek ortamdan alınarak bilgisayar ortamına aktarılması ve sayısallaştırıldıktan sonra isteğe göre işlenmesi ile görüntü dosyaları elde edilir.



Şekil IV.2. Görüntü Sayısallaştırma Düzeni

Görüntü sezmede sıkça kullanılan bir görsel algılayıcı olan CCD, ışığa duyarlı silikon noktacıklardan oluşmuş matristir. Bir foton, yarıiletken kristal yapısındaki noktacıklardan birine çarptığında, bir miktar elektronu serbest bırakır. O noktacığa ne

kadar çok foton denk gelirse, serbest kalan elektron sayısı o kadar fazla olur. CCD elektron miktarı, yani yük ölçülerek, o noktacığın aydınlanma düzeyini veren görelî sayısal bir değeri elde edilebilir. Fotoğraf kalitesinde bir görüntü yakalayabilmek için, tüm sistemin hızlı ve eşgüdömlü çalışması gerekir. Elektron yük değeri hızla saptanıp korunmalıdır. CCD'lerde, bu nokta değeri satır satır okunur. Bu okuma işleminin sırasında ışık düşmeyi sürdürürse, görüntü bulanıklaşır [47]. Algılanan görüntü sayısal bir matrise dönüştürölerek gerekli işlemlere tabi tutulur. CCD'lerin ürettiğı görüntü kalitesi, CMOS'a göre daha yüksektir.

#### **IV.1.1. X-Işını Filmlerinin Bilgisayar Ortamına Aktarılması**

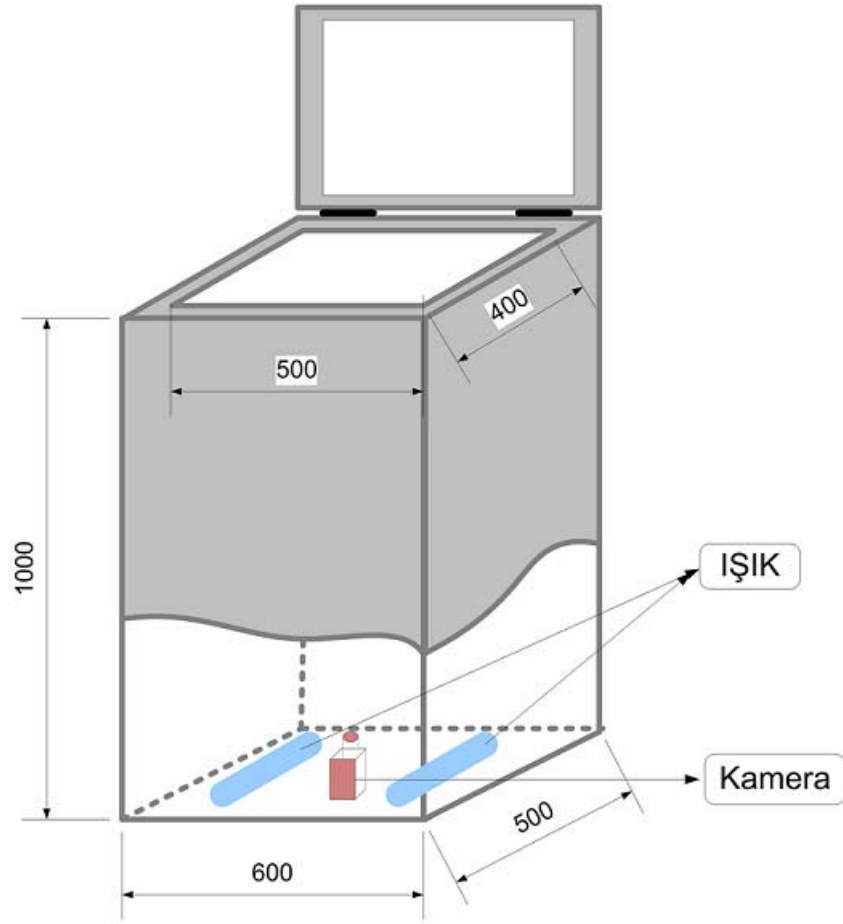
X-ışını filmler hazırlanan özel bir düzenek sayesinde bilgisayar ortamına aktarılabilir. Bu düzenek diğeri analog görüntülerin de bilgisayar ortamına aktarımını sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Şekil.IV.3'te görölen düzenek, her çeşit analog görüntünün sayısallaştırılması için kullanışlı gürültüsüz bir ortam sağlar. Tasarımda öncelikle röntgen filmlerinin boyutları göz önünde bulundurulmuştur.

Günümüzde X-ışını cihazlarının kullandığı film standartları Tablo.IV.1'de verilmiştir.

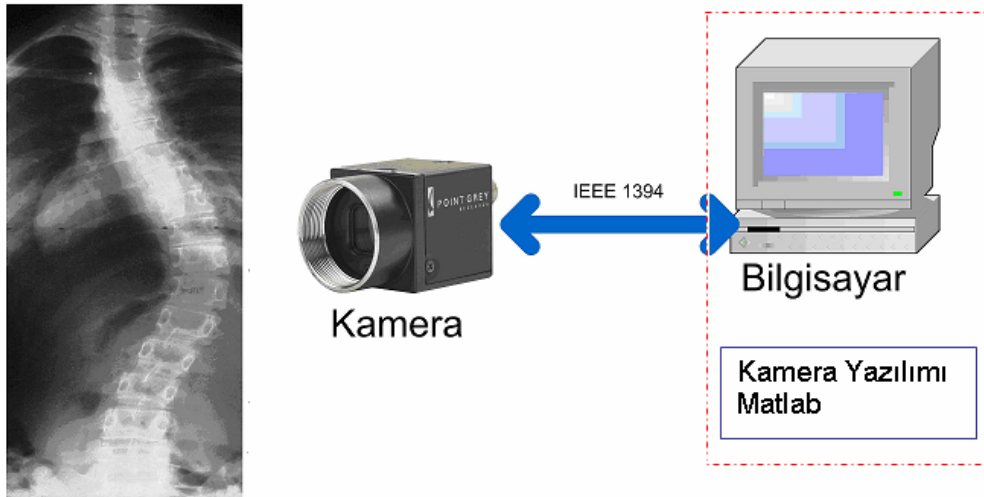
**Tablo IV.1.** Röntgen Film Boyutları

Standart Röntgen Film Boyutları				
18X24 cm	24X30 cm	30X40 cm	35X35 cm	35X43 cm

Bu değeri, kullanılacak olan kamera, lens ve düzeneğinin boyutları açısından önemlidir.



a)



b)

Şekil IV. 3. a) Görüntü Aktarma Düzeneği b) Kamera ve Bilgisayar Bağlantısı

## IV.1.2. Kamera Seçimi

Genel olarak, analog ve sayısal olmak üzere iki tip kamera vardır. Ayrıca sayısal kameralar da paralel sayısal, kamera link ve IEEE-1394 kameralar olarak sınıflandırılır. Analog bir işaretin sayısala çevrilmesi iki aşamalıdır. *Örnekleme*; işaretten belirli zaman aralığında örnekler alınması, 2B'lu görüntülerde uzamsal düzlemin sayısallaştırılmasına karşılık gelir. *Nicemleme (Kuantalama)*; genlik seviyelerinin sadece belirli değerleri alması işlemidir. Analog kameralarda çıkış sinyali, analog formda bir video sinyalidir. Bu video sinyal televizyon görüntü standartıdır. Çıkış sinyali bir çerçeve sayısallaştırıcı (frame grabber) ile sayısallaştırılarak bilgisayar ortamına aktarılır.

Sayısal kameraların analog kameralara göre birçok avantajı vardır. Analog sinyal aktarım sırasında gürültüden daha çok etkilenir. Sayısal kameralar televizyon standardı gerektirmez. Daha geniş görüntü boyutu ve daha hızlı çerçeve oranını desteklerler. IEEE 1394 kameralar bilgisayara herhangi bir çevre birim elemanı gibi bağlanırlar. Kolay ve hızlı fonksiyonlara sahiptirler.

Bu çalışmada sayısallaştırma düzeneğinin tasarımında öncelikli olarak, çözünürlük, sinyal gürültü oranı, sayısallaştırma yöntemi ve ileride kullanılabilecek değişik yazılımları (Matlab, C, v.b.) destekleyen bir kamera önerilmiştir. Görüntü işleme amaçlı kamera sistemleri üretimi yapan firmaların ürünleri fiyat ve performans açısından incelenmiş ve sonuç olarak Point Grey Research Inc. firmasının FLEA-HIBW-KIT 'de, FLEA IEEE-1394 Digital Camera System'in (ICX204, 1024x768) görüntü sayısallaştırma ve eğitim amaçlı kullanımının uygun olacağı görülmüştür. Bu kameranın özellikleri Tablo.IV.2'de verilmiştir. Tablo.IV.2'den de görüldüğü gibi, kameranın çözünürlüğü, 1024x768 pixel olup oldukça yüksektir. Ayrıca, sinyal gürültü oranı en az 60dB olduğundan pek çok kameraya göre daha kaliteli görüntü elde edebilmektedir. Kameranın çerçeve hızı saniyede ikilerden otuzlara kadar ayarlanabilmekte, bu da kullanıcıya yakalanan görüntüyü bilgisayar ortamında canlı izleme, ayarlama ve kaydetme imkanı sağlamaktadır.



**Tablo IV.2.** Kamera Özellikleri

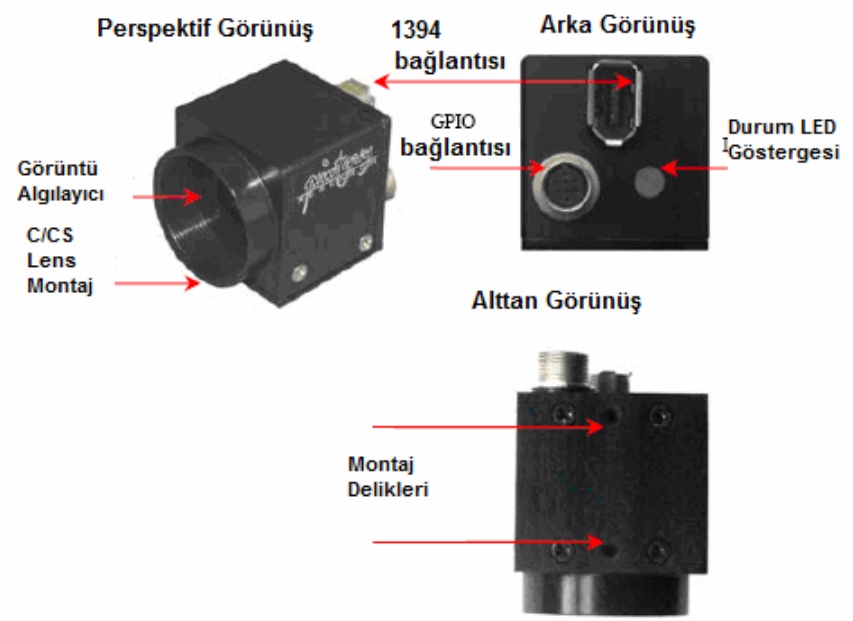
Genel Özellik	Boxed IEEE-1394 camera
Görsel Algılayıcı	Sony ICX204AQ/AL 1/3'' CCD sensör
Çözünürlük	1024x768
Format	8-bit veya 16-bit, 12-bit AtoD
Piksel Boyutları	4.65µm x 4.65µm
Çerçeve Hızı	1024x768 at 30FPS
Objektif Kapağı	Automatic / Manual modes 0.03ms to 66.6 ms at 15FPS
Boyutlar	30x31x29mm w/o optics
Kamera Belirtimi	IIDC 1394-based Digital Camera Specification v1.31
Sinyal Gürültü Oranı	> 59 DB

Bununla birlikte kamera doğrudan IEEE-1394 kamera kontrol ve video transfer standardını desteklediğinden pek çok yazılımla uyumlu çalışabilmektedir. Günümüzde kullanılan bilgisayarların çoğu bu standardı desteklemektedir. Eğer bilgisayar bu standardı desteklemiyorsa, kamera seti içerisinde IEEE-1394 OHCI PCI Host Adaptör kartı verilmektedir. Ayrıca set içerisinde FlyCapture SDK cihaz sürücü yazılımı yer almaktadır ve Matlab ile uyumludur.

Seçilen kamera seti ve kameranın resmi Şekil IV.4'te verilmiştir.



a)



b)

Şekil IV.4. a) HIBW-KIT Kamera Seti b) FLEA Kamera

### IV.1.3. Lens Seçimi

Lens seçiminde kritik olan parametreler, odak uzunluğu (zoom), iris kontrol ve fokus kontroldür. Odak uzunluğu; hedef nesnenin boyutu ve kamerayla olan mesafesine göre hesaplanarak seçilen bir kriterdir. Burada kullanılan formüller aşağıda verilmiştir;

$$W = w \times L/f \quad (IV.1)$$

$$H = h \times L/f \quad (IV.2)$$

Burada;

W : Nesnenin genişliği

H : Nesnenin yüksekliği

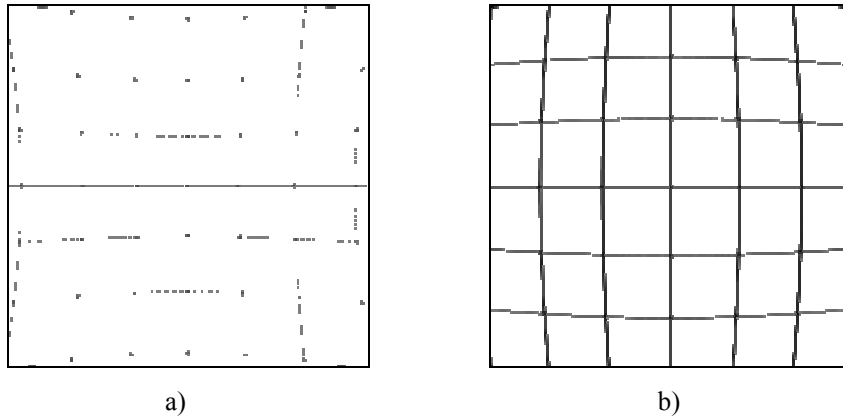
w : Kamera görüntü algılayıcısının etkin genişliği

h : Kamera görüntü algılayıcısının etkin yüksekliği

L : Lens ile nesne arasındaki mesafe

f : Lensin odak uzunluğu

Yukarıdaki formüllerden de görüldüğü gibi lensin odak uzunluğunun belirlenmesinde iki temel unsur, nesnenin boyutları ve lense olan mesafesidir. Burada, nesnenin lense olan uzaklığını belirlerken görüntü bozulma tiplerinden olan Pincushion ve Barrel bozulmalarından kaçınmak gerekmektedir. Şekil.IV.5'te Pincushion ve Barrel bozulmanın etkileri verilmiştir;



Şekil IV.5. a) Pincushion bozulma b) Barrel Bozulma

Pincushion bozulma genelde, uzaktaki nesnelere görüntülemek amaçlı kullanılan zoom lenslerde ortaya çıkan bir bozulma türüdür. Barrel bozulma ise, kameranın nesneye çok yakından bakması sonucunda ortaya çıkar.

Bir cismin yani nesnenin görüntüsünün tamamını CCD sensörün üzerine düşürebilmek için hesaplanan lensten daha küçük bir lens seçilmelidir. 1/3" algılayıcılarda yükseklik 3.6mm, genişlik ise 4.8mm'dir. Odak uzaklığı nesnenin yüksekliğine ve genişliğine göre hesaplanır.

Geniş açılı görüşler düşük odak uzaklığı lenslerle sağlanır. Lensin odak uzaklığı küçüldükçe görüntülenen alanın genişliği de o oranda artar. Geniş açılı lensler görüntü

kalitesini ve seçilebilirliği düşürür. Bu yüzden gerekli olmadıkça normal lensler kullanılmalıdır.

Bu bilgiler ışığında, focal uzunluğu 3.5 ~ 8 mm olan bir lens için, orta değeri olan 6mm odak uzunluğu (3.5 ve 8mm uç noktalar seçildiğinde yukarıda bahsettiğimiz bozulmalar oluşabilmektedir) seçildiğinde kameranın nesneye olan uzunluğu hesaplanır. Örnek olarak nesne uzunluğu 45cm, uzaklığı 1m seçildiğinde, kamera için odak uzaklığı şu şekilde hesaplanır;

$$L = f \times W/w$$

$$f = L \times w/ W$$

$$f = 1000 \times 3.6/450 = 8 \text{ mm}$$

Lensin diğer kriterlerinden olan Iris, DC sürücülü verifokal seçilebilir. Odak ve zoom ise manuel olarak belirlenebilir.

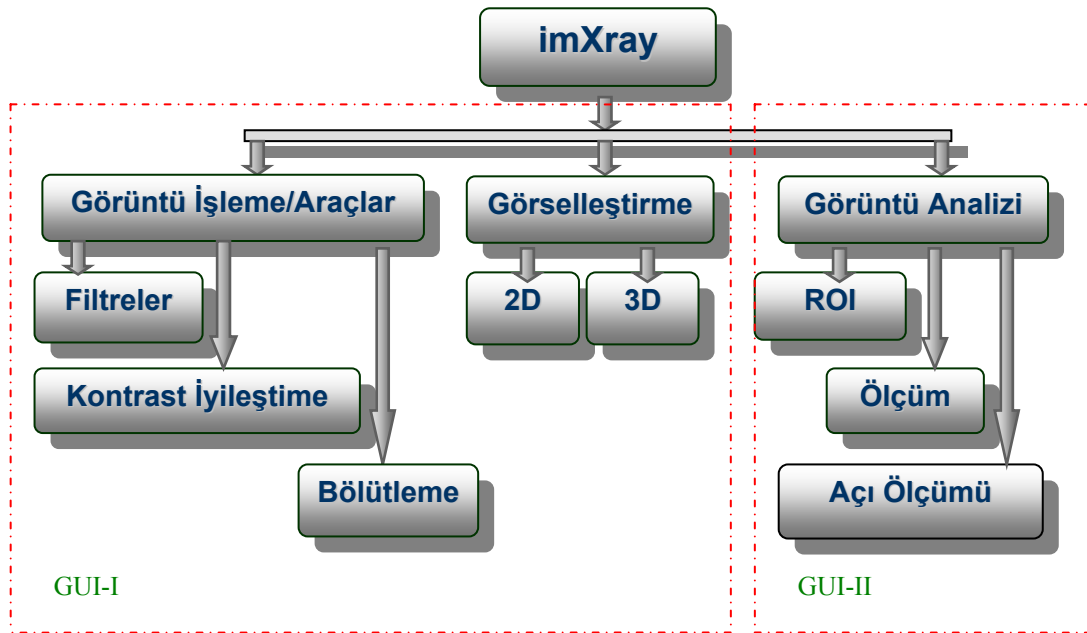
#### **IV.1.4. Işık Seçimi**

Sayısal görüntülerin bir çoğu bir enerji kaynağı olan görünür ışık kullanılarak elde edilir. Bu güvenli, ucuz ve kolay sezmeye yardımcı olur. Uygun donanım ile kolayca işlemeyi sağlar. Kameralarda ve flat-bed tarayıcılarda yardımcı ışık kaynağı kullanılır.

## IV.2. GRAFİKSEL KULLANICI ARAYÜZÜ TASARIMI

Bu çalışmada, klasik yöntemle elde edilmiş X-ışını filmleri (grafi), düzgün ortam koşullarında, Şekil.IV.3'te görülen düzenek yardımıyla ve bir sayısal kamera aracılığıyla standart bir görüntü dosyası haline getirilip, bilgisayar ortamına aktarılabilir. Bilgisayar ortamına aktarılmış görüntü dosyaları ise, hazırlanan GUI sayesinde, çeşitli görüntü işleme algoritmaları aracılığıyla istenen amaç doğrultusunda işlenmektedir.

Bu bölümde geliştirilen GUI programının işleyişi, yapısı, menü seçenekleri ve görüntü üzerindeki etkisi ele alınmıştır. Şekil.IV.6'da tüm işlev ve alt işlevleri görülen yazılım temel olarak, iki kısımdan oluşmaktadır: Birinci kısımda tamamen görüntüyü işlemeye yönelik fonksiyonlar vardır. İkinci kısımda ise, işlenmiş görüntü üzerinde mesafe (görelî), açı, ilgilenilen bölgenin analizi gibi seçenekler bulunmaktadır. Yazılımın analiz seçeneği, ayrı bir GUI olarak düzenlenmiştir. Bu ikinci GUI programına erişim, birinci GUI'nin analiz seçeneğiyle sağlanmaktadır.



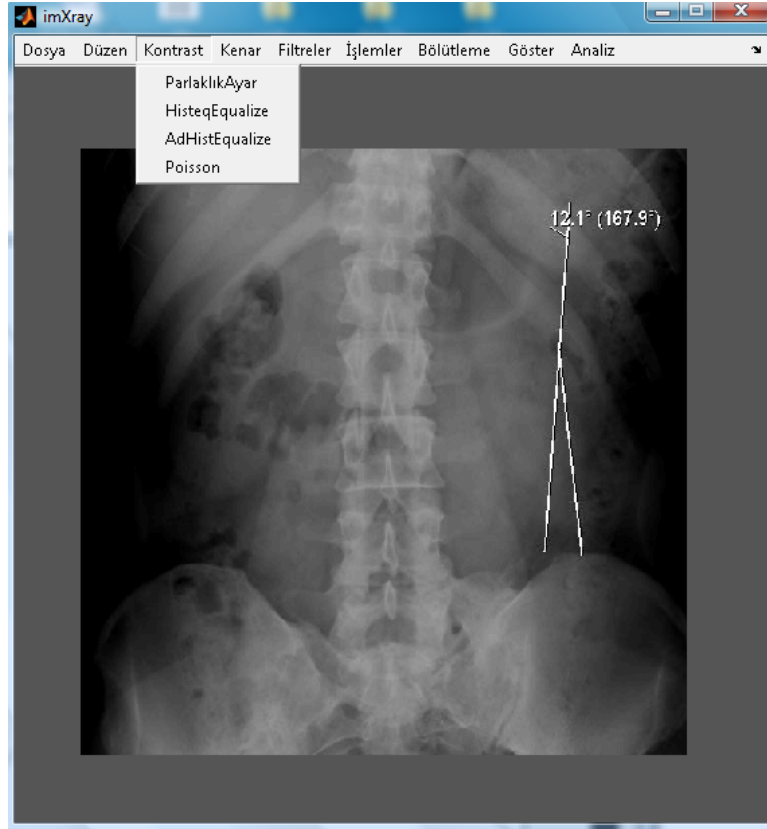
Şekil IV.6. Grafikselsel Kullanıcı Arayüz İşlevleri

## IV.2.1. Grafiksel Kullanıcı Arayüzü

Geliştirilen yazılım temel olarak iki amaca hizmet etmektedir. Yazılımda, öncelikle, bilgisayarda görüntü işleme için son derece yetersiz olan X-ışını görüntü dosyalarının analiz işlemleri ve daha fazla görsellik sağlayabilmek için işlemeye yönelik hazır hale gelebilmesi ile ilgili birtakım seçenekler bulunmaktadır.

Programda, incelenen görüntüler, farklı dosya türünde, farklı boyut ve derinlikte bit yapısına sahip, renkli ya da gri seviye bitmap dosyalar olabilir. Bu görüntü dosyaları program içerisinde; tek (single) duyarlı 8 bit gri seviye ya da Matlab komutlarının işleyişiyle ilgili olarak, çift (double) duyarlı gri seviye görüntülere dönüştürülerek işlenmektedir.

Yazılımda, çalışmanın amacına uygun, Türkçeleştirilmiş bir araç çubuğu oluşturulmuştur. Bu araç çubuğu üzerinde, Şekil IV.7’de görüldüğü gibi, kontrast ve parlaklık ayarlamaya yönelik işlevlerle, filtreler ve ilgili bölütleme algoritmalarını kapsayan çeşitli görüntü işleme algoritmaları bir menü haline getirilmiştir.



Şekil IV.7. GUI Programı, Menüsü ve AP Omurga Görüntüsü

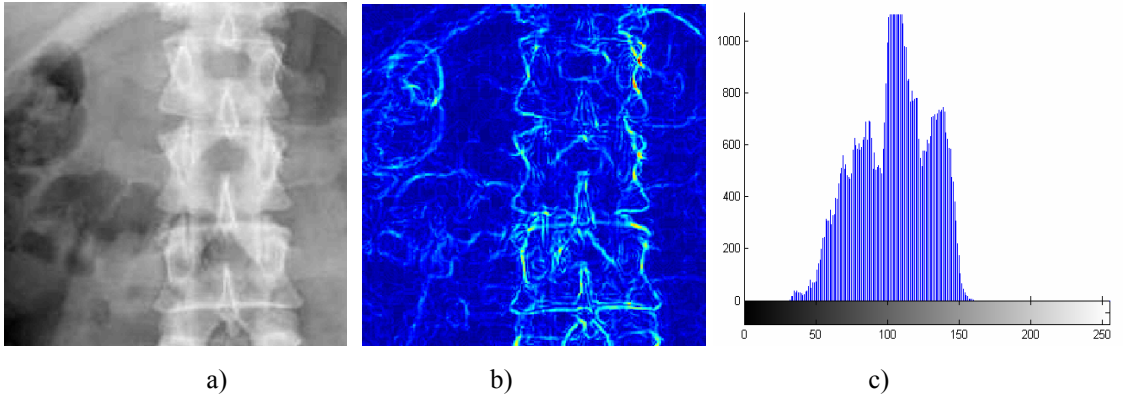
Örneğin; Şekil.IV.7'deki görüntü, bir hastanın AP omurga grafisinden, sayısal kamerayla bilgisayar ortamına JPG dosya olarak aktarılmış görüntü dosyasının bir kısmıdır. Bu görüntüde, orijinal dosyanın 709x1022 piksel boyutlarında olması, çok yer kaplaması ve kişisel bilgi içermesi gibi nedenlerden ötürü tamamı verilmeyip, yalnızca ilgi alanı olan bölge gösterilmiştir. Yine bu görüntü dosyasından, lumber bölgeyi gösteren 256x256 boyutlarında bir bölümü (Şekil.IV.8) aynen alınarak, işlemlerde örnek dosya olarak kullanılmıştır. Bu bölümde tasarlanan GUI'nin menü seçenekleri ile bu seçeneklerin işlevleri, bu örnek dosyalar üzerinden anlatılmıştır.

Tasarlanan GUI'nin menü yapısı sık kullanılan görüntü işleme algoritmalarından oluşmaktadır. Menüde yer alan *Dosya* ve *Düzen* seçeneklerinde klasik olarak dosyanın açılması, kaydedilmesi, programdan çıkış, geri alma, kesme gibi işlevler bulunmaktadır.

#### **IV.2.1.1 Kontrast Menüsü**

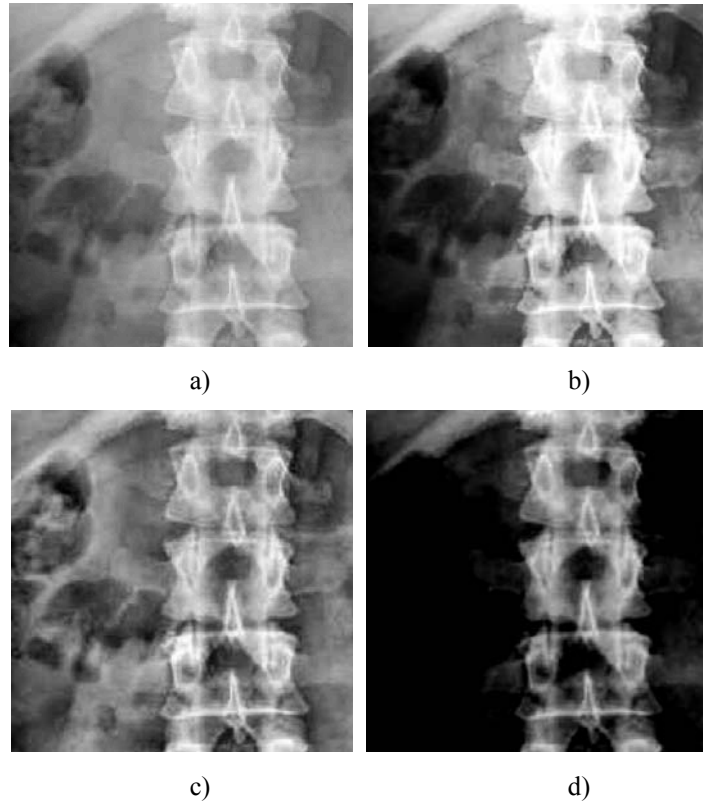
Bu seçenekte parlaklık ayarı, histogram eşikleme, adaptif histogram eşikleme ve Poisson işlevleri yer almaktadır (Şekil.IV.7). Görüntüler farklı aydınlatma değerinde olabileceğinden, histogram eşikleme ya da adaptif histogram eşikleme yöntemleri kullanılarak kontrast düzenlenmesi yapılabilir. Poisson seçeneği, görüntünün yeniden inşa edilmesi ile hem görüntü kontrastını ayarlama, hem de gürültü giderilmesinde bir filtre gibi kullanılmaktadır.

İlk olarak görüntünün analizi için, Şekil.IV.8'de verilen örnek görüntünün histogramı incelendiğinde, yoğunluk seviyelerinin yaklaşık 50~150 arasında olduğu ve 100~120 arasındaki yoğunluk değerlerine piksellerin yığıldığı görülmektedir. Yoğunluk değerleri birbirine çok yakın olduğu için, bu görüntüde ayrıtı bulmak çok zordur. Enerjinin tam ayarlanamaması, X-ışınlarının farklı dokulardan farklı soğurulması ve bir miktar da görüntünün sayısallaştırma koşullarından kaynaklanan ortam gürültüsü nedeniyle bu görüntünün yoğun gürültü içerdiği söylenebilir. Görüntünün gradyent büyüklüğü gösterilen Şekil.IV.8.b'de, yoğunluk geçişlerinin nesne kenarları dışındaki alanlarda da yayıldığı görülür.



Şekil IV.8. a) Lumber (Bel) Omurga Görüntüsü b) Gradyent Büyüklüğü c) Görüntünün Histogramı

Gürültü olarak adlandırılan bu durum birçok algoritma için istenmeyen sonuçlara neden olur. Görselleştirme aşaması içinde bu bulutumsu yapının mümkün olduğu kadar giderilmesi gerekmektedir.



Şekil IV.9 a) Orijinal Görüntü b) Histogram Eşikleme Uygulanmış Görüntü c) Adaptif Histogram Eşikleme Uygulanmış Görüntü d) Gradyent Alan'dan Yeniden İnşa Edilen Görüntü

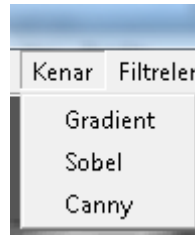
Şekil.IV.9'da görüldüğü gibi, görüntünün kontrastını ayarlama tek başına, histogram eşikleme ve adaptif histogram eşikleme yöntemleri yeterli değildir. Histogram eşiklemede görüntünün bulutumsu gürültüden tam olarak ayrılmadığı, ancak omurlar



kısının daha parlak hale gelerek öne çıktığı görülmektedir. Adaptif histogram eşiklemede ise, omurlar kısmı ile arka düzlem arasındaki fark azalmıştır. Gradyent alanından görüntünün yeniden inşa edilmesiyle (Poisson seçeneği), bulutumsu yapı büyük oranda giderilmiş, fakat istenen ortada bulunan omurların parlaklık düzeyi de azalmıştır.

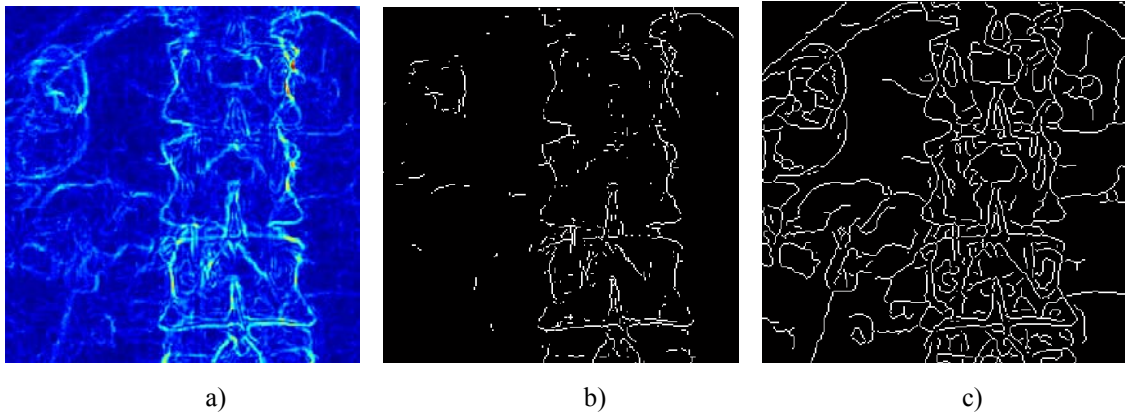
#### IV.2.1.2 Kenar Bulma Menüsü

Bu seçenekte görüntünün gradyent büyüklüğü, Sobel ve Canny kenar bulma işlevleri vardır. Bu işlevler kullanılarak, kenar ayrıtlarının durumu istenen seçenikle görüntülenebilir.



Şekil IV.10. Kenar Menüsü

Şekil.IV.11’de görüntüye ait detay bilgileri üç farklı kenar bulma operatörü kullanılarak elde edilmiştir. Görüntüler incelendiğinde filtrelenmemiş görüntüden anlamlı bilgi edinmenin mümkün olmadığı görülmektedir.

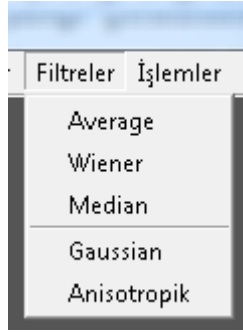


Şekil IV.11. a) Gradyent Değeri b) Sobel Kenar Bulma c) Canny Kenar Bulma

Ön ve arka zemin ayrıştırılması yapılmadığı için, omurların yanı sıra, arka zemin olarak adlandırılan omurların haricindeki kısım da ayrıt olarak işlem görmektedir. Canny kenar bulma işlevi görüntüdeki değişimleri Sobelden daha fazla algılamaktadır. Sobel kenar bulma işlevi, gradyent değerlerinin maksimum olduğu bölgeleri algıladığından bu görüntüde daha iyi sonuç üretmektedir.

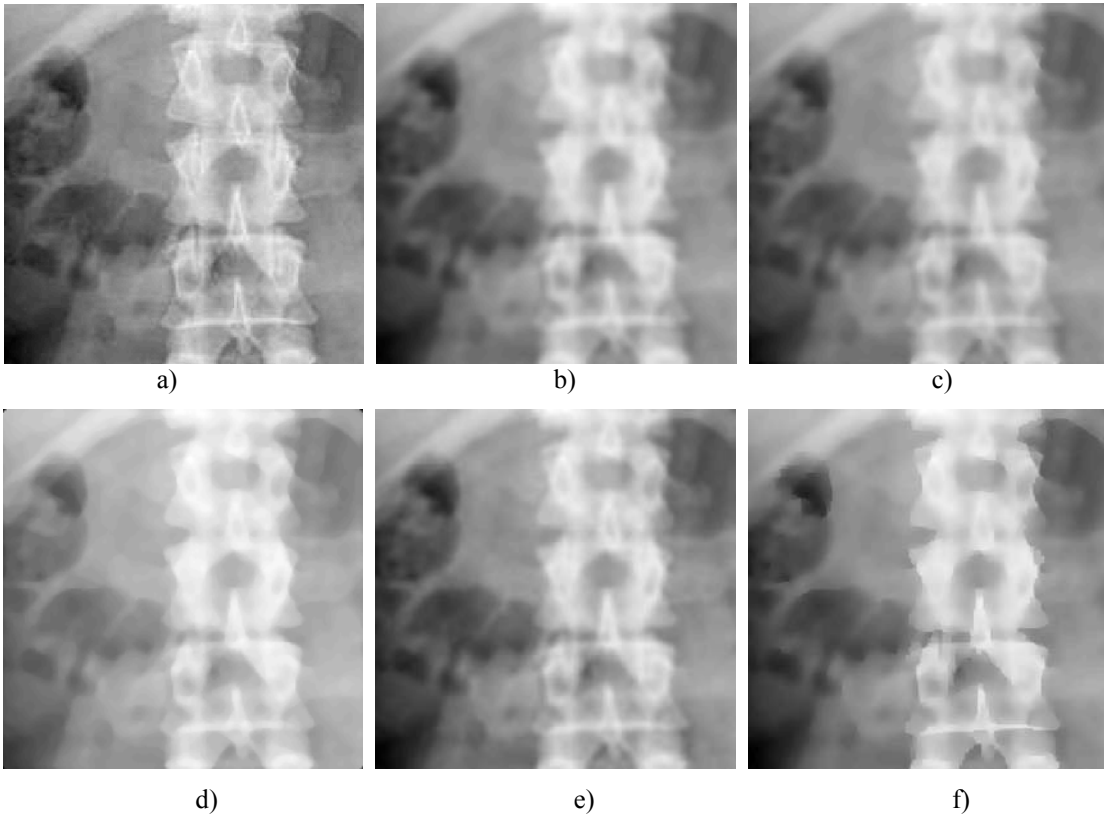
### IV.2.1.3 Filtreler Menüsü

Bu seçenekte ortalama (average), ortanca (median), Wiener, Gaussian ve anisotropik filtre işlevleri bulunmaktadır (Şekil.IV.12).



Şekil IV.12. Filtreler Menüsü

Bu filtrelerin ortak özellikleri, hepsinin de birer alçak geçiren filtre olmasıdır. Farklı şekillerde görüntü üzerinde düzleştirme etkisi ve gürültü giderilmesini sağlarlar. Ön ya da ardıl işlemlerde kullanılırlar. Literatür kısmında teorisi anlatılan, anisotropik filtrenin diğer alçak geçiren filtrelere göre, kenar bölgelerini koruyarak düzleştirdiği Şekil.IV.13'te açıkça görülmektedir



Şekil IV.13. a) Orijinal Görüntü b)  $\text{ÇG}=7$  alınarak Ortalama (Average) filtrelenmiş Görüntü c) Wiener Filtre,  $\text{ÇG}=7$  d) Ortanca (Median) Filtre,  $\text{ÇG}=7$  e)  $\text{ÇG}=7$ ,  $\sigma = 2$  Gaussian Filtre e) İterasyon=15, K=5 alınarak Anisotropik Filtrelenmiş Görüntü

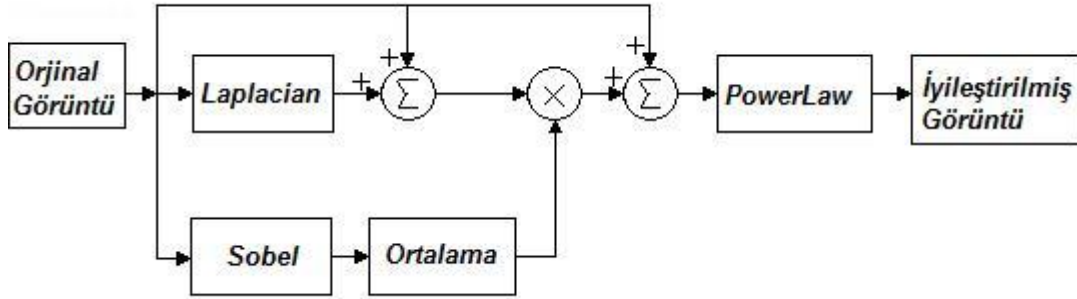
#### IV.2.1.4 İşlemler Menüsü

İşlemler seçeneğinin içerisinde detay1, detay2, kenar arttırma, dinamik erim azaltma, keskin olmayan (unsharp) filtre, morfolojik mask işlemleri bulunmaktadır. Bunlardan detay1,detay2, dinamik erim azaltma, seçeneklerinin işleyişi ve görüntü üzerine etkisi literatür kısmında verilmiştir.



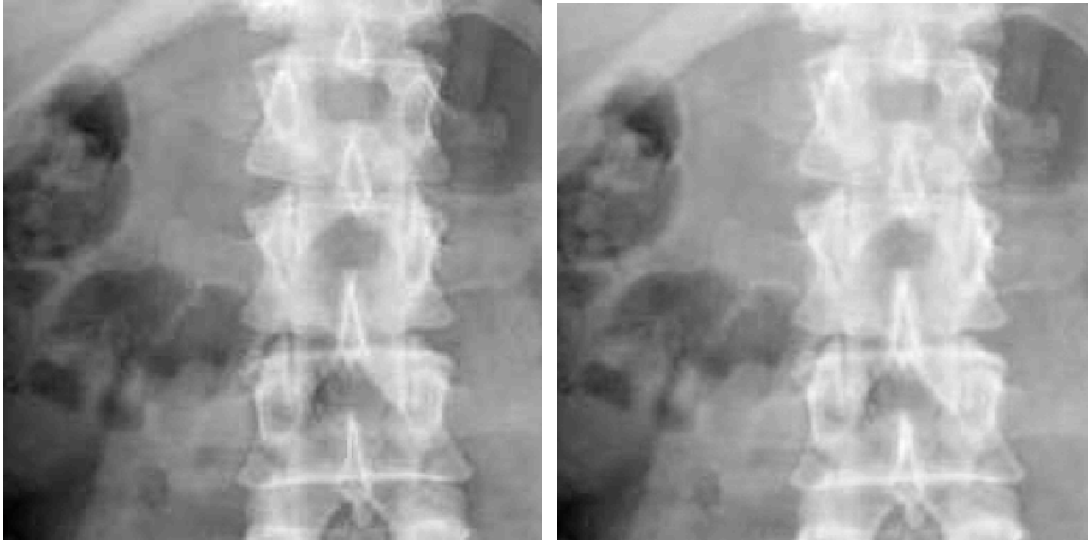
Şekil IV.14. İşlemler Menüsü

*Kenar Arttırma*: Genel olarak bilinen kenar arttırma işlemine ait işlem sırası ise Şekil.IV.15'te görüldüğü gibidir. Bu seçenikle görüntü içerisinde kenar bölgelerinin ağırlığı kısmen arttırılabilir [23].



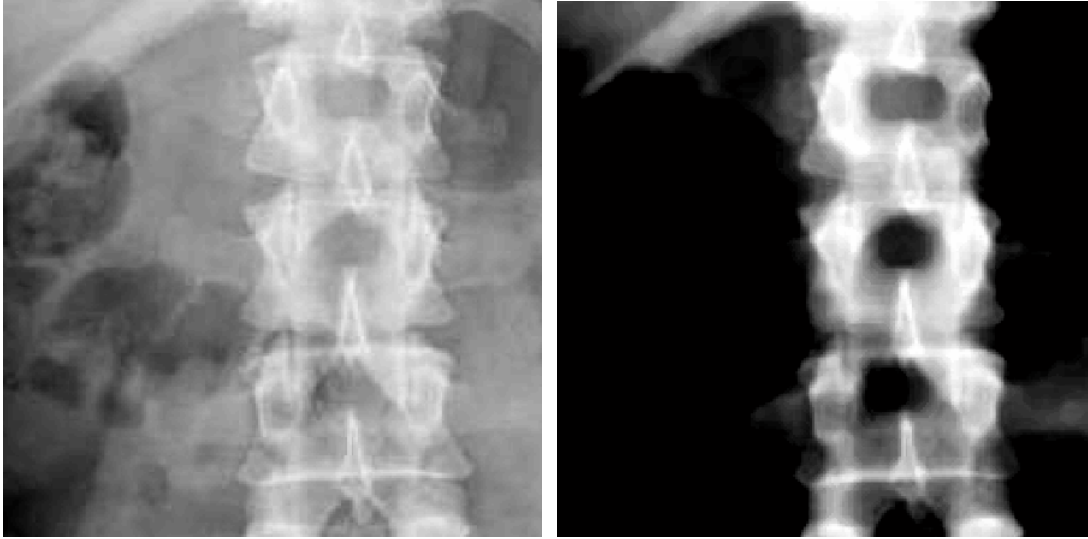
Şekil IV.15. Kenar Arttırma Akış Çizelgesi

Önce, orijinal görüntünün Laplacian filtresi ile ikinci derece türevi alınarak görüntü iyice keskinleştirilir ve kendisiyle toplanır. Sonra Sobel operatörleriyle birinci derece türevi alınıp ortalama filtreyle yumuşatılır. Bu iki sonuç birbiriyle çarpılarak orijinal görüntüyle tekrar toplanır. Elde edilen görüntünün normalizasyonu sağlamak üzere güç kanunu (power law);  $s = cr^\gamma$  işlemine tabii tutulur. Bu uygulamada  $c=1$  ve  $\gamma = 0.5$  alınmıştır.  $\gamma < 1$  seçildiğinden çıkış görüntüsü, giriş görüntüsünden daha parlak olacaktır. Bu yöntem kullanılarak, kenar bölgelerinde kısmen iyileştirme sağlanır [23].



a) b)  
**Şekil IV.16.** a) Orijinal görüntü b) Kenar Arttırma

*MorfolojikMask* seçeneğine ait işlem sonucu Şekil IV.17’de verilmiştir. Özellikle bulutumsu yapının dağıtılması ve orta frekans bölgesi yoğun olan görüntülerde etkilidir.

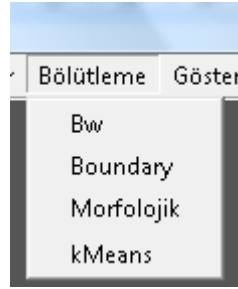


a) b)  
**Şekil IV.17.** a) Orijinal Görüntü b) MorfolojikMask Görüntüsü

Şekil.IV.17 incelendiğinde, MorfolojikMask uygulanmış görüntüde omurlar kısmı arka düzlemden tamamen ayrıştırılmış ve netleştirilmiştir. Ancak, morfolojik işlemlerden geçirilmesi nedeniyle nesne sınırlarında kayıplar vardır. Bu kayıplardan tamamen kurtulmak mümkün değildir.

#### IV.2.1.5 Bölütleme

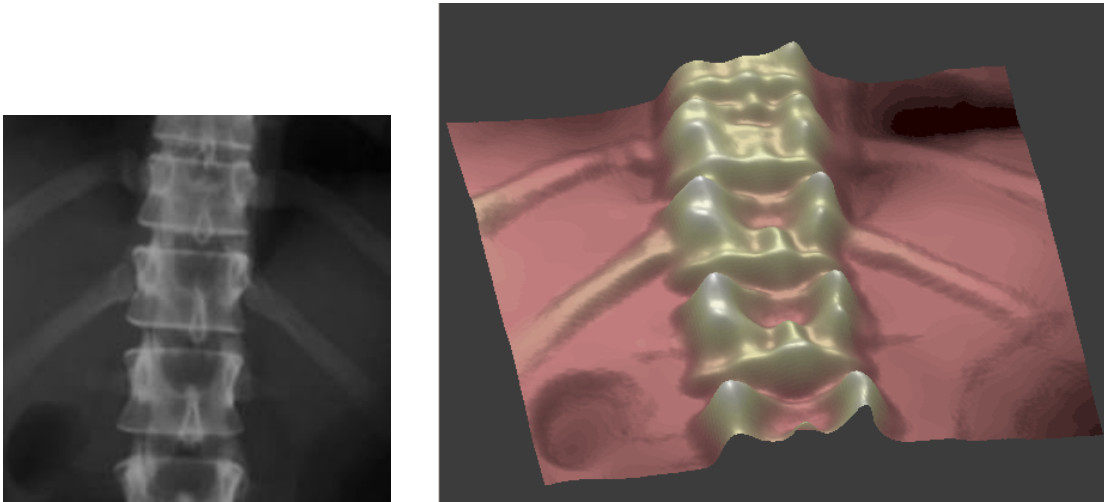
Bu menüde, eşikleme,  $k$ -ortalamalar ve morfolojik bölütleme seçenekleri yer almaktadır. Bu bölütleme algoritmalarının hepsi görüntüyü mükemmel kabul eder. Bunların görüntüye etkisi Literatür kısmında verildiği için burada tekrarlanmamıştır. Literatür kısmında da değinildiği üzere burada sıralanan bölütleme yöntemleri, tek başlarına görüntü bölütlemeye yeterli değildirler.



Şekil IV.18. Bölütleme Menüsü

#### IV.2.1.6 Göster

Genel olarak görselleştirmenin amacı, işlenmemiş veriden görsel olarak anlaşılabilir görüntüler üretmektir. Bu üretim aşamasında veri yapısına bağlı olarak birçok işlem yapmak gerekebilir. Elde edilen sonuçların 2-boyutlu ve 3-boyutlu gösteriminde Matlab programının hazır kütüphanelerinden ve komutlarından faydalanılmıştır. Temel olarak 2B'lu grafiklere, üçüncü boyutun yani z-ekseninin eklenmesi ile 3B grafikler elde edilir. Matlab 3B grafik konusunda çok gelişmiş imkanlar sunmaktadır. Görüntüde, 2B'lu gösterimden 3B'lu gösterime geçişi, *surf* komutu otomatik sağlamakta ve renklendirmektedir. Görselleştirme işlemine ait matlab programı komutları Ek.I'de verilmiştir.

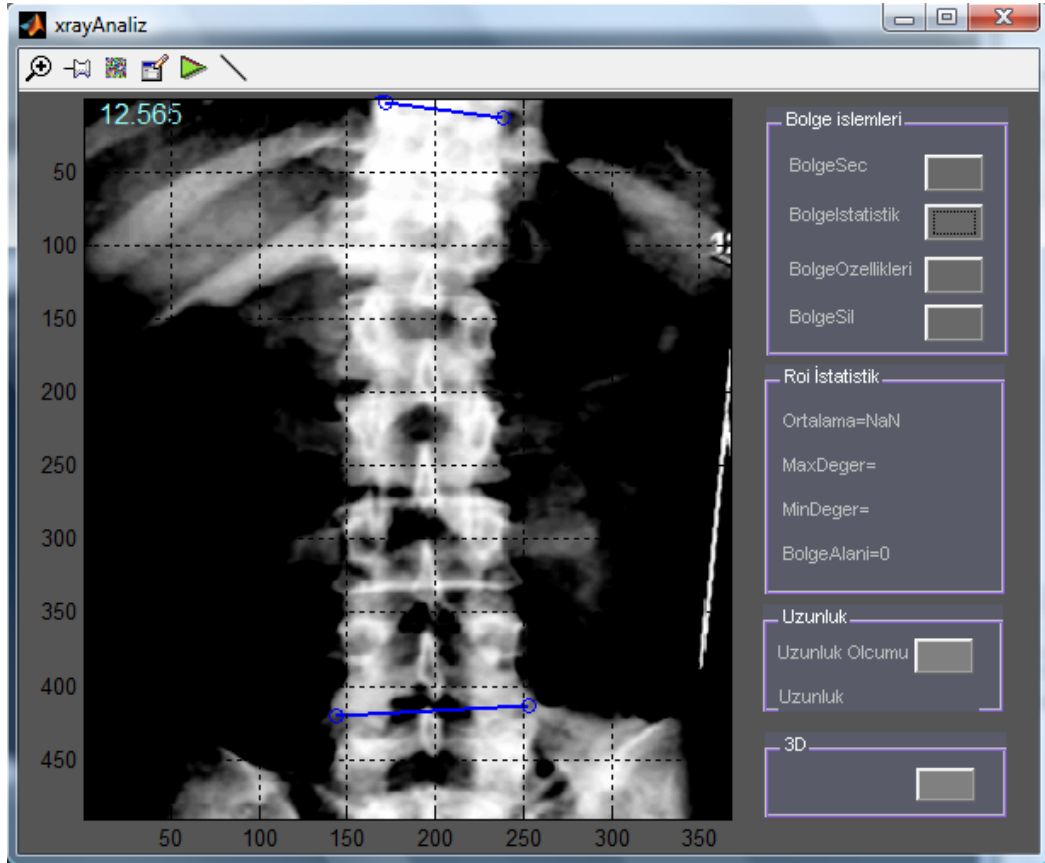


Şekil IV.19. Orijinal Görüntü ve Render Edilmiş Görüntü

#### IV.2.1.7 Analiz


Bu bölümde yazılımın ilk bölümünde analize uygun hale getirilen X-ışını görüntü, bu seçenekle ikinci GUI'ye aktarılarak; üzerinde çeşitli ölçümlerin yapılabilmesi sağlanmıştır. Bu ölçümlerden kastedilen birim piksel cinsindedir. Çünkü eldeki veriden nicel (quantitative) bilgi üretmek mümkün değildir. Ancak, bu ölçümlerin hekimlere kıyaslama ve sınıflama yapabilmek açısından bir fikir vereceği de kesindir.

Programda açı ölçümü ise doğrudan derece cinsinden sonuç üretmektedir. Klasik yöntemle, hekimlerin X-ışını filmi üzerinde elle yaptıkları açı ölçme işlemi; burada program kullanılarak, arayüz üzerinde fare ile çizilen iki doğru arasındaki açının otomatik ölçümü şekline dönüştürülmüştür. Bu da kullanıcının hem işlem zamanı açısından tasarruf yapmasını sağlar, hem de yanılma payını azaltır.

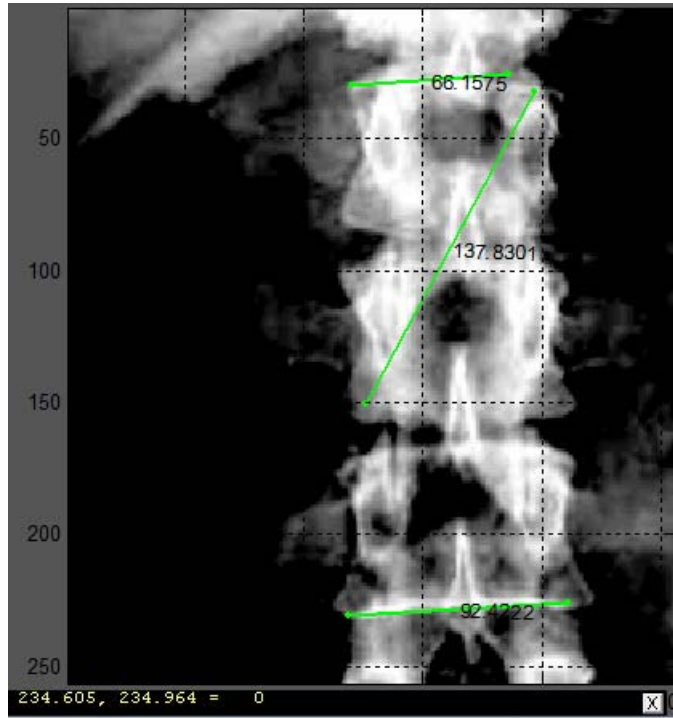


Şekil IV.20. Analiz GUI'sinin Görünümü

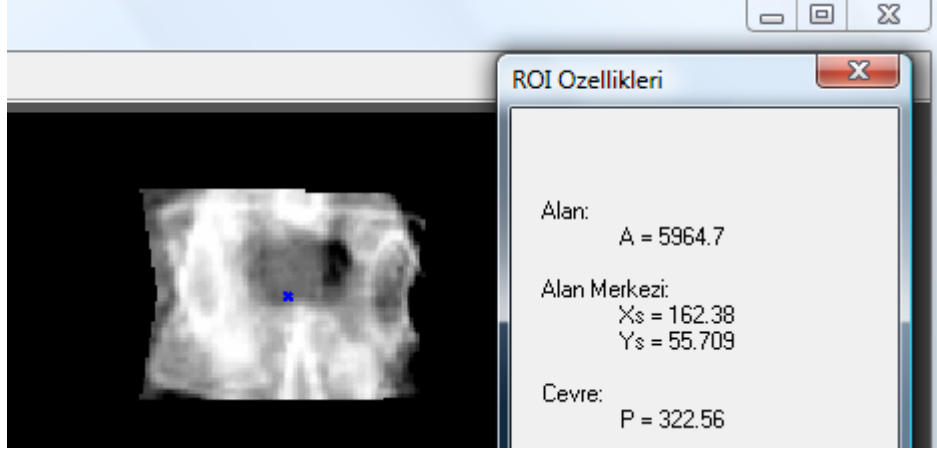
Bu kısımda ayrıca, ilgili bölge analizi (ROI;Region of Interest), bu bölgenin istatistik değerlerini elde etme, silme, zoom, uzunluk ölçme, açı ölçme için ayrı bir düzenleme ve 3B’lu gösterim seçenekleri de mevcuttur. Açı ölçme düzenlemesi ve GUI’nin görünüşü Şekil IV.20’de görüldüğü gibidir.

Kullanıcı, araç çubuğunda bulunan açı ölçmeye yarayan  seçeneği işaretlediğinde; şekil üzerinde en çok eğilen alt omurun alt sınırına bir doğru ve en çok eğilen üst omurun üst sınırından bir doğru çizdiğinde açı değeri ekranın sol üst köşesinde belirmektedir .

Kullanıcı GUI üzerinde sol panelde bulunan “Uzunluk” butonuna basarak, görüntü üzerinde istediği yeri fare yardımıyla işaretleyerek piksel cinsinden uzunluk hesabı yapabilmektedir (Şekil.IV.21).



Şekil IV.21. Uzunluk Ölçümü



Şekil IV.22. ROI Görünümü

Kullanıcı, görüntü üzerinde bir parçayı ayırmak istediğinde gerekli bölgeyi istediği şekilde fare kullanarak çizer. Sağ panelde bulunan “Bölge özellikleri” butonuna bastığında, piksel cinsinden olmak üzere bölgenin alan, alan merkezi, çevresi gibi özellikleri ekranda görüntülenir (Şekil.IV.22).

### IV.3. GÖRÜNTÜ İYİLEŞTİRME VE BÖLÜTLEME AMAÇLI YAZILIM UYGULAMALARI

X-ışını görüntüleme, tıbbın günümüzde de vazgeçilmez bir teşhis aracıdır. Bir çok hastalığın teşhisi X-ışını görüntüleme ile yapılabilmektedir. X-ışını görüntülerinin kalitesi, doktorun teşhisini doğrudan etkiler. Bu görüntülerin kontrastı ise son derece düşüktür. Bu nedenle X-ışını görüntülerin kontrastını geliştirmek son derece önemlidir.

Görüntü iyileştirme işlemleri genel olarak, frekans ve uzamsal düzlemlerde yapılır. Görüntünün kontrast düzenlemeleri ise, gri seviye değişimleri ve histogram denkleştirme yöntemleri kullanılarak uzamsal düzlemde yapılır. Histogram denkleştirme görüntüye global olarak uygulanır, bu nedenle özellikle X-ışını görüntülerde yeterli değildir.

Literatür kısmında çalışma mantıkları aktarılan görüntü işleme algoritmalarının, X-ışını görüntülerine tekil ya da ardıl uygulanmasından elde edilen sonuçlar bu başlık



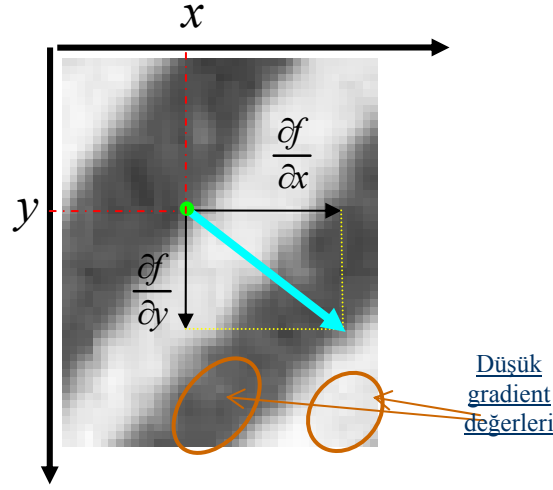
içerisinde aktarılmıştır. Bu bölümde X-ışını görüntülerin iyileştirilmesi ve bölütlenmesi amacıyla geliştirilen iki yönteme yer verilmektedir.

### **IV.3.1 Görüntünün Gradyent Alanından Yeniden İnşa Edilmesi Yöntemiyle Lumber Omurga Bölgesinin Bölütlenmesi**

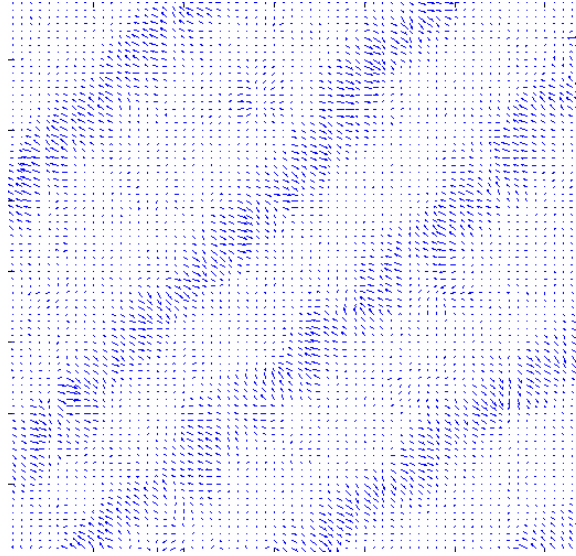
KDE tabanlı yöntemler, görüntü işlemede son zamanlarda oldukça popüler yöntemlerdir. Ana kullanım amaçları, doğrusal olmayan diferansiyel tekniklerle görüntüde gürültüyü azaltarak, daha pürüzsüz ve göze hoş gelen görüntüler üretmektir. Bu konuda da oldukça etkilidirler.

Literatürde, görüntü iyileştirme ve onarmaya yönelik çok çeşitli yöntemler mevcuttur. Temel zorluk; bozulma etkisi olmaksızın, nesnelere üzerinde gürültüyü bastırmak ve yapıların düzgün bir şekilde iyileştirilmesini sağlamaktır. Genelde iyileştirme işlemleri görüntüye yoğunluk düzleminde uygulanır. Burada kullanılan yöntemde ise, iyileştirme işlemleri görüntünün gradyent düzleminde uygulanmaktadır. Gradyent alan iyileştirmede nesne sınırlarında aşma olmadan, yapıların düzgün bir şekilde iyileştirilmesi mümkündür. Görüntünün gradyent alanı gürültüye karşı son derece duyarlıdır. Nesne sınırlarına doğru gradyent değeri artar. Bu yöntemde nesne kenarları boyunca iyileştirme sağlanırken, gürültülü bölgeler düşük gradyent değerleri nedeniyle baskılanır. Genelde tümlenilemeyen gradyent alandan module edilmiş gradyent alan elde edilir. Module edilmiş gradyent alandan, en küçük hatalar yöntemi kullanılarak elde edilen Poisson eşitliğinin çözümü ile, görüntü yeniden inşa edilir. Bu yöntemde görüntü kontrastı düzgünleşir. Ayrıca diğer KDE yöntemlerindeki bir problem olan zaman durdurma fonksiyonunun kullanılmaması da bu yöntemin önemli bir avantajıdır.

Şekil IV.23.a'da, görüntü içinde kısmi türev ve gradyent yönü, b'de ise bu görüntüye ait gradyent vektörleri gösterilmektedir.



a)



b)

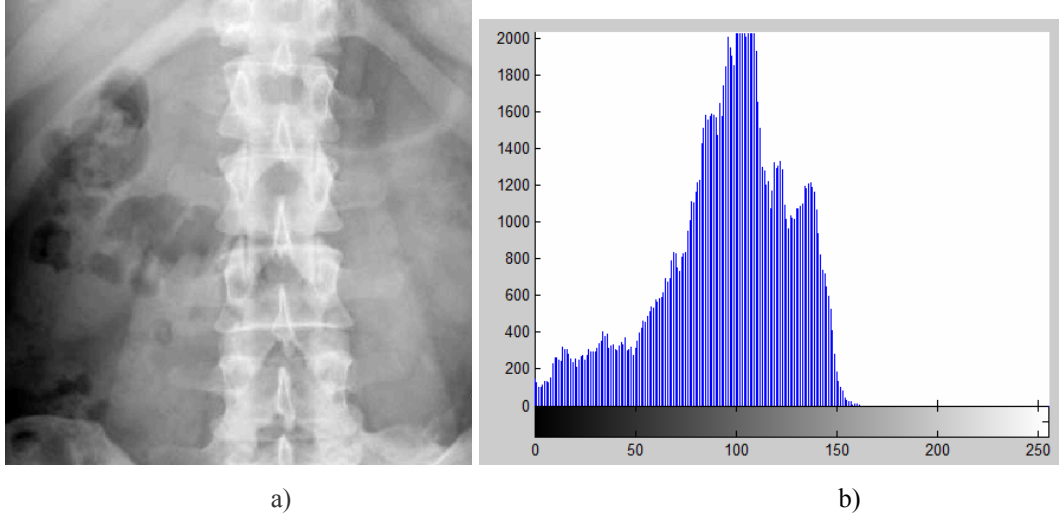
Şekil IV.23. a) Görüntüde Kısmi Türev b) Görüntünün Gradyent Vektör Alanı

Omurganın, X-ışını görüntüsünde kemik yapısı daha parlak olduğundan gradyent değerleri de daha parlaktır. Bu duruma göre görüntünün gradyent alanından yeniden inşa edilmesinde, gradyentin yüksek olduğu kısımlar işlem görecektir ve düşük gradyent değerleri elendiğinden, yüksek gradyent değerine sahip omurlar bölgesinin bölütlenmesi sağlanmış olacaktır. Şekil.IV.24'te geliştirilen yöntemin sıralaması verilmiştir.



Şekil IV.24. Görüntünün Gradyent Alanından Yeniden İnşasının Akış Çizelgesi

Algoritmalar, her görüntü için aynı sonucu üretmezler. Öncelikle incelenecek görüntünün genel yapısının değerlendirilmesi gerekmektedir. Örnek görüntünün histogramı incelendiğinde (Şekil IV.25.b) piksellerin dar bir alanda yayıldığı, görüntünün karanlığa daha yakın ve kontrastının düşük olduğu açıkça görülmektedir.



Şekil IV.25. a) Örnek Görüntü b) Histogramı

İlk önce görüntüye, detayları belirginleştirmek ve sınırların kaybolmasını engellemek amacıyla,  $\alpha = 1$  seçilerek keskin olmayan (unsharp) filtre uygulanmıştır. Bu işlemden sonra görüntünün gradyent alanından yeniden inşa edilmesi yoluyla, görüntüde bulunan bulutumsu gürültü büyük oranda giderilerek omurların ön plana çıkması sağlanmıştır. Görüntü histogramı incelendiğinde, bu işlemin sonucu olarak piksellerin dar bir aralığa sıkıştığı görüldüğünden, parlaklık ayarı yapılarak piksellerin histogram üzerinde eşit dağılması sağlanarak kontrast değeri artırılmıştır. Elde edilen görüntü, örnek görüntü ile karşılaştırıldığında gürültüden büyük oranda arındırıldığı ve omurların ön plana çıktığı açıkça görülmektedir.

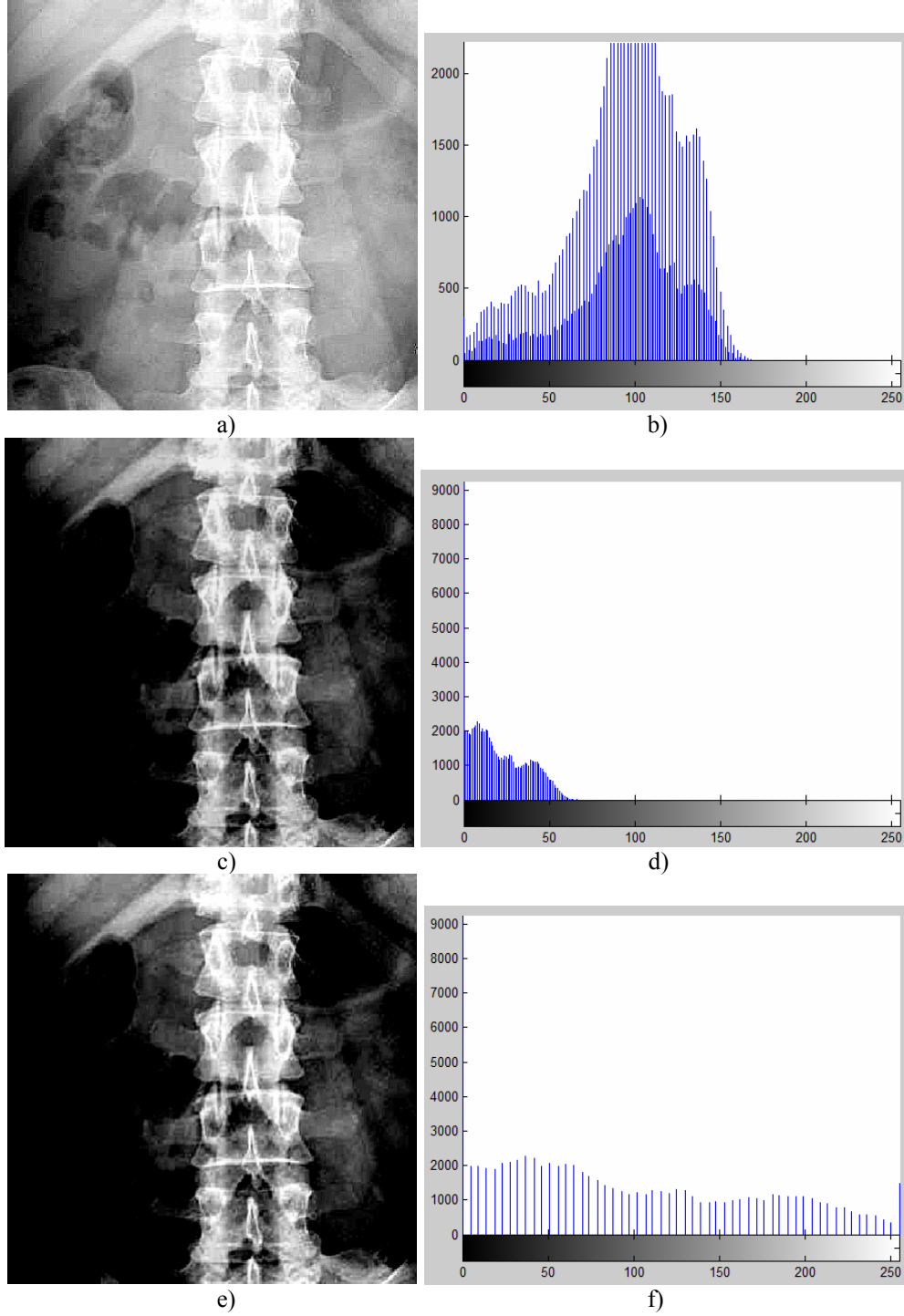
Ayrık bir görüntü için  $I(N,M)$ , Ortalama Karesel Hata ( $MSE$ ) aşağıda verildiği gibi hesaplanır.  $I_{or}$  orjinal görüntü ve  $I_{de}$  iyileştirilen görüntü olmak üzere;

$$MSE = \frac{1}{NM} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M (I_{or}(i,j) - I_{de}(i,j))^2 \quad (IV.1)$$

Görüntü kalitesinin ölçülmesinde kullanılan diğer kolay ve ortak bir yöntem de Tepe-İşareti / Gürültü Oranı (Peak-Signal-to-Noise-Ratio) ( $PSNR$ ) ile karakterize edilir.  $PSNR$  şu şekilde hesaplanır;

$$PSNR = 10 \log_{10} \left[ \frac{(I_{max})^2}{MSE} \right] \quad (IV.2)$$

$I_{max}$  orjinal verinin maksimum yoğunluk değeridir. Orijinal görüntü ile sonuçta elde edilen görüntü arasındaki  $MSE=0.063116$  ve  $PSNR =11.999$  olarak elde edilmiştir.



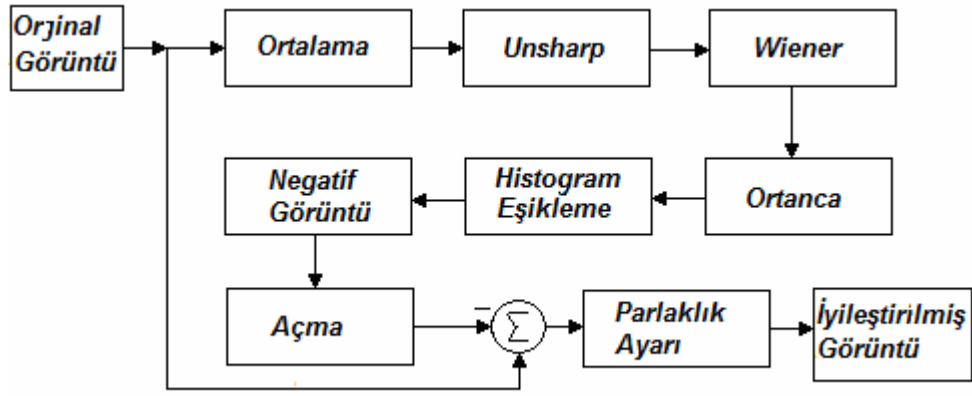
**Şekil IV.26.** a) Keskin olmayan (Unsharp) Filtrelenmiş Görüntü c) Gradyent Alanından Yeniden İnşa Edilen Görüntü, e) Parlaklık Ayarı Yapılan Görüntü b), d) ve f) Görüntülerin Histogramları

### **IV.3.2. Görüntünün Ardışıl İşlemlerden Geçirilerek Bölütlenmesi**

Bu başlık altında görüntüyü, ardışıl filtreler ve morfolojik işlemlerden geçirerek, omurların arka düzlemde ayrışmasını sağlayan yönteme yer verilmiştir. Bu tez çalışmasında geliştirilen bu yöntem, özellikle orta frekans gürültüsü yoğun olan görüntülerde etkilidir. Yöntemde filtreler ile gri seviye morfolojik işlemler beraber kullanılmıştır.

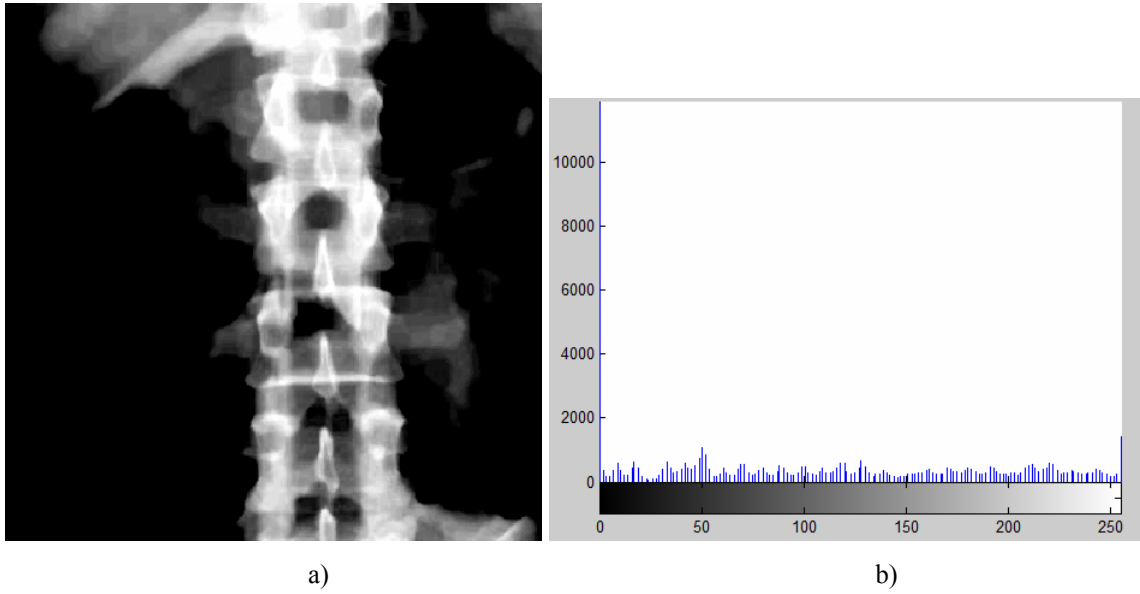
Görüntü işlemede, görüntü üzerine temel küme işlemlerinin uygulanması ile oluşan işlemlere morfolojik işlemler adı verilir. Temel işlemler genişleme ve aşınma işlemleridir. Diğer işlemler bu iki işlemde üretilir. Morfolojik işlemlerde işlem sonucu kullanılan yapısal elemana bağlıdır. Yapısal eleman farklı şekillerde olabilir.

Geliştirilen yöntemin işlem basamakları Şekil.IV.26'da görüldüğü gibidir. Önce ortalama filtreyle ortamdaki dürtü gürültü etkisi azaltılır. Daha sonra, bir unsharp filtreyle görüntü detayları artırılır. Bu işlem sırasında görüntünün diğer kısımları da detaylandırıldığından tekrar bir alçak geçiren filtreden geçirilmesi gerekir. Wiener filtre pozlandırma sırasında nesne hareketinden oluşan sınırlardaki gürültüyü gidermede etkilidir. Bu nedenle alçak geçiren filtre olarak Wiener filtreden geçirilmiştir. Ardından Ortanca filtreyle nesne sınırları korunarak görüntü bir miktar daha düzgünleştirilmiştir. Bundan sonra histogram eşiklemeyle, kontrast düzenlemesi yapılmıştır. Bu sayede açık tonun yoğun olduğu omurlar bölgesinin biraz daha ön plana alınması sağlanmıştır. Görüntünün tümleyeni alınarak açma işlemiyle bir gri seviye maske hazırlanır. Bu çalışmada gri seviye görüntüye, karesel şekilde yapısal eleman uygulanmıştır. Gri seviye görüntüye açma işlemi uygulanırsa, yapısal elemanın içerdiği nesnelere tamamen kaldırılır. Bu sayede arka düzlem aydınlatmasının tahmini yapılmaktadır. Bu işlem aynı zamanda nesne konturlarını düzleştirir ve çıkıntılarını azaltır. Bu istenmeyen bir durumdur. Bu nedenle yapısal elemanın değerini düşük almak gerekmektedir. Görüntünün tümleyeni alındıktan sonra açma işlemiyle boşluklar açılarak, orijinal görüntüden çıkarılmıştır. Son olarak piksellerin parlaklık ayarı yapılarak, histogram üzerine eşit dağılımı sağlanmış ve kontrastı doğrusal olarak artırılmıştır.



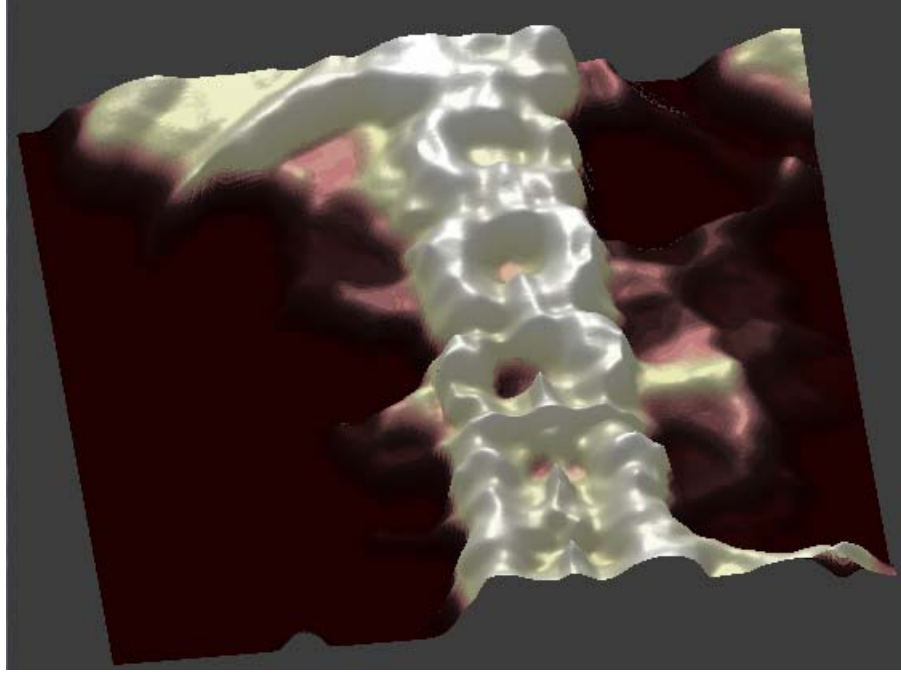
Şekil IV.27. Ardışıl İşlemlerle Görüntü Bölütleme Akış Çizelgesi

Elde edilen görüntüyle, orijinal görüntü arasında,  $MSE=0.080352$  ve  $PSNR=10.95$  olarak elde edilmiştir.



Şekil IV.28. a) Ardışıl İşlemler Kullanılarak Elde Edilen Görüntü b) Görüntünün Histogramı

Bu görüntünün anisotropik difüzyon filtreden geçirilmesi ile düzleştirilmiş görüntü ise, Şekil.IV.29'da gösterilmiştir.



**Şekil IV.29.** Bölütlenmiş ve Düzleştirilmiş Omurga Görüntüsü

Görüntünün, gradyent alandan inşası ile bölütlenmesi yöntemine göre, morfolojik yapısal eleman kullanıldığı için bu yöntemde kenar bölgelerinde kayıp biraz daha fazladır. Ancak bir alternatif yöntem olarak arka düzlem ayrıştırırmada kullanılabilir. Omurlar bölgesi, diğer yönteme göre daha fazla parlak olarak elde edilmiştir.

## **BÖLÜM V**

# **GÖRÜNTÜ İŞLEME EĞİTİMİNE YÖNELİK ARAÇLARIN VE YÖNTEMLERİN BELİRLENMESİ**

Görüntü işleme bilgisayar, haberleşme, tıp, coğrafi bilimler, restorasyon, uzay bilimleri, savunma sanayii, güvenlik sistemleri, endüstriyel uygulamalar gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. Sayısal kayıt yapabilen cihazlar geliştikçe, görüntü işleme de gelişmekte ve önemi artmaktadır. Bu çalışmada, görüntü işleme yazılımı oluşturulurken, Teknik Eğitimde görüntü işleme eğitiminin de alt yapısı oluşturulmaya çalışılmıştır.

### **V.1. GÖRÜNTÜ İŞLEME KONULARI**

Görüntü işleme; Bilgisayarlı Grafik (Computer Graphic), Bilgisayarla Görme (Computer Vision), Görüntü Analizi (Image Analysis) ve Örüntü Tanıma (Pattern Recognition) gibi alanlarla yakından ilgilidir. Bu alanlarla örtüşen ve bu alanlara temel olan konular, görüntü işlemede yer almaktadır. Görüntü işleme, algılanan görüntüden yeni bir görüntü elde edilmesi ile ilgilidir. Örüntü tanıma, görüntülerden nesnelere tanınmasını sağlayan bilgilerin elde edilmesini kapsar. Görüntü analizi de, görüntüden



alınan bilgilerin yapılacak iş için gerekli biçime dönüştürülmesi ile ilgilidir. Tablo.V.1’de verilen görüntü işlemlerine göre, görüntü işleminin ve diğer alanların tarifi yapılabilir. Konuların, diğer alanlardan ayrımı çok net olmamakla beraber; giriş görüntü, çıkış da görüntü ise, görüntü işleminin alanı olarak tarif edilmektedir.

**Tablo V.1 Görüntü İşlemleri ve Alanları**

<b>Alan</b>	<b>Giriş</b>	<b>Çıkış</b>
Görüntü İşleme (Image Processing)	Görüntü	Görüntü
Görüntü Analizi (Image Analysis)	Görüntü	Görüntü Tanımlama
Örüntü Tanıma (Pattern Recognition)	Görüntü Tanımlama	Nesne Sınıflama
Bilgisayarla Görme (Computer Vision)	Görüntü	3B Model

Bilgisayarla görme dersinin konuları; görüntü oluşumu, görüntünün modellenmesi, görüntü elde etme düzenleri, alt düzey görü problemleri (yumuşatma, ayırıt saptama, ayırıt bağlama, çok ölçekli yaklaşımlar), orta düzey görü problemleri (yüzey kurma, tonlamadan, hareketten ve stereo görüntülerden şekil elde etme, yüksek dinamik erim (HDR) görüntüler), yüksek düzey görü problemleri (modele dayalı görü, anlamsal ağlar, Hough dönüşümü) gibi konulardan oluşmaktadır.

Örüntü tanıma, parmakizi, elyazısı, ses tanıma sistemlerinden tıbbi görüntülerin analizine kadar çok çeşitli uygulamaların geliştirilmesine olanak sağlayan temel kavramları içeren bir disiplindir. Öğrenme algoritmalarının değerlendirilmesi ve karşılaştırılması; özellik çıkartma ve seçme, Temel Bileşen Analizi (PCA), Bağımsız Bileşen Analizi (ICA), örüntü ön ve ardıl işlemleri gibi konuları içerir.

Sayısal görüntü işleme, geniş bir alana yayılmıştır ve konuları;

Görüntünün,

- Elde edilmesi (acquisition),
- Sayısal veriye çevrilmesi,
- İşlenmesi (processing),
- Değiştirilmesi (modify) ,
- Analizi (analysis),
- Onarımı (restoration),

- İyileştirilmesi (enhancement)
- Sıkıştırılması (compression)

gibi işlemleri kapsar. Sayısal görüntü işleme, bir görüntünün ve özelliklerinin değiştirilmesi için kullanılan çeşitli teknikleri içerir.

## V.2. GÖRÜNTÜ İŞLEME DERSİ

Görüntü işleme temel olarak; bilgisayar, elektronik, haberleşme eğitimi ve mühendisliklerinin ortak konusudur. Görüntü işleme dersi, birçok üniversitede lisans ve yüksek lisans düzeyinde okutulmaktadır. Tablo V.2’de Görüntü işleme dersi verilen üniversitelerin bazıları ve dersin veriliş adları yer almaktadır.

Tablo V.2’deki dersler, üniversitelerin resmi internet sitelerinde açıklanan ders listelerine göre düzenlenmiştir. Tablo V.2’den de görüldüğü gibi dersi farklı ad ve içerikle de vermek mümkündür. Bu her üniversitenin öğrenci ve kendi altyapısına bağlıdır.

Görüntü işleme eğitimi, Mühendislik ve Teknik eğitim açısından ele alındığında, ders içeriğindeki matematiksel yoğunluk Teknik eğitimde azaltılabilir. Yine Teknik Eğitimde yazılım kodlarını geliştirme yerine, hazır araç kutularını kullanan programlara ağırlık verilebilir.

Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu müfredatlarının içerisinde de görüntü işlemeye hazır bir programla kısaca değinilebilir. Elektronik ve Haberleşme programlarının öğrencilerine, bilgisayar destekli görüntü işleme programı (Örneğin; Adobe Photoshop) anlatılabilir. Biyomedikal programı öğrencilerine ise, Tıbbi Görüntüleme başlığı altında, tıbbi modaliteler de anlatılarak, görüntü işleme dersi içeriği azaltılmış olarak verilebilir. İki yıllık önlisans programlarında görüntü işleme dersinin içeriği, matematik seviyesi gerektirmeyecek şekilde düzenlenmeli ve hazır paket programlar tercih edilmelidir. Örneğin biyomedikal programı mezunları, tıbbi cihaz ve yazılımları satan firmaların pazarlama bölümlerinde de istihdam edilmektedirler. Bu nedenle öğrencilere alan ile ilgili terminoloji ve genel kavramlar kısaca aktarılmaya çalışılmalıdır.

**Tablo V. 2** Görüntü İşleme Dersi Verilen Üniversitelerden Bazıları

Üniversite	Bölüm	Lisans	Yüksek Lisans
YTÜ	Matematik Müh.	Görüntü İşleme	Görüntü Sıkıştırma Teknikleri ve Standartları
	Bilgisayar Müh.	Görüntü İşleme	-----
	Elektronik-Haberleşme Müh.	-----	İki Boyutlu İşaret ve Görüntü İşleme Görüntü İşleme ve Yapay Sinir Ağ Uygulamaları
KOÜ	Bilgisayar Müh.	Görüntü İşleme	İleri Görüntü İşleme Teknikleri
	Elektrik-Elektronik Müh.	İmge İşleme	-----
	Elektronik-Bilgisayar Eğitimi	Görüntü İşleme	-----
İTÜ	Haberleşme Müh.	Görüntü İşlemenin Temelleri	Görüntü İşleme
	Biyomedikal Müh.	-----	Görüntü İşleme
GAZİ	Bilgisayar Müh.	Görüntü İşlemeye Giriş	Görüntü İşleme
	Elektrik-Elektronik Müh.	-----	Sayısal Görüntü İşleme
	Elektronik-Bilgisayar Eğitimi	Görüntü İşleme	-----
ODTÜ	Bilgisayar Müh.	Görüntü İşleme Tekniklerinin Temelleri	Görüntü İşleme
	Elektrik-Elektronik Müh.	Sayısal Görüntü İşleme	Sayısal Görüntü İşleme
BOUN	Bilgisayar Müh.	Bilgisayar Grafiği için İmge İşleme	-----
	Elektrik-Elektronik Müh.	Görüntü İşlemeye Giriş	-----

Örnek bir görüntü işleme dersi ve haftalık düzeni, Tablo.V.3'te verilmektedir. Öğrenciye, Görüntü işleme dersi almadan önce yüksek matematik, işaret işleme ve kullanılacak olan programlama dilinin derslerinin verilmesi, dersten alınacak verimi arttıracaktır. Bu nedenle dersin dört yıllık eğitim süresinde, 4. yılda verilmesi uygun olacaktır. Verilen konulardan bazıları öğrencilerin altyapısına göre azaltılabilir.

**Tablo V.3.** Örnek Görüntü İşleme Dersi Konuları ve Haftalık Süresi

<b>Ders Konuları</b>	<b>Süresi</b>
<i>Yardımcı Yazılım ile İlgili Temel Bilgiler ve Çözümler;</i> Görüntü sunumu ve görüntüleme (Mathematica, Labview, Matlab )	2 Hafta
<i>Görüntü İşleme ile İlgili Temel Kavramlar;</i> Analog ve sayısal görüntü, Sayısal görüntünün elde edilmesi (image acquisition), Piksel, Çözünürlük, Bit derinliği, Görüntü dosyaları, Görüntü tipleri, Görüntü üzerinde temel matematik işlemler	1 Hafta
<i>Görüntü İyileştirme (image enhancement);</i> Görüntü Histogramı ve Noktasal İşlemler; Parlaklık ve kontrast ayarı, Kontrast İyileştirme; Histogram Eşikleme, Adaptif Histogram Eşikleme	1 Hafta
<i>Görüntü İyileştirme (image enhancement); Frekans Düzleminde</i> Ayrık Fourier dönüşümü, Ters Fourier Dönüşümü, Frekans düzleminde filtreleme, Dalgacık Dönüşümü	1 Hafta
<i>Görüntü İyileştirme (image enhancement); Uzamsal Düzlemde,</i> Piksel komşuluk işlemleri, Konvolusyon, Korelasyon, Görüntü üzerinde Türev Uygulaması, Filtreleme; Alçak geçiren filtreler, YGF, BGF'ler ; (Ortalama, Gaussian, Sobel, Canny, Unsharp v.s)	2 Hafta
<i>Görüntü Üzerinde Doğrusal Olmayan İşlemler;</i> Ortanca Filtre, Max ve Min Filtreler; Morfolojik İşlemler; Yayma, Aşındırma, Açma, Kapama, İkili ve Gri seviye görüntüler üzerine etkisi	1 Hafta
<i>Görüntü Bölütleme (image segmentation);</i> Eşikleme, Çoklu Eşikleme, Sınıflandırıcılar, Bölge Büyütme	1 Hafta
<i>Görüntü ve Video Sıkıştırma (Image and Video Compression);</i> JPEG, JPEG2000, MPEG1, MPEG2, MPEG4	2 Hafta
<i>Proje Sunumları</i>	1 Hafta

Tablo V.3'te verilen örnek ders programının konularından bir kısmı bu çalışmada detaylı olarak yer almaktadır. Görüntü İşleme ile İlgili Temel Kavramlar, Görüntü

İyileştirme; Kontrast İşlemleri ve Uzamsal Düzlemde İyileştirme, Görüntü Bölütleme konuları, Bölüm II.3'te Görüntü İyileştirme ve Bölütleme başlığı altında konulara ait örneklerle birlikte verilmektedir. Tezin belirtilen bu kısmı, Görüntü işleme dersinin alt yapısını oluşturmak üzere detaylı hazırlanmıştır. Yine bu bölüm içerisinde yer alan gradyent alandan görüntü üretilmesi konusu, Bilgisayarla görme dersinde kullanılabilir.

Görüntü işlemenin temeli, matematiğe dayanır ve belirli bir düzeyde matematik bilgisine (matris, fonksiyon, vektör, türev, integral, dönüşümler; Laplace, Fourier v.s.) ihtiyaç vardır. Bu nedenle, uygulama alanları son derece geniş olan bu dersin, lisans düzeyinde verilmesinden önce, öğrencinin matematik ve programlama altyapısının hazırlanması, dersten yüksek verim alınmasını sağlayacaktır.

Ders konularının uygulaması, C, JAVA gibi herhangi bir programlama diliyle ya da doğrudan bir programlama dili yerine, hazır modüllerden oluşan çeşitli arayüzlerle de öğrenciye aktarılabilir. Doğrudan programlama dili kullanmak, zaten zor olan konuları anlamada ve ilerlemede öğrencilerden verim almayı zorlaştıracaktır. Yalnızca hazır programları kullanmakta, konuların ve projelerin geliştirilmesinde öğrencinin katkısını azaltacaktır. Bunların yerine, görüntü işleme eğitimine, kısaca içeriğe uygun matematik işlemleri de kapsayan, aynı zamanda hazır araçlardan oluşan bir program öğretilerek başlanmalıdır (Matlab, Labview, Mathematica v.s.).

Görüntü işleme dersinin uygulamaları için, bir görüntü işleme laboratuvarı düzenlenmesi yapmak, dersin anlaşılabilirliği arttırmak ve endüstriyel uygulamalar için pratiği geliştirmek açısından faydalı olur. Çalışmalarda kullanılmak üzere, yüksek çözünürlüklü renkli tarayıcı, sayısal kamera, sayısal fotoğraf makinası, uygun araç ve yazılımları barındıran bir laboratuvarın kurulması ödev ve projelerin yapılmasına, konuların anlaşılmasına katkıda bulunur.

Standart yöntemlerle, ileri düzey görüntü işleme problemlerinin çözülmesi son derece güçtür. Özellikle Matlab, çözümleri kolaylıkla deneyebilecek ve sonuçları analiz edebilecek bir ortam sunar. Bu tür yazılımlar, hazır fonksiyonlarla, hem öğrencinin, hem de öğretmenin programlama yükünü azaltır, ayrıca uygulama ve yazılım geliştirme imkanı sunduklarından, görüntü işleme eğitiminde tercih edilmelidir.

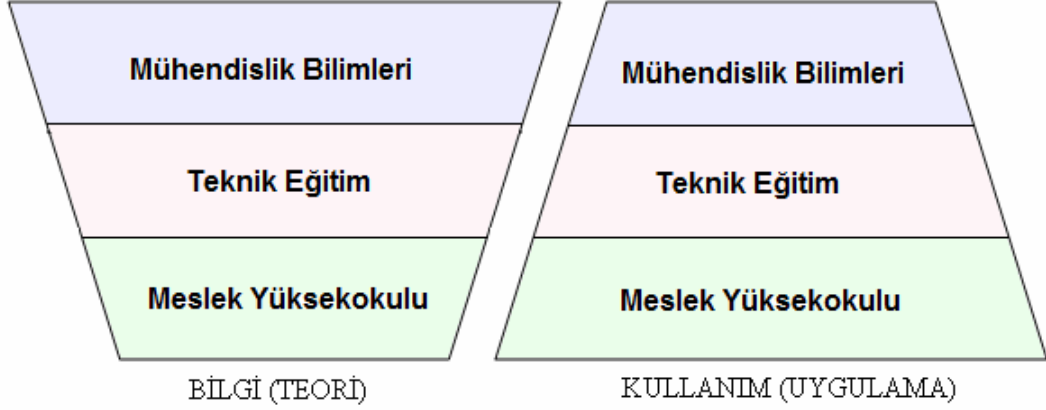
Bilgisayar ve yazılımla görüntü işleme eğitiminin uygulanması, çok daha etkili ve anlamayı kolaylaştırıcı olacaktır. Bu sayede öğrenciler belirlenen hedefe yönlendirilerek, daha kısa zamanda sonuca ulaşabileceklerdir.

Konuların anlatımı, hazırlanan sunu üzerinden öğrencilere aktarılabilir. Öğrencilerin not alması yerine, sunular internet ortamından yayınlanmalı ve konuların takip edilmesi istenmelidir. Anlatım süresi öğrencinin sıkılmasını önlemek amacıyla, çok uzun tutulmamalıdır. Konuların kısa uygulamasına geçilerek öğrencilerin bilgisayar başında örnekleri tekrarlaması istenmelidir. Ayrıca, öğrencilere çeşitli projeler verilmelidir. Haftalık ödev ve dönem içerisinde öğrencilere tekil ya da grup olarak projeler verilmesi, öğrencilerin konulara ilgisini arttıracak ve bireysel olarak da öğrenmelerini ve araştırma yapmalarını sağlayacaktır.

Görüntü işleme dersine, yurt içi veya yurtdışı tüm üniversitelerin ders programları incelendiğinde lisans, önlisans ve/veya yüksek lisans düzeylerinde sıklıkla rastlanmakta ve mühendislik tarzı matematikle beraber işaret işleme dersinin iki boyutlu versiyonu gibi sunulmaktadır. Modern görüntü işlemede matematik, ileri düzeyde yapılan çalışmalarda (yüksek lisans ve doktora seviyesindeki tezlerde, bilimsel kuruluşlar tarafından veya kurumların kendi ARGE'leri tarafından geliştirilen birçok endüstriyel uygulamalarda) araştırmacılar için kesinlikle gereklidir. Olasılık teorisi, matematiksel istatistik, topoloji, lojik, nümerik analiz, lineer cebir, fonksiyon analizi, kısmi diferansiyel eşitlikler, integral eşitlikleri gibi matematiksel işlemler görüntü işlemede sıklıkla kullanılmaktadır. Bununla beraber, matematiği en aza indirerek te görüntü işleme dersi anlatmak mümkündür. Bilgisayar bilimleri öğrencilerinin birçoğu için bu kadar ağır matematik gerekli değildir [58]. Teknik Eğitim ve Meslek Yüksekokulu öğrencilerine matematik içerik azaltılarak, hazır programlar ile işlem sonuçları aktararak ders anlatılabilir.

Şekil V.1'de görüldüğü gibi görüntü işleme dersi içeriği teori ve uygulama olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Yine şekilden anlaşıldığı üzere, teori ve uygulama ağırlıkları üç farklı seviyedeki öğrenci tipi için uygun şekilde ayarlanmalıdır. Örneğin, bir ortanca filtre tasarımını, mühendislik bilimleri öğrencisi bildiği bir programla dilinde kodunu kendi yazarak tasarlayabilmelidir. Diğer taraftan teknik eğitim ve meslek yüksekokulu öğrencisinden bu konudaki beklenti, hazır bir filtre aracı kullanarak görüntü üzerindeki

etkisini inceleyebilmesidir. En azından bunu herhangi bir görüntü üzerine uygulayabilmesi yeterlidir.



Şekil V.1 Görüntü İşleme Dersi İçin Farklı Disiplin ve Seviyelerdeki Öğrencilere Yönelik Önerilen Matematik Bilgi Birikimi ve Bunların Kullanımına İlişkin Şema

Öğrenci kendi kodlarını yazmak yerine hazır modüller yardımıyla matematik işlemlerin görüntü üzerindeki sonucunu görerek dersi alabilir. Şekilde teorik ağırlık aşağıya doğru, uygulamada ise yukarıya doğru azalmaktadır.

### V.3. GÖRÜNTÜ İŞLEME DERSİNİN HEDEFLERİ

Görüntü İşleme eğitiminin öğrenciye kazandıracığı temel yetenek ve beceriler şu şekilde sıralanabilir:

- Değişik dosya formatlarındaki görüntü verilerine ulaşma ve donanımlardan görüntü alma
- Görüntü verilerini detaylı inceleme ve görselleştirme için düzenleme
- Görüntü iyileştirme, bölütleme, morfolojik işlemler ve öznelik ölçümleri gibi standart algoritmaları kullanma
- Temel bilimleri, okuduğu alanda kullanabilme ve model kurabilme becerisi
- Analitik düşünce ile mevcut sistemleri inceleme, iyileştirme ve geliştirmeye yönelik çözümler üretebilme
- İstenilen gereksinimleri karşılayacak sistemleri tasarlayabilme

- Yaşam boyu öğrenme gereğini algılamış ve kendi kendine öğrenme yeteneğini kazanmış olma

Görüntü işleme ve uygulamaları, görüntünün makina ya da insan açısından daha anlaşılabilir olmasını sağlamak amacıyla kullanılır. Uygulama alanı son derece geniş ve birçok disipline alt yapı teşkil eder. Günümüzde, orta eğitimde dahi görüntü işlemenin çeşitli uygulamaları yer almaktadır. Bu nedenle, görüntü işleme eğitiminin, mühendislik ve teknik eğitim müfredatı içerisinde mutlaka yer alması gereklidir.



## BÖLÜM VI

# SONUÇLAR, DEĞERLENDİRME VE ÖNERİLER

X-ışını görüntüleri, görüntü işleme açısından son derece kısıtlı özelliklere sahiptir ve bu görüntülerin işlenmesi son derece güçtür. Omurganın tümleşik yapısı, şekil açısından karmaşık olması, her kişiye göre değişim göstermesi ve X-ışını filmlerinin nicel (quantitative) bilgi içermesi nedeniyle, görüntü işleme açısından tam otomasyon sağlamanın mümkün olmadığı görülmüştür. Çalışmada en büyük zorluk X-ışını görüntülerinin iyileştirilmesi konusunda yaşanmıştır. X-ışını görüntüler, kemik dokuyu net göstermekle beraber, görüntü işleme açısından kötü ve değişken kontrast değerlerine sahiptir. Bu nedenle kontrastın düzenlenmesi oldukça önemlidir. Kemik doku yanında, diğer iç organlarında X-ışını filmlere yansımaları, görüntülerin işlenmesini engellemektedir. Çünkü bu yansımalar kullanılan algoritmalar için gürültü kaynağıdır ve bu gürültüden tamamen kurtulma imkanı yoktur. Çalışmada, görüntülerden özellik çıkarımı (Feature extraction) konusunda zorluklar yaşanmıştır. Bu nedenle tıbbi görüntüleme açısından, X-ışını görüntülerinin işlenmesi yerine, diğer modalitelerin tercih edilmesi önerilir.

Görüntülerin bilgisayara aktarılması ve sayısallaştırılması için tasarlanan düzenek, her türlü tıbbi görüntü aktarımına izin verir ve ileride arşiv oluşturulmasında kullanılabilir.

Çalışma konularının ve terimlerinin geniş bir alana yayılmış olması, bunların dikkatle incelenmesini gerektirmiştir.

Görüntü işlemede, kısmi diferansiyel denklemlerin kullanılması son zamanlarda oldukça popülerdir. Bu algoritmaların görüntüye uygulanmasıyla elde edilen sonuçlar farklı şekillerdedir ve bu konu ile ilgili geliştirmeler devam etmektedir. Kısmi diferansiyel eşitliklerin çözümü ile görüntü üzerinde işlemlerin matematiksel olarak modellenmesi sağlanır.

Omurga yapısının bölütlenmesinde yeni bir yöntem kullanılarak omurların ön plana çıkması sağlanmıştır. Bu yöntemde görüntünün gradyent düzleminde, düşük gradyent değerlerinin baskılanması sağlanarak, kısmi diferansiyel denklem çözümüyle yüksek gradyent değerleri elde edilmiştir. Sonuçta elde edilen görüntü, giriş görüntüsüne göre son derece net bir görüntüdür. Bu yöntem siyah zemin üzerinde, parlak kısmı daha ön plana alarak, ara gri değerleri baskılamada etkilidir. Bu nedenle yöntem kol, bacak gibi organların X-ışını görüntülerine de uygulanabilir. Ancak yumuşak doku görüntüleme, kemik doku da varsa kullanımı uygun değildir. Örneğin akciğer X-ışını filmlerinde akciğer bölgesini tamamen siyah yapar.

Hazırlanan GUI'de bulunan filtreleme, kenar bulma, bölütleme, görselleştirme gibi seçenekler istenirse daha da geliştirilebilir yapıda düzenlenmiştir ve görüntü işleme dersinde kullanılabilir.

Bilgisayar ortamında, omurga bozukluklarının değerlendirilebilmesine imkan sağlayan GUI'nin analiz kısmı, kullanıcının daha doğru karar vermesini ve hesap yükünü azaltarak zamandan tasarruf etmesini sağlar.

Görüntü işleme dersinin içeriği, planı ve hedefleri de tez içerisinde detaylı bir şekilde aktarılmıştır. Ayrıca görüntü işleme ders içeriğinin, farklı seviyelerdeki öğrenci tipleri için teori ve uygulama ağırlıklarının değiştirilerek oluşturulması önerilmiştir.

İleride, görüntü işleme yöntemlerine ek olarak, görüntülerin işlendikten sonra, yapay sinir ağları kullanılarak omurilik eğrilik derecesinin sınıflandırılması üzerine çalışmalar yapılabilir.

## KAYNAKLAR

- [1] TIP 2000 Sağlık Platformu, Boyun Ağrıları,  
<http://www.tip2000.com/tedavi/servikalagri.htm>, Erişim Tarihi: **24/01/2006**
- [2] İstanbul Ağrı Merkezi, “Anatomi”, [http://www.agritr.com/general.asp?page=3\\_5anatomi.asp](http://www.agritr.com/general.asp?page=3_5anatomi.asp), Erişim Tarihi: **24/01/2006**
- [3] Prof.Dr.Ali Kemal US, “Kolumna Vertabralis Hastalıkları”, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı. Erişim Tarihi: **25/01/2006**.  
[http://www.medicine.ankara.edu.tr/surgical\\_medical/orthopaedics/turkish/kuvert.htm](http://www.medicine.ankara.edu.tr/surgical_medical/orthopaedics/turkish/kuvert.htm)
- [4] Prof.Dr.Ali Kemal US , “Vertebra Kırıkları”, Ankara Üniv.Tıp Fak. Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı,[ttp://www.medicine.ankara.edu.tr/surgicalmedical/orthopaedics/turkish/kadro/kus/kuvert/kirik.htm](http://www.medicine.ankara.edu.tr/surgicalmedical/orthopaedics/turkish/kadro/kus/kuvert/kirik.htm) . Erişim Tarihi: **25/01/2006**.
- [5] <http://www.iscoliosis.com/causes.html>, Erişim Tarihi: **25/01/2006**
- [6] <http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article979.html>, Erişim Tarihi: **25/01/2006**
- [7] Scoliosis Research Society, “Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity”,  
<http://www.srs.org/professionals/glossary/3-d.asp>, **25/01/2006**
- [8] Michael L. Richardson, M.D. , “Scoliosis”, Unv. of Washington school of medicine,  
<http://www.rad.washington.edu/mskbook/scoliosis.html>, Erişim Tarihi: **25/01/2006**
- [9] Ö. Ecerkale, “Postür Analizinde Symmetrigrاف İle Orthoröntgenogram Sonuçlarının Değerlendirilmesi”, Uzmanlık Tezi, (2006)
- [10] T.Akkaya, A.Alanay “Konjenital Skolyoz”, Hacettepe Ortopedi Dergisi, Sy:89-94, **11/2/2001**
- [11] T.Akkaya, E. Acaroğlu, “ Adolesanlarda Sık Görülen Omurga Sorunları” , Sabem, (2005)
- [12] “Kas-İskelet radyolojisinin temel prensipleri”,

<http://radyoloji.uludag.edu.tr/003.htm>, Erişim Tarihi: **22.06.2006**

- [13] Ö. Aydınöz, "Adolesanda Omurga Sorunları", İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Sürekli Tıp Eğitimi Etkinlikleri , Adolesan Sağlığı, Sempozyum Dizisi: No: 43, sy. 125-133, **(2005)**
- [14] J.P. Johnson, R. S. Pashman, C. Lauryssen, N.Anand, J.Regan, R. S. Bray, "The changing role for neurosurgeons and the treatment of spinal deformity ", Neurosurg Spine: 233-242, **(2005)**
- [15] Ö. Uğur, "Pozitron Emisyon Tomografisi", XIII. TPOG Ulusal Pediatrik Kanser Kongresi, s:55-58, **(2004)**
- [16] P. Patias, E. Stylianidis , M. Pateraki , Y. Chrysanthou , C. Contozis , Th. Zavitsanakis, "3D Digital Photogrammetric Reconstructions For Scoliosis Screening", ISPRS Commission V Symposium, Image Engineering and Vision Metrology, **(2006)**
- [17] R. Robb, "Biomedical Imaging: Past, Present and Predictions", Medical Imaging Technology, vol: 24,no.1, 25-37, **(2006)**
- [18] S. Angenent, E. Pichon, A. Tannenbaum, "Mathematical Methods in Medical Image Processing", Bulletin of the American Mathematical Society, vol.43, n.3, **(2006)**
- [19] D.L. Pham, C. Xu, J.L. Prince, "A Survey of Current Methods in Medical Image Segmentation", in Annual Review of Biomedical Engineering, vol. 2, pp. 315-337, **(2000)**
- [20] R. P. Schlenk, , R. J. Kovalski, E. C. Benzel, "Biomechanics of spinal deformity", Neurosurg Focus 14 (1): 2, **(2003)**
- [21] R. A. Davidson, "Radiographic Contrast-Enhancement Masks in Digital Radiography", University of South Australia, **(2006)**
- [22] I. Pitas Anastasios N. Venetsanopoulos " Nonlinear Digital Filters: Principles and Applications", ISBN 0792390490, Publisher: Springer, **(1990)**
- [23] Gonzalez R., Woods R., Eddins S. "Digital Image Processing Using MATLAB", Prentice Hall, 2nd Edition, **(2004)**
- [24] Haralick, Robert M., and Linda G. Shapiro, Computer and Robot Vision, Volume I, Addison-Wesley, **(1992)**
- [25] I.T. Young,J.J. Gerbrands,L. J. V. Vliet , "Fundamentals of Image Processing", Delft University of Technology, ISBN 90-75691-01-7, **(1998)**
- [26] M.Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models",

- International Journal of Computer Vision, 1(4):321–331. **(1988)**.
- [27] T. McInerney, D. Terzopoulos, “Deformable Models in Medical Image Analysis: A Survey”, *Medical Image Analysis*, vol. 1, no 2, pp. 91–108, **(1996)**
- [28] C. McIntosh, G. Hamarneh, “Genetic Algorithm Driven Statistically Deformed Models for Medical Image Segmentation”, *GECCO’06*, **(2006)**
- [29] D. Z. Seker, O. Eker, “ Aktif Kontur Modeller ve Düzey Kümesi Kullanarak Çizgisel Detayların Yarı Otomatik Olarak Çizilmesi”, 10.Türkiye Harita Bilimsel ve Teknik kurultayı, **(2005)**
- [30] T. Chan, L. Vese, “Active contours without edges”, *IEEE Trans. Image Processing*, 10(2):266–277, **(2001)**
- [31] A.Agrawal, R.Chellappa, R.Raskar, “An Algebraic Approach to Surface Reconstruction from Gradient Fields”, *ICCV*, **(2005)**
- [32] Hong Lin, “Identification of Spinal Deformity Classification With Total Curvature Analysis and Artificial Neural Network”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.55, no.1, January, **(2008)**
- [33] P. Perona, J. Malik, “Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion”, *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 12, Issue 7 , pp. 629-939, **(1990)**
- [34] J. Song, H.R. Tizhoosh, “Fuzzy Anisotropic Diffusion: A Rule-based Approach”, In *Proceedings of the World Multi-conference on Systemics, Cybernetics and Informatics (SCI2003)*, vol. 4, pp. 241-246, **(2003)**
- [35] T. Tasdizen, R. Whitaker, P. Burchard, S. Osher, “Geometric Surface Smoothing via Anisotropic Diffusion of Normals”, *VIS’02 Proc. IEEE Visualization*, pp. 125–132, **(2002)**
- [36] Y. Pan J. D. Birdwell, Seddik M. Djouadi “Image Segmentation Using Curve Evolution and Anisotropic Diffusion: An Integrated Approach”, 7. *IEEE ISM* pp.387 – 394, **(2005)**
- [37] S. K. Weeratunga, C. Kamath, “A Comparison of PDE Based Non-linear Anisotropic Diffusion Techniques for Image Denoising”, *Image Processing: Algorithms and System II*, *SPIE Electronic Imaging*, **(2003)**
- [38] M.J. Black, G. Sapiro, D.H. Marimont, David Heeger, “Robust Anisotropic Diffusion”, *IEEE Transactions On Image Processing*, vol.7,(3), **(1998)**
- [39] J.E.Lee, M.K.Chunk, A.L. Alexander, “Evaluation Of Anisotropic Filters For Diffusion Tensor Imaging” , *ISBI, IEEE* , **(2006)**

- [40] M.Demiralay, A.Y.Çamurcu, “Cure, Agnes ve K-Means Algoritmalarındaki Kümeleme Yeteneklerinin Karşılaştırılması”, İTÜ Fen Bilimleri Dergisi, Sayı:8, syf:1-18, **(2005)**
- [41] P. Vuylsteke, E. Schoeters, Agfa-Gevaert N.V., Mortsel, B,” Image Processing in Computed Radiography”, DGZfP Proceedings BB 67-CD, pp 87-101, **(1999)**
- [42] X. Xu, D.J. Lee, S.Antani, and L. R.Long, ‘A Spine X-ray Image Retrieval System using Partial Shape Matching’,
- [43] A. Tezmoz, H. Sari-Sarraf, S. Mitra, R. Long, "Customized Hough Transform for Robust Segmentation of the Cervical Vertebrae from X-Ray Images," SSIAI2002, Proc. IEEE 1537, 224-228, **(2002)**
- [44] G. Zamora, H. Sari-Sarraf, S. Mitra, R. Long, "Analysis of the Feasibility of Using Active Shape Models for Segmentation of Gray Scale Images," Medical Imaging 2002: Image Processing, Proc. SPIE 4684, 1370-1381, **(2002)**
- [45] H.Wangy, Y.Chenz, T.Fangz, Tyanz, N.Ahuja “Gradient Adaptive Image Restoration and Enhancement”, ICIP06, **(2006)**
- [46] A.Agrawal, R.Raskar, R.Chellappa, “What is the Range of Surface Reconstructions from a Gradient Field?”, ECCV, **(2006)**
- [47] Ö. Kurtuluş, “Bilim ve Teknik”, sy 70-74, Temmuz, **(2000)**
- [48] D.J. Lee, L.R. Long, G.R.Thoma, “Evaluation of shape similarity measurement methods for spine X-ray images”, Journal of Visual Communication and Image Representation, 15, 285-302, **(2004)**
- [49] G.Zamora, H. Sari-Sarraf, R. Long, “Hierarchical Segmentation of Vertebrae from X-ray Images”, SPIE vol: 5032, pp. 631-642, **(2003)**
- [50] P.P.Smyth, C.J. Taylor, J.E.Adams, “Automatic Measurements of Vertebral Shape Using Active Shape Models”, IPMI, 441-446, **(1997)**
- [51] <http://ab.org.tr/ab07/bildiri/189.doc>. Erişim Tarihi: **24/03/2008**
- [52] <http://www.aritech.com.tr/pacs.asp>. Erişim Tarihi: **24/03/2008**
- [53] <http://www.gehealthcare.com/usen/xr/radio/products/advanceapps.html>  
Erişim Tarihi: **18/03/2008**
- [54] [http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSGenericDisplay~q\\_catalogId~e\\_-1~a\\_catTree~e\\_100001~a\\_langId~e\\_a\\_pageId~e\\_67590~a\\_storeId~e\\_10001.htm](http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSGenericDisplay~q_catalogId~e_-1~a_catTree~e_100001~a_langId~e_a_pageId~e_67590~a_storeId~e_10001.htm). Erişim Tarihi: **18/03/2008**
- [55] <https://www.merge.com/EMEA/estore/content.aspx?pname=Merge%20Ortho™&returnUrl=&productID=118&contentTypeID=2>. Erişim Tarihi: **25/03/2008**

- [56] <http://www.orthocrat.com/HTML/Procedures4.html>. Erişim Tarihi: **25/03/2008**
- [57] [http://www.cedara.com/pdf/i\\_softview\\_productsheet\\_orthotools\\_templates.pdf](http://www.cedara.com/pdf/i_softview_productsheet_orthotools_templates.pdf)  
Erişim Tarihi: **25/03/2008**
- [58] A.McAndrew, “Teaching Image Processing Using Minimal Mathematics”, Fifth Australasian Computing Education Conference (ACE2003), **(2003)**

# EK I

## GÖRSELLEŞTİRME AŞAMASI İÇİN HAZIRLANAN YAZILIM

```
function createfigure(zdata1)
%CREATEFIGURE(ZDATA1)
% ZDATA1: surf zdata
% Auto-generated by MATLAB on 03-Jan-2008 17:08:13
%% Create figure
    figure1 = figure(...
        'Color',[0.235 0.235 0.235],...
        'PaperPosition',[0.634 6.34 20 15.2],...
        'PaperSize',[20.98 29.68],...
        'PaperType','a4letter');
%% Create axes
    axes1 = axes(...
        'CameraPosition',[208 425.4 9.005],...
        'CameraUpVector',[-65.87 -245.8 0.1392],...
        'Position',[0.01 0.01 0.98 0.98],...
        'Parent',figure1);
    axis(axes1,[1 256 1 256 0 0.9922]);
    grid(axes1,'on');
    hold(axes1,'all');
```



```

    colormap pink ;
    view( 170, 80 );axis off,axis tight; shading interp;
    lightangle(15,80 );
%% Create surf
    surf1 = surf(zdata1,...
    'EdgeColor','interp',...
    'FaceColor','texturemap',...
    'LineStyle','none',...
    'FaceLighting','gouraud',...
    'BackFaceLighting','unlit',...
    'AmbientStrength',0.5,...
    'DiffuseStrength',0.8,...
    'SpecularStrength',0.8,...
    'SpecularExponent',25,...
    'Parent',axes1);
%% Create light
    light1 = light('Position',[11.55 -43.11 0.9848],'Parent',axes1);

```

## ÖZGEÇMİŞ

Nesibe KORKMAZ, 1969 yılında Ankara'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Ankara'da tamamladı. Yıldız Üniversitesi Kocaeli Mühendislik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümünden 1991 yılında mezun oldu. Yüksek lisansını Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik-Haberleşme Eğitimi Programında tamamladı. Aynı programda doktora eğitimine başladı. Evli ve iki çocuk annesidir. Halen Marmara Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulunda çalışmaktadır.