

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNİN GÖRÜNTÜ İŞLEME ALGORİTMALARI  
KULLANILARAK ADAPTİF OLARAK SIKIŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Hüseyin NASİFOĞLU**

**Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Osman EROĞUL**

**TEMMUZ 2017**



Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

.....  
**Prof. Dr. Osman EROĞUL**  
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

.....  
**Prof. Dr. Osman EROĞUL**  
Anabilimdalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 151711015 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Hüseyin NASIFOĞLU** 'nun ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**Radyografi Görüntülerinin Görüntü İşleme Algoritmaları Kullanılarak Adaptif Olarak Sıkıştırılması**" başlıklı tezi **17.07.2017** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

**Tez Danışmanı :** **Prof. Dr. Osman EROĞUL** .....  
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

**Jüri Üyeleri :** **Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ (Başkan)** .....  
Ufuk Üniversitesi

**Doç. Dr. Fatih BÜYÜKSERİN** .....  
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi



## TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Hüseyin NASIFOĞLU



## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### RADYOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNİN GÖRÜNTÜ İŞLEME ALGORİTMALARI KULLANILARAK ADAPTİF OLARAK SIKIŞTIRILMASI

Hüseyin NASIFOĞLU

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Osman EROĞUL

Tarih: Temmuz 2017

Görüntü Saklama ve İletişim Sistemleri (Picture Archiving and Communication System, PACS), birçok sağlık merkezinde tıbbi görüntülerin depolanması ve bir merkezden başka bir merkeze ulaştırılmasında standart bir protokol haline gelmiştir. DICOM 3 formatında PACS veri tabanında depolanan yüksek çözünürlüklü bu görüntüler, yüksek depolama alanı gerektirmektedir. Bu nedenle tanısal bilgiyi koruyarak görüntünün bellekte kapladığı alanı azaltmak ve PACS veri tabanının daha etkin kullanılabilmesini sağlamak ihtiyaç haline gelmiştir. Bu tez çalışmasında, pelvis radyografilerinde belirlenen ilgi bölgelerini (Regions of Interest, ROI) görüntü işleme algoritmaları yardımıyla tespit eden ve önem derecesine göre adaptif olarak sıkıştırılan iki farklı yöntem sunulmuştur. Birinci yöntem, ilgi bölgelerinin radyolog hekim tarafından el ile konturlandığı durumda bu bölgeleri önem derecesine göre tespit edip adaptif olarak sıkıştırılan bir algoritmadır. İkinci yöntem ise göz takip sisteminin kullanıldığı durumda odaklanma haritası ve işlenmemiş odak verisinden ilgi bölgelerini tespit edip adaptif olarak sıkıştırılan bir algoritmadır. Önerilen yöntemler, radyoloji uzmanlık öğrencileri için ilgi bölgelerini gösterebilen ve doğru bölgeyi konturlamasına katkı sağlayan bir yapıya da sahiptir. Algoritmalarından elde

edilen çıktılar objektif ve subjektif kriterler kullanılarak değerlendirilmiş, pelvis radyografilerinde birden fazla ilgi bölgesinin tanısai bilgiyi kaybetmeden adaptif olarak sıkıştırılabileceği gösterilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Adaptif sıkıştırma, Kayıplı, Kayıpsız, DICOM, PACS, Radyografi, Pelvis, İlgi bölgesi





## **ABSTRACT**

Master of Science

### **ADAPTIVE COMPRESSION OF RADIOGRAPHY IMAGES BY USING IMAGE PROCESSING ALGORITHMS**

Hüseyin NASIFOĞLU

TOBB University of Economics and Technology  
Institute of Natural and Applied Sciences  
Biomedical Engineering Science Programme

Supervisor: Prof. Dr. Osman EROĞUL

Date: July 2017

In many health organizations Picture Archiving and Communication System (PACS) has become a standard protocol for storing medical images and transmission from one center to another. High resolution images, stored in DICOM 3 format in PACS, require large storage space. Therefore, reducing the image size by preserving diagnostic information has become a need. In this thesis, regions of interest (ROIs) on pelvis radiography are segmented by image processing algorithms and compressed adaptively by importance with two proposed methods. The first method is an algorithm that detects and adaptively compresses ROIs according to their importance when the regions are contoured manually by the radiologist. The second method is an algorithm that detects and adaptively compresses ROIs from the heat map and focus raw data when the eye tracking system is used. Both methods have a structure that can contribute to the residents who specialize in radiology when representing and correct contouring of regions of interest. The outputs are evaluated by using objective and subjective criteria, obtained results of adaptive compression with more than one ROI in pelvis radiography are explained in details and it has been

proved that these kind of images can be compressed without losing diagnostic information.

**Keywords:** Adaptive compression, Lossy, Lossless, DICOM, PACS, Radiography, Pelvis, Region of Interest



## TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardımları ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam Prof. Dr. Osman Eroğul'a, Doç. Dr. Gökçe Kaan Ataç'a, Yrd. Doç. Dr. Ebru Sanhal'a, Asistan Dr. Kaan Alıőar'a, Arő. Gör. Galip Özdemir'e, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine ve destekleriyle her zaman yanımda olan aileme çok teşekkür ederim. Ayrıca bana sağladığı özel başarı bursu ve destek için TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi'ne őükranlarımı sunarım.



## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
<b>ÖZET</b> .....	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>vi</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>viii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>ix</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>ÇİZELGE LİSTESİ</b> .....	<b>xiv</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>xvi</b>
<b>SEMBOL LİSTESİ</b> .....	<b>xvii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1 Tezin Amacı ve Önemi .....	2
1.2 Tezin Kapsamı.....	3
<b>2. KURAMSAL TEMELLER</b> .....	<b>5</b>
2.1 Tıbbi Görüntüleme Sistemleri Hakkında Genel Bilgiler.....	5
2.1.1 X-Işını tabanlı görüntüleme sistemleri.....	5
2.1.2 Sayısal radyografi .....	6
2.1.3 Bilgisayarlı tomografi .....	8
2.1.4 Ultrasonografi .....	9
2.1.5 Radyonükleid görüntüleme .....	10
2.1.6 Manyetik rezonans görüntüleme .....	11
2.1.7 Termal görüntüleme .....	11
2.2 Sayısal Görüntü İşleme ve Tarihçesi.....	12
2.3 DICOM Standardı .....	13
2.4 Pelvis Anatomisi .....	16
2.5 PACS Veri Tabanı.....	17
2.6 Görüntü Sıkıştırma ve Bölütlemeye Yönelik Mevcut Çalışmalar .....	20
<b>3. İLĞİ BÖLGELERİNİN BÖLÜTLENMESİ</b> .....	<b>29</b>
3.1 El ile Konturlanmış Görüntülerde İlgi Bölgelerinin Bölütlenmesi .....	29
3.1.1 Farklı renkler ile konturlanmış ilgi bölgelerinin bölütlenmesi .....	29

3.1.2 Aynı renk ile konturlanmış ilgi bölgelerinin bölütlenmesi .....	35
3.2 Göz Takip Sistemi (Eye Tracker) ile İlgi Bölgelerinin Bölütlenmesi .....	40
3.2.1 Göz takip sistemine genel bakış .....	40
3.2.2 İşlenmemiş veri ile odak bilgisinin tespit edilmesi .....	43
3.2.2.1 Öklid mesafesinin hesaplanması .....	44
3.2.2.2 İlgi çemberlerinin oluşturulması .....	45
3.2.2.3 İlgi bölgelerinin oluşturulması ve önem derecesinin belirlenmesi..	46
<b>4. GÖRÜNTÜ SIKIŞTIRMA .....</b>	<b>49</b>
4.1 JPEG (Joint Photographic Experts Group) Standardı .....	50
4.2 JPEG Kayıpsız Sıkıştırma .....	52
4.2.1 Diferansiyel darbe kodlamalı modülasyon (Differential pulse code modulation, DPCM) .....	53
4.2.2 Huffman entropi kodlama .....	56
4.3 JPEG Kayıplı Sıkıştırma.....	59
4.3.1 Ayrık kosinüs dönüşümü.....	60
4.3.2 Nicemleme .....	61
4.3.3 Koşu yolu uzunluğu kodlaması ve DPCM ile Huffman entropi kodlamasının gerçekleşmesi .....	63
<b>5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....</b>	<b>69</b>
5.1 Kullanılan Kalite Faktörleri ve Ortalama Sıkıştırma Oranı .....	70
5.2 Kalite Faktörlerinin Etkisi .....	75
<b>6. DEĞERLENDİRME TESTLERİ.....</b>	<b>79</b>
6.1 Objektif Değerlendirme Testi.....	79
6.2 Subjektif Değerlendirme Testi .....	90
<b>7. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>103</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>105</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>111</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>115</b>

## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1 : Örnek bir X-ışını görüntüsü .....	6
Şekil 2.2 : Bilgisayarlı radyografide sayısal sinyalin oluşumu .....	7
Şekil 2.3 : Pelvis bölgesine ait örnek bir bilgisayarlı radyografi görüntüsü .....	7
Şekil 2.4 : Göğüs bölgesine ait örnek bir sayısal radyografi görüntüsü .....	8
Şekil 2.5 : Beyin bölgesine ait örnek bir BT görüntüsü .....	8
Şekil 2.6 : Anne karnındaki bebeğe ait bir ultrason görüntüsü .....	9
Şekil 2.7 : Beyin bölgesine ait örnek bir (a) PET ve (b) SPECT görüntüsü .....	10
Şekil 2.8 : Örnek bir MR görüntüsü.....	11
Şekil 2.9 : Örnek bir termal kamera görüntüsü.....	12
Şekil 2.10 : DICOM dosya yapısı .....	14
Şekil 2.11 : DICOM veri elemanları .....	15
Şekil 2.12 : Örnek bir DICOM etiketinden kesit .....	15
Şekil 2.13 : Pelvis kemik yapısı .....	17
Şekil 2.14 : PACS ağ modeli .....	19
Şekil 2.15 : İlgili bölgelerinin tespitinde (a) Farklı renkler, (b) Aynı renk ile konturlama yapıldığı durumda ve (c) Göz takip sistemi kullanıldığı durumda izlenen adımlar .....	27
Şekil 3.1 : Konturlanmış radyografi görüntüsüne ait kesit .....	30
Şekil 3.2 : (a) Kırmızı kanala ait kesit görüntüsü, (b) Mavi kanala ait kesit görüntüsü, (c) Yeşil kanala ait kesit görüntüsü .....	30
Şekil 3.3 : (a) Kırmızı ile konturlanmış ilgi bölgesi sınırları, (b) Mavi ile konturlanmış ilgi bölgesi sınırları, (c) Yeşil ile konturlanmış ilgi bölgesi sınırları.....	32
Şekil 3.4 : Kırmızı ve mavi ile konturlanan ilgi bölgesinde kesişen pikseller.....	32
Şekil 3.5 : 2 birim yarıçaplı morfolojik yapı elemanı .....	33
Şekil 3.6 : (a) Eşikleme sonrası kontura ait bir kesit, (b) Eşikleme ve alan genişletme sonrası kontura ait bir kesit.....	33
Şekil 3.7 : (a) Kırmızı ile konturlanan ilgi alanı, (b) Mavi ile konturlanan ilgi alanı, (c) Yeşil ile konturlanan ilgi alanı .....	34

Şekil 3.8 : (a) Orijinal görüntüye ait kesit, (b) Konturlanmış görüntüye ait kesit, (c) Kırmızı ile konturlanmış ilgi bölgesi, (d) Mavi ile konturlanmış ilgi bölgesi, (e) Yeşil ile konturlanmış ilgi bölgesi.....	34
Şekil 3.9 : Tek renk ile konturlanan radyografiden bir kesit.....	36
Şekil 3.10 : Eşikleme işlemi sonrası elde edilen çıktıya ait bir kesit .....	36
Şekil 3.11 : Filtreleme sonrası tespit edilen ilgi bölgeleri.....	37
Şekil 3.12 : (a) Birinci ayrık bölge, (b) Kesişim bölgesi, (c) İkinci ayrık bölge, (d) Üçüncü ayrık bölge .....	37
Şekil 3.13 : (a) Birleştirilen birinci ayrık bölge ve kesişim bölgesi, (b) Birleştirilen ikinci ayrık bölge ve kesişim bölgesi .....	38
Şekil 3.14 : (a) Birinci şekle ait merkez ve sınır koordinatları, (b) İkinci şekle ait merkez ve sınır koordinatları.....	39
Şekil 3.15 : (a) Birinci ilgi bölgesi için oluşturulan elips, (b) İkinci ilgi bölgesi için oluşturulan elips .....	39
Şekil 3.16 : (a) Birinci ilgi bölgesi, (b) İkinci ilgi bölgesi, (c) Üçüncü ilgi bölgesi ..	39
Şekil 3.17 : Göz takip sistemi ile elde edilen ısı haritası.....	41
Şekil 3.18 : Tobii Studio yazılımında ısı haritası için kullanılan polinom.....	42
Şekil 3.19 : Göz takip sistemiyle incelenen radyografiden elde edilen ısı haritası ve odak noktaları .....	44
Şekil 3.20 : Uygulanan eşik değeri sonrası tespit edilen odak noktaları.....	45
Şekil 3.21 : Odak noktaları için çizilen çemberler .....	46
Şekil 3.22 : İkili görüntüye dönüştürülen ve alan doldurma işlemi ile oluşturulan ilgi alanları .....	47
Şekil 3.23 : Derecelendirilen ilgi bölgeleri .....	48
Şekil 3.24 : (a), (b) Birincil ilgi bölgeleri, (c) İkincil ilgi bölgesi, (d) Üçüncül ilgi bölgesi .....	48
Şekil 4.1 : Kayıpsız JPEG algoritmasının blok diyagramı.....	52
Şekil 4.2 : A, B ve C pikselleri kullanılarak X pikselinin tahmin edilmesi .....	53
Şekil 4.3 : (a) Orijinal görüntü, (b) Orijinal görüntünün histogramı, (c) Fark görüntüsü, (d) Fark görüntüsünün histogramı .....	54
Şekil 4.4 : Huffman ağacının oluşturulması.....	57
Şekil 4.5 : İkili kodlama Huffman dallarının kodlanması .....	58
Şekil 4.6 : (a) Kayıplı JPEG kodlama blok diyagramı, (b) Kayıplı JPEG kod çözme blok diyagramı .....	60
Şekil 4.7 : Örnek bir DCT bloğu .....	61
Şekil 4.8 : Nicemleme tablosu.....	62
Şekil 4.9 : (a) Orijinal kemik kesiti, (b) Düşük kalite faktörü ile nicemlenmiş kemik kesiti.....	63
Şekil 4.10 : Zig-Zag tarama.....	63



Şekil 4.11 : Örnek bir DPCM kodlama.....	64
Şekil 5.1 : (a) Orijinal görüntü, (b) $Q=70$ (ikincil ilgi bölgesi), $Q=60$ (üçüncül ilgi bölgesi), $Q=40$ (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü, (c) $Q=25$ (ikincil ilgi bölgesi), $Q=20$ (üçüncül ilgi bölgesi), $Q=15$ (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü.....	71
Şekil 5.2 : (a) Orijinal görüntü, (b) $Q=70$ (ikincil ilgi bölgesi), $Q=60$ (üçüncül ilgi bölgesi), $Q=40$ (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü, (c) $Q=25$ (ikincil ilgi bölgesi), $Q=20$ (üçüncül ilgi bölgesi), $Q=15$ (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü.....	73
Şekil 5.3 : (a) Orijinal görüntüye ait kesit, (b) Sıkıştırma oranının 7,90 olduğu görüntüye ait kesit .....	75
Şekil 5.4 : (a) Konturlanmış orijinal görüntüye ait kesit, (b) Adaptif sıkıştırma sonrası elde edilen görüntüye ait kesit.....	76
Şekil 6.1 : (a) Çekim kalitesi iyi bir pelvis radyografisi, (b) Çekim kalitesi daha kötü bir pelvis radyografisi.....	83
Şekil 6.2 : BPP – PSNR grafiği.....	84
Şekil 6.3 : Sıkıştırma Oranı – PSNR grafiği .....	85
Şekil 6.4 : Sıkıştırma Oranı – BPP grafiği .....	86
Şekil 6.5 : BPP – SNR grafiği.....	86
Şekil 6.6 : 5 farklı kalite faktörü seti için göz takip sistemi ve el ile konturlama verisinden tespit edilen sıkıştırma oranları.....	88
Şekil 6.7 : 5 farklı kalite faktörü seti için göz takip sistemi ve el ile konturlama verisinden tespit edilen BPP değerleri.....	89
Şekil 6.8 : 5 farklı kalite faktörü seti için göz takip sistemi ve el ile konturlama verisinden tespit edilen PSNR değerleri.....	89
Şekil 6.9 : 5 farklı kalite faktörü seti için göz takip sistemi ve el ile konturlama verisinden tespit edilen SNR değerleri .....	90
Şekil 6.10 : Her bir yorum için tespit edilen OGP ve standart sapma sonuçları.....	95
Şekil 6.11 : OGP değerlerinin ortalamaları ve her bir veri setine verilen puanların standart sapmaları.....	96
Şekil 6.12 : Radyolog hekimlerin veri setleri için verdikleri puanların dağılımı.....	97
Şekil 6.13 : Piksel başına düşen bit değeri için tespit edilen OGP değerleri .....	100
Şekil 6.14 : Orijinal ve farklı oranlarda sıkıştırılmış veri setlerinin sıkıştırma oranlarına karşılık OGP değerleri .....	101



## ÇİZELGE LİSTESİ

### Sayfa

Çizelge 2.1 : Tıbbi görüntülerin ortalama boyutları.....	19
Çizelge 4.1 : Piksel tahmini için kullanılan formüller .....	54
Çizelge 4.2 : Sembol olasılıkları .....	57
Çizelge 4.3 : Birleştirilen sembol frekansları.....	57
Çizelge 4.4 : Azaltılmış semboller ve frekansları .....	57
Çizelge 4.5 : Huffman kodlama sonrası oluşturulan kod kelimeleri.....	58
Çizelge 4.6 : JPEG katsayı kodlama tablosu.....	65
Çizelge 4.7 : DC bileşenler için JPEG Huffman tablosu .....	65
Çizelge 4.8 : AC bileşenler için JPEG Huffman tablosundan kesit .....	66
Çizelge 5.1 : Uygulanan kalite faktörleri ve ortalama sıkıştırma oranları .....	71
Çizelge 5.2 : Göz takip sistemi ve el ile kontrolama için yapılan analizden tespit edilen sıkıştırma oranları .....	72
Çizelge 6.1 : İkincil ilgi bölgesi için Q=70, üçüncül ilgi bölgesi için Q=60 ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için Q=40 kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları .....	80
Çizelge 6.2 : İkincil ilgi bölgesi için Q=60, üçüncül ilgi bölgesi için Q=50 ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için Q=30 kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları .....	80
Çizelge 6.3 : İkincil ilgi bölgesi için Q=65, üçüncül ilgi bölgesi için Q=40 ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için Q=25 kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları .....	81
Çizelge 6.4 : İkincil ilgi bölgesi için Q=50, üçüncül ilgi bölgesi için Q=40 ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için Q=20 kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları .....	81
Çizelge 6.5 : İkincil ilgi bölgesi için Q=25, üçüncül ilgi bölgesi için Q=20 ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için Q=15 kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları .....	82
Çizelge 6.6 : Göz takip sistemi kullanılarak 1 numaralı radyografi görüntüsü için elde edilen performans sonuçları.....	87
Çizelge 6.7 : Subjektif değerlendirmede kullanılan yorum ve değerlendirme seçenekleri .....	91
Çizelge 6.8 : Kullanılan kalite faktörleri için veri seti isimlendirmesi .....	92

Çizelge 6.9 : Subjektif değerlendirme kriterleri ile tespit edilen OGP sonuçları.....	92
Çizelge 6.10 : Hekimlerin her bir veri seti için yaptığı değerlendirmeden tespit edilen OGP değerleri .....	96
Çizelge 6.11 : P değerlerinin güven aralığı ve yorumu.....	98
Çizelge 6.12 : Tespit edilen P değerleri .....	99
Çizelge Ek.1 : AC bileşenler için JPEG Huffman tablosu.....	111



## KISALTMALAR

<b>AGS</b>	: Adaptif görüntü sıkıştırma
<b>CR</b>	: Bilgisayarlı Radyografi (Computed Radiography)
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>PACS</b>	: Görüntü Saklama ve İletişim Sistemleri (Picture Archiving and Communication System)
<b>BPP</b>	: Piksel başına düşen bit (Bits per pixel)
<b>CR</b>	: Sıkıştırma oranı (Compression ratio)
<b>PSNR</b>	: Tepe sinyal gürültü oranı (Peak signal to noise ratio)
<b>SNR</b>	: Sinyal gürültü oranı (Signal to noise ratio)
<b>DICOM</b>	: Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>JPEG</b>	: Joint Photographic Experts Group
<b>ROI</b>	: İlgi bölgesi (Region of interest)
<b>RLC</b>	: Koşu yolu kodlaması (Run Length Coding)
<b>DPCM</b>	: Diferansiyel darbe kodlamalı modülasyon (Differential pulse code modulation)
<b>RGB</b>	: Kırmızı, yeşil, mavi (Red, green, blue)
<b>SPECT</b>	: Tek Foton Bilgisayarlı Emisyon Tomografisi (Single Photon Emission Tomography)
<b>PET</b>	: Pozitron Emisyon Tomografisi (Positron Emission Tomography)
<b>MRI</b>	: Manyetik Rezonans görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging)
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>ISO</b>	: Uluslararası Standartlık Örgütü (International Standards Organization)



## SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
$d$	Öklid mesafesi
$r$	Çember yarıçapı
$\theta$	Açı
$M$	Görüntü matrisinin satır sayısı
$N$	Görüntü matrisinin sütun sayısı
$L$	Pikselin maksimum genliği
$\pi$	Pi sayısı
$x$	Uzay ekseninin yatay bileşeni
$y$	Uzay ekseninin düşey bileşeni
$u$	Frekans ekseninin yatay bileşeni
$v$	Frekans ekseninin düşey bileşeni
$Q$	Kalite faktörü
$F$	DCT gösterimi
dB	Desibel





## 1. GİRİŞ

Günümüzde tıbbi görüntüler birçok hastane ve tıp merkezlerinde farklı görüntüleme yöntemleri kullanılarak elde edilebilmektedir. Manyetik rezonans görüntüleme (magnetic resonance imaging, MRI), bilgisayarlı radyografi (computed radiography, CR), bilgisayarlı tomografi (computed tomography, CT), pozitron emisyon tomografisi (positron emission tomography, PET), ultrasonografi, tek foton emisyon tomografisi (single photon emission tomography, SPECT) sık kullanılan yöntemler arasındadır. Yüksek çözünürlükte olan bu görüntüler PACS sayesinde depolanabilmekte ve bir merkezden başka bir merkeze iletilebilmektedir. Verinin bellekte kapladığı alanın fazla olması, hem yüksek depolama alanı hem de veri transferinde yüksek iletim bandı gerektirmektedir. Bu anlamda tıbbi görüntülerin sıkıştırılması, veri tabanının daha etkin kullanılabilmesi açısından önem taşımaktadır.

Görüntü sıkıştırmadaki temel amaç, görüntü kalitesini ve piksellerin gri seviye değerlerini mümkün olduğunca korurken görüntüyü temsil eden bit sayısını azaltmaktır [1]. Tıbbi görüntüler hastalığa veya sorunlu bölgelere ait tanısal bilgi de içerdiğinden bu görüntüler sıkıştırılırken ilgili bölgelerde kalite açısından detay kaybının olmaması veya az olması istenir. Aksi takdirde, tanı koyma sürecinde zorluklar yaşanabilmekte veya yanlış tanı konulabilmektedir. Bu durum hasta sağlığını tehlikeye sokmakla birlikte tanıyı koyan uzman doktor için büyük yasal yaptırımların uygulanmasına neden olabilir. Kayıpsız görüntü sıkıştırma tekniği ile görüntü boyutunu azaltırken, görüntü verisinin tamamını korumak mümkündür. Başka bir deyişle sıkıştırma işlemi sonrasında yeniden oluşturulan görüntü ile orijinal görüntü arasında görsel anlamda hiçbir farkın olmaması sağlanabilmektedir. Bu tekniğin dezavantajı, sıkıştırma performansının düşük olmasından dolayı hafızada yüksek boyutlarda kazanç sağlamamasıdır. Diğer yandan kayıplı sıkıştırma tekniği ile görüntü verisinden bir miktar ödün verilerek yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşılabilmektedir. Görüntü kalitesindeki kayıp doğru tanının konulması açısından riskli bir durum olarak görülse de tanısal bilgiyi kaybetmeden uygun parametreler

belirleyerek kabul edilebilir sıkıştırma oranlarına ulaşmak ve veri kaybını kontrol etmek mümkündür.

Adaptif görüntü sıkıştırma (AGS), hibrit bir model olup hem kayıpsız hem de kayıplı görüntü sıkıştırma tekniğini bir arada kullanan bir tekniktir [2,3]. AGS uygulanırken hangi bölgelerin kayıplı veya kayıpsız sıkıştırılacağını belirlemek için öncelikle ilgi bölgelerinin tespit edilmesi gereklidir. Uzman doktorun grafide odaklandığı veya dikkatini çeken bölgelerin belirlenmesinin ardından bu bölgeleri önem derecesine göre sıralamak ve adaptif olarak sıkıştırmak mümkündür. Birincil ilgi bölgesi, tanıya yönelik bilgiyi en çok içeren bölge olarak düşünülürse burada kayıpsız sıkıştırma uygulanarak detay kaybının olmaması sağlanabilir. İkincil, üçüncül ve bu şekilde devam eden ilgi bölgeleri var ise, bu bölgeleri adaptif olarak az kayıplı sıkıştırmak tercih edilebilir. İlgi bölgesi olmayan kısımlar, tanısal anlamda az önemli veya sağlıklı olarak nitelendirilebilir. Bu nedenle, görüntüdeki ayrıntıdan daha çok ödün verilerek daha yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşılabilir. AGS sonrası yeniden oluşturulan görüntüye ait tanısal bilginin uzman hekim açısından yeterli bulunması büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle sıkıştırılan görüntülerin objektif kriterlerin yanında subjektif kriterlerle de değerlendirilmesi gerekmektedir. Tanısal bilgiyi koruyacak şekilde dosya boyutunun azaltılması sayesinde PACS veri tabanında daha çok görüntü depolanarak bellek ihtiyacı ve maliyetten tasarruf sağlanabilecektir. Bunun yanında görüntülerin bir merkezden başka bir merkeze iletilmesi daha hızlı ve kolay bir şekilde gerçekleştirilecektir. AGS'nin sunduğu bu avantajlar ile daha etkin bir veri tabanı yönetimi mümkün olacaktır.

## **1.1 Tezin Amacı ve Önemi**

Tıbbi görüntüleme sistemleri kullanılarak elde edilen görüntülerin yüksek çözünürlükte olması doğru tanı ve tedavi planlaması açısından büyük önem taşımaktadır. Bilgisayarlı radyografi, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme gibi sistemlerden elde edilen yüksek çözünürlüklü görüntüler, veri tabanında oldukça yer kaplayabilmektedir. Bu nedenle verideki tanısal bilgiyi koruyarak görüntüyü sıkıştırmak, veri tabanında daha çok görüntüyü bulundurmaya sağlamla birlikte görüntülerin bir merkezden başka bir merkeze ulaştırılmasını kolaylaştıracaktır.

Önem derecesine göre bölütlenen ilgi bölgelerinin adaptif olarak sıkıştırılmasında, ilgi bölgeleri için bilgi ve detay verisini korurken; sağlıklı veya hekim açısından kritik bulunmayan bölgelerde bilgiden bir miktar ödün vererek yüksek sıkıştırma oranlarını yakalamak ve hafızada yer kazanmak mümkündür.

Bu tez çalışmasında,

- Radyografi görüntülerinde hekimin tanı koymasına yarayan kritik bölgelerdeki tanısal bilgiyi kaybetmeden görüntüyü sıkıştırarak hafızada yer kazanılması,
- Pelvis radyografilerinde radyolog hekimin görüntüler üzerinde odaklandığı bölgelerin (ilgi bölgelerini) tespit edilmesi ve derecelendirilmesi,
- Derecelendirilmiş bölgeleri önem derecesine göre farklı sıkıştırma oranlarında adaptif olarak kayıplı/kayıpsız sıkıştırılması,
- İlgi bölgeleri dışındaki bölgelerin daha fazla kayıpla sıkıştırılması,
- Radyoloji uzmanlık öğrencileri için doğru konturlamaya yardımcı olan ve grafi üzerindeki ilgi bölgelerini gösterebilen bir araç sunulması amaçlanmıştır.

## 1.2 Tezin Kapsamı

Bu tez çalışmasında, pelvis bölgesine ait radyografi görüntülerinde hekimin ilgi bölgeleri bölütlenerek bu bölgelerin adaptif olarak sıkıştırılması gerçekleştirilmiştir. Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden etik kurulu onayı alınmış on adet tanısı konmuş radyografiler, algoritma ve yazılım geliştirme platformu olan Matlab'da işlenmiştir.

Çalışmanın ikinci bölümünde tıbbi görüntüleme sistemleri hakkında bilgilere kısaca değinildikten sonra sayısal görüntü işlemenin tarihçesi, DICOM standardı, pelvis anatomisi ve PACS veri tabanı hakkında genel bilgiler verilmiştir. Ardından tıbbi görüntülerin sıkıştırılması ve bölütleme uygulamalarında öne çıkan çalışmalar özetlenmiştir.

Üçüncü bölümde uzman hekimin ilgi bölgelerinin bölütlenmesinde kullanılan iki farklı yöntem açıklanmıştır. Bunlardan birincisi ilgi bölgelerinin el ile konturlandığı durumunda bu bölgelerin önem derecesine göre otomatik olarak bölütlenmesinin nasıl gerçekleştiğidir. Birincil ilgi bölgesinin kırmızı, ikincil ilgi bölgesinin mavi ve

üçüncül ilgi bölgesinin yeşil ile konturlandığı durumda bölütlemenin morfolojik işlemler ve görüntü işleme algoritmaları ile ne şekilde gerçekleştirildiği detaylarıyla anlatılmıştır. Bunun yanında konturlamanın tek renk (beyaz) ile yapıldığı durumda bölütlemenin nasıl gerçekleştirildiğine değinilmiştir. İkinci yöntemde ise göz takip sistemi kullanılarak ilgi bölgelerinin ne şekilde tespit edildiği ve hangi kriterler kullanılarak derecelendirildiği açıklanmıştır.

Dördüncü bölümde önerilen yaklaşımın daha iyi anlaşılabilmesi için JPEG sıkıştırma algoritması hakkında bilgiler verilmiştir. JPEG algoritmasının sunduğu kayıplı ve kayıpsız sıkıştırma tekniklerinin çalışma prensibi ve blok diyagramlarına detaylarıyla değinilmiştir. Algoritmada kullanılan ayırık kosinüs dönüşümü, nicemleme, diferansiyel darbe kodlamalı modülasyon, Huffman entropi kodlama gibi tekniklerde kullanılan eşitlikler ve genel bilgiler alt bölümler halinde sunulmuştur.

Beşinci bölümde, önerilen yaklaşımdan elde edilen sonuçlar verilmiştir. Farklı kalite faktörleri kullanılarak farklı sıkıştırma oranlarının tespit edildiği çalışmadan elde edilen çıktılar görseller olarak paylaşılmış ve kalite faktörlerinin etkileri tartışılmıştır.

Altıncı bölümde, çıktıların objektif ve subjektif kriterler ile değerlendirilmesinden elde edilen sonuçlar detaylarıyla anlatılmıştır. Bulguların objektif olarak değerlendirilmesinde *sıkıştırma oranı*, *piksel başına düşen bit değeri*, *tepe sinyal gürültü oranı* ve  *sinyal gürültü oranı* kullanılmıştır. Sıkıştırılmış görüntülerin neticede uzman hekimler tarafından görsel olarak değerlendirileceği göz önünde bulundurulduğunda, bilgi ve detaydaki kaybın subjektif olarak değerlendirilmesi de büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle objektif değerlendirmeden elde edilen sonuçlar ile subjektif değerlendirme sonuçları birleştirilerek önerilen yaklaşım için en iyi sonuçları veren parametreler araştırılmıştır. Değerlendirme testlerinden elde edilen çıktılar tablolar halinde, sıkıştırılmış görüntüler ise görseller olarak paylaşılmıştır. Testlerden elde edilen sonuçlar için yapılan yorumlar ve önerilen yaklaşımın genel değerlendirilmesi ise yedinci bölümde sunulmuştur.

## **2. KURAMSAL TEMELLER**

### **2.1 Tıbbi Görüntüleme Sistemleri Hakkında Genel Bilgiler**

Tıbbi görüntüleme, tanı ve tedavi planlamasına yardımcı olmak amacıyla vücut içi aktiviteleri görsel olarak sunmaya yarayan bir tekniktir. Organ ve dokuların sağlıklı olup olmadıklarını ve fonksiyonlarını yerine getirip getirmediğini gözleme imkanı tanıyan tıbbi görüntüleme sistemleri, birçok hastalığın teşhisinde önemli bir rol oynamaktadır. Hastalığın türüne ve incelenmek istenen dokunun hassasiyetine göre farklı görüntüleme modalitelerinden oluşan bu teknikte sıklıkla tercih edilen sistemler X-ışını tabanlı görüntüleme sistemleri, ultrasonografi, radyonükleid görüntüleme, manyetik rezonans görüntüleme ve termal görüntülemedir.

#### **2.1.1 X-ışını tabanlı görüntüleme sistemleri**

X-ışınları 1895 yılında William Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Elektromanyetik spektrumunda Gama ışınlarından sonra gelen X-ışınlarının dalga boyları görünür ışığa göre daha kısadır. Maddenin yoğunluğuna ve maddenin atomik yapısına bağlı olarak soğurulma miktarının değişebildiği X-ışınları, günümüzde tıpta tanı ve tedavi amacıyla kullanılmaktadır [4].

X-ışınları, uygulanan hızlandırma voltajına bağlı olarak vakumlanmış tüp içerisinde elektronların hızlandırılmasıyla ve anoda çarpmasıyla üretilmektedir. Üretilen bu ışınlar daha sonra hedef ettikleri madde tarafından soğurulmakta ve bir miktar saçılmaya uğramaktadır. Soğurulma miktarındaki değişime bağlı olarak maddenin arkasına yerleştirilen röntgen filmi üzerinde görüntü oluşmaktadır. Konvansiyönel yöntemin dışında sayısal (dijital) ortamda X-ışını çekimleri de yapılmaktadır. Kemik gibi sert doku hakkında birçok bilgi veren X-ışını görüntüleme sistemleri günümüzde sıkça tercih edilen görüntüleme modalitelerinden biridir.



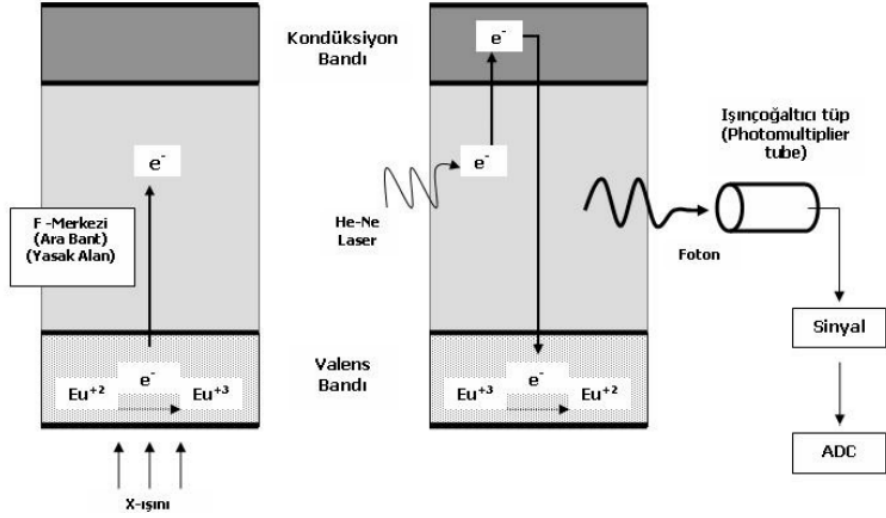
Şekil 2.1 : Örnek bir X-ışını görüntüsü [Url-1]

### 2.1.2 Sayısal radyografi

X-ışını tabanlı görüntüleme tekniği olan sayısal radyografide görüntüler konvansiyonel yöntemde kullanılan kasetlerin aksine dijital ortamda elde edilmektedir. Başlıca bileşenleri Bilgisayarlı Radyografi (Computed Radiography, CR) ve Sayısal Radyografi (Dijital Radiography, DR)'dir.

Bilgisayarlı radyografide, konvansiyonel metot için kullanılan kaset içerisine yerleştirilen plakadan özel bir cihaz yardımıyla dijital görüntü elde edilmektedir [5]. Kullanılan görüntü alıcıları genellikle fosfor ile kaplı, kristallerden oluşan bir plakalardır. X ışınları sahip oldukları enerji ile Europium valens adı verilen elektronu serbest hale getirir. Bu elektron, kondüksiyon bandına iletdikten sonra He-Ne lazer ışını etkisiyle valens banda ulaşır. Gerçekleşen işlemlerden arda kalan enerji foton olarak yayılmaya başlar. Ardından ışın çoğaltıcı tüp ile yükseltelen foton, sinyal olarak okunur [5] (Şekil 2.2). Son olarak bu veri, sinyal ve görüntü işleme algoritmaları ile görüntüye dönüştürülür.

Sayısal radyografi sistemleri ise iki ayrı grupta incelenebilir. Birinci grupta, X-ışınları doğrudan iletkenler aracılığıyla yük değişimi oluşturmakta; ikinci grupta X-ışınları önce sintilasyon kristalleri ile görünür ışığa çevrilmektedir [5].



Şekil 2.2 : Bilgisayarlı radyografide sayısal sinyalin oluşumu [5]



Şekil 2.3 : Pelvis bölgesine ait örnek bir bilgisayarlı radyografi görüntüsü

İnce panel (flat panel) dedektörlerin kullanıldığı bu teknikte görünür ışık CCD kameralar yardımıyla kaydedilmekte ve sayısal hale dönüştürülmektedir. Ardından iki yöntem için de elde edilen veriler sinyal ve görüntü işleme algoritmaları ile işlenerek görüntüye dönüştürülmektedir.



Şekil 2.4 : Göğüs bölgesine ait örnek bir sayısal radyografi görüntüsü [Url-2]

### 2.1.3 Bilgisayarlı tomografi

Bilgisayarlı tomografi X ışını tabanlı bir sistem olup; kesit görüntülerin tespit edilmesi prensibine dayanan bir görüntüleme modalitesidir. İlk bilgisayarlı tomografi, İngiltere’de Goldfrey N. Hounsfield tarafından geliştirilmiştir. İlerleyen yıllarda X-ışını tüpünün yapısı, dedektörün konumu ve sayısına bağlı olarak farklı nesillerde tomografiler üretilmiştir. Vücuda ait ince bir kesitin görüntülenebilmesi ve ışınların soğurulma miktarlarının doğrudan ölçülebilmesiyle bilgisayarlı tomografi, sayısal röntgenden daha hassas ve ayrıntılı çekimler yapan bir sistem olarak değerlendirilmektedir.

İlk zamanlarda yalnızca kafa ve beyin taramalarında kullanılan BT, ilerleyen yıllarda tüm vücut taramalarında kullanılmaya başlamıştır [4]. Radyoloji alanında büyük kolaylıklar sağlayan BT, genellikle kemik taramaları için tercih edilmektedir. Bunun yanında iskelet sistemi ve damar patolojileri tanısında da kullanılmaktadır.



Şekil 2.5 : Beyin bölgesine ait örnek bir BT görüntüsü [Url-3]



#### 2.1.4 Ultrasonografi

Ses ötesi anlamına gelen, insan kulağının duyabileceği ses frekansının üzerindeki akustik dalgalara ultrasonik dalgalar denir. Teşhis amacıyla kullanılan ultrason dalgaları 2 ile 10 MHz arasında tanımlanmaktadır [4]. Çalışma prensibi ultrason dalgalarının darbe şeklinde gönderilip, vücut içerisinde soğurulma sonucu geri yansımalarının algılanmasına dayanmaktadır. Algılanan sinyal gönderilen sinyalden farklı olup, kullanılan dalga boyu ve frekansına bağlı olarak bu sinyalden görüntü oluşturulur. Sinyalin üretilmesi ve yansıyan sinyalin algılanması aynı prob tarafından gerçekleştirilmektedir. X-ışını tabanlı görüntü sistemlerine göre zararı neredeyse olmayan ultrasonografi sistemleri genellikle yüze yakın dokuları incelemek için tercih edilmektedir. Ultrason sinyalinin kemik, hava kabarcığı ve gaz gibi ortamlardan geçememesi; bunun yanında görüntü değerlendirmesinin hekimden hekime değişebilir olması bu sistemin dezavantajları arasında gösterilebilir. Bu nedenle doğru yorumlamanın yapılabilmesi için deneyimli hekimlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Ultrasonun icadından sonra, kalp, kalp kapakçıkları, kan damarları ve akış gibi hareketli ortamları renkli olarak incelemek için doppler prensibine göre çalışan ultrasonlar da üretilmiştir. Bu cihazlar renkli doppler ekokardiyografi olarak adlandırılmıştır [4].

Ultrasonografinin uygulama alanlarına bakıldığında bu yöntem genellikle kadın hastalıkları, kardiyoloji, kan dolaşım sistemi, pelvis, tiroid, karaciğer, böbrek ve safra kesesi gibi abdomen incelemelerde sıkça tercih edilmektedir.

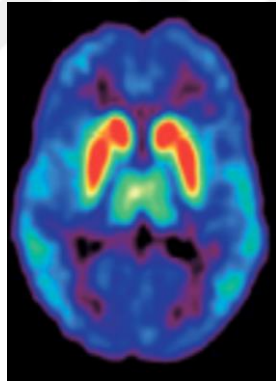


Şekil 2.6 : Anne karnındaki bebeğe ait bir ultrason görüntüsü [Url-4]

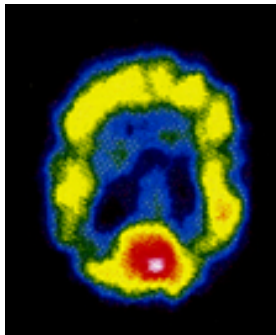
### 2.1.5 Radyonükleid görüntüleme

Radyonükleid görüntüleme, insan anatomisi ve fizyolojisi hakkında bilgi vermesinin yanında fonksiyonel radyolojik tanı amacıyla da tercih edilen bir sistemdir. Nükleer tıp alanında kullanılan bu sistemde ilk görüntüler uranyum ve potasyum sülfat kristallerinin radyoaktivite dağılımının film üzerine aktarılması ile oluşturulmuştur [4]. Uygulama, organa radyoaktif maddenin enjekte edilmesi ve yayılan ışınların gama kameralar tarafından algılanması prensibine dayanmaktadır. Temel anlamda, incelenen doku veya organdan yansıyan ışınların bir haritası çıkarılır ve radyoaktivite değişiminin zamana bağlı grafiği çizilerek görüntü elde edilir.

Tek foton bilgisayarlı emisyon tomografisi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi geliştirilen teknikler, nükleer tıp alanında kullanılan temel sistemler haline gelmiştir. PET çıktıları günümüzde daha çok BT kesitleri üzerine yerleştirildiğinden bu iki sistem birlikte kullanılmakta ve PET-BT olarak ifade edilmektedir. Benzer şekilde manyetik rezonans görüntüleri ile birleştirilen radyonükleid görüntüleri için PET-MR teknolojisi geliştirilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 2.7 : Beyin bölgesine ait örnek bir (a) PET [Url-5] ve (b) SPECT görüntüsü [Url-6]

### 2.1.6 Manyetik rezonans görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), dışarıdan uygulanan manyetik alana bağlı olarak insan vücudundaki su moleküllerinde bulunan hidrojen atomlarının titreştirilmesi esasına dayanan bir tekniktir. Rastgele konumlarda dağılmış hidrojen atomları uygulanan manyetik alana göre paralel ve anti paralel konumlar almaya başlar. Ardından uygulanan radyo frekans (RF) dalgaları ile protonların rezonansa girmesi sağlanır ve net magnetizasyon vektörünün yönü belirlenir. RF dalgasının kesilmesiyle magnetizasyon vektörü kendi eksenini etrafında dönerek eski konumuna gelmeye başlar. Bu esnada gradyan bobinlerden elde edilen veriler ile incelenmek istenen dokunun yatay, düşey ve derinlik bilgisi elde edilerek görüntü oluşturulur.

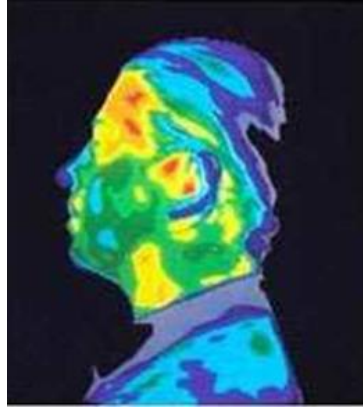
Görüntüyü elde etmek için kullanılan sinyaller dönme-yansıma (spin-echo) sinyalleri olarak adlandırılmaktadır. Yumuşak dokuların görüntülenmesinde üstün avantajlara sahip olan MRG'de yüksek çözünürlüklü kesit görüntülerin elde edilmesiyle tanı ve tedaviye yönelik birçok teşhis yapılabilmektedir.



Şekil 2.8 : Örnek bir MR görüntüsü [Url-7]

### 2.1.7 Termal görüntüleme

Termal görüntüleme, maddeden yansıyan farklı dalga boylarında kızıl ötesi ışınlarının termal kameralar tarafından kaydedilip görüntüye dönüştürülmesi prensibini kullanmaktadır. Tıp uygulamalarında insan vücudunun sahip olduğu ısı enerjisi, düşük sıcaklık farklarını algılayabilen termal kameralar tarafından algılanıp; gerçek zamanlı video görüntülerine dönüştürülmektedir [6]. Termal görüntüleme yöntemleri elektrik sistemleri, ısıya dirençli donanımların denetlenmesi, elektromanyetik, bina tanımlaması ve sağlık uygulamaları gibi bir çok alanda sıklıkla tercih edilmektedir [6].



Şekil 2.9 : Örnek bir termal kamera görüntüsü [6]

## 2.2 Sayısal Görüntü İşleme ve Tarihçesi

Bir görüntü iki boyutlu  $f(x,y)$  fonksiyonu olarak ifade edilebilir. Bu fonksiyonda  $x$  ve  $y$  görüntünün uzay eksenindeki koordinatlarını verirken;  $f$  bu koordinatlardaki gri seviye değerini ifade etmektedir. Fonksiyonun genliği ve koordinatlarının sonlu ve ayrık olduğu görüntülere sayısal görüntü denmektedir [1].

Sayısal görüntü işlemenin iki temel amacı bulunmaktadır:

- İnsan gözünün görüntü bilgisini daha iyi yorumlayabilmesi için görüntünün iyileştirilmesi.
- Sayısal makinelerde depolama, iletim ve gösterim için görüntülerin işlenmesi.

İnsan gözünün duyarlı olabildiği spektrum kısıtlıdır. Bu nedenle insan gözünün göremeyeceği dalga boyları vardır. Gama dalgalarından radyo dalgalarına kadar geniş bir spektruma sahip elektromanyetik dalgalar, ultrason dalgaları, elektron mikroskop görüntüleri gibi insan gözü algısı dışında kalan sinyaller bilgisayar destekli görüntü işleme algoritmaları yardımıyla analiz edilebilmekte ve işlenebilmektedir. Bunun yanında görüntüde gürültü azaltma, görüntü keskinleştirme, obje algılama, bölütleme, senaryo algılama vb. birçok uygulama ile geniş bir alana hitap etmektedir.

Sayısal görüntülemenin ilk uygulamaları 1920'li yılların ilk dönemlerinde gazete endüstrisinde başlamıştır. Bu dönemlerde görüntüler, denizaltı kabloları ile Londra ve New York arasında iletilmekteydi. Görüntüler kablo transferine göre kodlanmakta ve telgraf yazıcıları ile yazılmaktaydı. 1920lerin ortalarına doğru Bartlane sistemi

1960lara doğru bilgisayar teknolojisinin gelişmesi ve uzaya gitme çalışmalarının artması, sayısal görüntü işlemeyi olumlu yönde etkilemiştir. 1964 yılında aydan çekilen fotoğrafların kalitesinin geliştirilmesi ve Apollo uzay aracından çekilen görüntülerin daha kaliteli hale getirilmesi yönünde önemli adımlar atılmıştır.

1970lerde sayısal görüntü işleme tıp alanında da uygulama başlanmıştır. 1979 yılında Godfrey N. Hounsfield ve Allan M. Cormack tomografinin icadı ile Nobel ödülü kazanmışlardır.

1980lerden günümüze kadar sayısal görüntü işlemede birçok ilerlemeler kaydedilmiş ve görüntü iyileştirme, tıbbi görüntüleme, endüstriyel denetim, hukuksal yaptırımlar, insan bilgisayar arayüzleri, coğrafik bilgi sistemleri gibi birçok alanda görüntü işleme kullanılmaya başlamıştır.

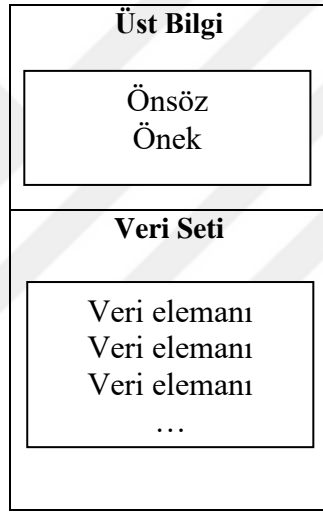
### **2.3 DICOM Standardı**

Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), tıbbi görüntü verilerinin yönetiminde ve iletilmesinde kullanılan bir standarttır. DICOM standardı Tıp Enformatiği'nin bir alanı olarak tanımlanmaktadır [7]. Bu alanda, tıbbi görüntüleme donanımları ve diğer sistemler arasındaki sayısal bilginin alış verişi amaçlanmaktadır. Radyoloji, kardiyoji, patoloji gibi tanısal amaçlı görüntüleme modalitelerinde ve girişimsel radyoloji, radyoterapi gibi görüntü temelli terapi uygulamalarında DICOM standart bir protokol haline gelmiştir. Depolanan görüntüler radyografideki gibi statik veya MR, BT'deki gibi dinamik görüntüler olabilmektedir.

1970'li yıllarda BT gibi sayısal görüntü kaynaklarının ortaya çıkmasıyla bu verilerin arşivlenebilmesi yönündeki çalışmalar artmaya başlamıştır. Bu dönemlerde birçok cihaz kendine özel formatta depolama yapmaktaydı. Görüntülerin bir merkezden başka bir merkeze iletimini zorlaştıran bu durum ortak bir standart ihtiyacını doğurmuştur. Bunun üzerine American College of Radiology (ACR) ve National Electronical Manufacturers Association (NEMA) yeni bir standart oluşturma girişimi başlatmıştır. İlk sürüm 1985 yılında "ACR-NEMA Standartları Yayını" adı altında yayınlanmıştır. 1988 yılında ikinci sürümün yayınlanmasıyla devam eden çalışmalar standart bir terminoloji haline gelmeye başlamıştır. TCP/IP üzerinden ağ protokolünü de destekleyen versiyon 3.0'in yayınlanmasıyla donanım, hasta ve demografik

bilgilerin iletişimi de sağlanmaya başlamıştır. Yayınlanan son sürümün ismi “Digital Imaging and Communications in Medicine” olarak değiştirilmiştir. Günümüzde birçok sağlık merkezinde ve görüntü modalitelerinde kullanılan DICOM 3.0, Görüntü Saklama ve İletişim Sistemi’nde de (Picture Archiving and Communications System, PACS) kullanılan bir standart haline gelmiştir.

DICOM dosya yapısında görüntü bilgisinin yanında hasta bilgisini de depolamak mümkündür. Hastanın adı, soyadı, yaşı, doğum tarihi, görüntünün çekildiği tarih ve benzeri bilgiler metin olarak saklanabilmektedir [8,9]. Bu sayede hasta geçmişini de takip ederek tedavi sürecini daha kolay ve etkin bir şekilde sürdürmek mümkündür. Dosya yapısı üst bilgi ve veri seti olarak iki ayrı parça olarak değerlendirilebilir (Şekil 2.10).

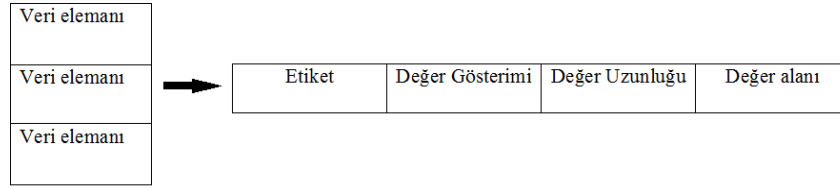


Şekil 2.10 : DICOM dosya yapısı

Üst bilgiye ait önsöz, mevcut uygulama profili veya yazılım amaçlı uygulamalar için ayrılmıştır ve 128 bayt alan kaplamaktadır. Önsöz ile çoklu-medya uygulamaları DICOM veri setini tanıyabilmekte ve istenilen veriye erişebilmektedir. Özel DICOM okuyucuları, veri setini otomatik olarak tanıyan bir yapıya sahip olduğundan önsöz bilgisine bakmaksızın doğrudan istenilen görüntü veya hasta verisine ulaşabilmektedir. Dosyanın DICOM olup olmadığını tespit etmek için kullanılan önek, “DICM” karakter dizgesini içermekte ve veri setinde 4 bayt yer kaplamaktadır.

Her bir veri elemanı, kendine özel numaralandırılmış etikete (tag) sahiptir. Etiketin ardından isteğe bağlı olarak Değer Gösterimi (Value Representation, VR) depolanabilmektedir. Veri transferindeki verilerin gösterim bilgisini içeren VR’ın uzunluğu ise Değer Uzunluğu (Value Length, VL) olarak adlandırılır. Etikete bağlı

değer gösterimi ve uzunluğuna sahip olan veri ise veri elemanın son bileşeni olan Değer Alanı (Value Field, VF) kısmında bulunmaktadır [10]. DICOM dosyasına ait veri yapısı Şekil 2.11’deki gibi gösterilebilir.



Şekil 2.11 : DICOM veri elemanları

Örnek bir DICOM verisi için Microdicom yazılımından elde edilen etiket, etiket tanımı ve değer alanından bir kesit Şekil 2.12’de gösterilmiştir.

(0008,0018)	SOPInstanceUID	1.2.392.200036.9125.9.0.252695172.857674752.706920703
(0008,0020)	StudyDate	20120718
(0008,0021)	SeriesDate	20120718
(0008,0022)	AcquisitionDate	20120718
(0008,0023)	ContentDate	20120718
(0008,0030)	StudyTime	120316.000
(0008,0031)	SeriesTime	120324.000
(0008,0032)	AcquisitionTime	120324.609
(0008,0033)	ContentTime	120343.843
(0008,0050)	AccessionNumber	286568
(0008,0060)	Modality	CR
(0008,0070)	Manufacturer	FUJI PHOTO FILM Co., Ltd.
(0008,0080)	InstitutionName	UFUK UNIVERSITESI RADYOLOJİ BOLUMU
(0008,0090)	ReferringPhysicianName	ACLP
(0008,1010)	StationName	RU0
(0008,1070)	OperatorsName	^
(0008,1110)	ReferencedStudySequence	
(0008,1150)	ReferencedSOPClassUID	1.2.840.10008.3.1.2.3.1
(0008,1155)	ReferencedSOPInstanceUID	1.2.840.113619.6.95.31.0.3.4.1.9468.13.286568
(0008,2111)	DerivationDescription	G1.3A#0.60+0.12,MCT5.0AJ0.0,C*1.0*1.0
(0009,0010)	PrivateCreator	FDMS 1.0
(0009,0011)	PrivateCreator	GEIIS
(0009,1110)	Unknown Tag & Data	
(0028,0002)	SamplesPerPixel	1
(0028,0004)	PhotometricInterpretation	MONOCHROME1
(0028,0010)	Rows	105
(0028,0011)	Columns	128
(0028,0100)	BitsAllocated	16
(0028,0101)	BitsStored	10
(0028,0102)	HighBit	9
(0028,0103)	PixelRepresentation	0
(0028,1052)	RescaleIntercept	-240
(0028,1053)	RescaleSlope	2.8152499198914
(0029,0010)	PrivateCreator	GEIIS
(0029,1010)	Unknown Tag & Data	0
(0029,1012)	Unknown Tag & Data	0
(0029,1014)	Unknown Tag & Data	1
(7FD1,0010)	PrivateCreator	GEIIS
(7FD1,1010)	Unknown Tag & Data	26
(7FE0,0010)	PixelData	
(0010,0010)	PatientName	SAYGIRCI, AYDIN
(0010,0020)	PatientID	201207181112
(0010,0030)	PatientBirthDate	19880212
(0010,0040)	PatientSex	M
(0018,0010)	ContrastBolusAgent	
(0018,0015)	BodyPartExamined	PELVIS

Şekil 2.12 : Örnek bir DICOM etiketinden kesit

## 2.4 Pelvis Anatomisi

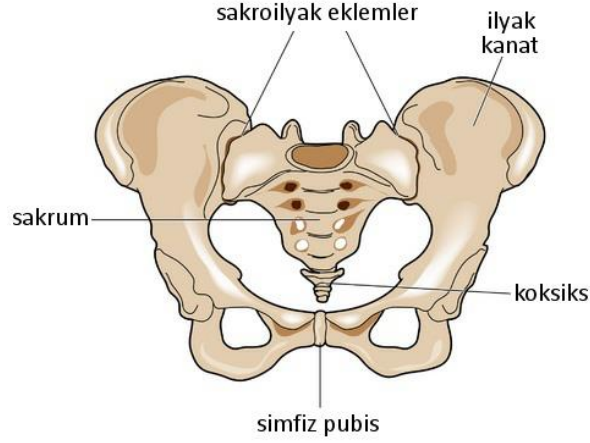
Pelvis, omurga ile alt ekstremiteler arasındaki bağlantıyı sağlayan önemli bir yapıdır. Vücut ağırlığını taşıyan bu yapı 5 adet eklemden oluşmaktadır. Bu eklemler pubik simfiz, iki asetabulum ve iki sakroiliak eklemdir. Bu eklemlere bağlı kemik yapıları ise ileum, iskiyum, pubis, sakrum ve koksiks kemikleridir. Pelviste bulunan yumuşak dokulardaki zedelenme veya bağlantının kopması durumunda kemikler arası bağlantı kesilmektedir. Bu nedenle, anatomik özelliğin korunması için stabilitenin sağlanması gereklidir [11,12]. Pelvis yapısına bağlı olan kaslar ise iki grupta incelenebilir:

- A. Lateral Rotator kaslar
  - I. Piriformis
  - II. Obturator internus
  - III. Obturator eksternus
- B. Pelvik Diafram
  - IV. Levator ani
    - a. Puborektalis
    - b. Pubokoksiks
    - c. İliokoksiks
  - V. Koksiks kası

Pelvis, medial taraftaki pelvik kenar ile teorik olarak yalancı ve gerçek pelvis olarak ikiye ayrılabilir. Gerçek pelvis olarak adlandırılan kısımda mesane, rektum, üretra, kadınlarda uterus ve vajina; erkeklerde ise prostat bezi bulunur [13]. Yalancı pelvis ise yukarı kısımdır. Pelvisin bu iki kısmını pelvik brim ayırır. Pelvik brimi, sakrumun promontoriumu, iliopektineal çizgi, pubik krest ve simfisis pubisin üst kısmı oluşturmaktadır [14]. Pelvik brimin yük taşıma görevini bu yapıya ait posterior kısım üstlenmektedir [15]. Pelvis yapısının genel yapısı Şekil 2.13'de gösterilmiştir.

Tüm kırıkların yaklaşık olarak %3'ünü pelvis kırıkları oluşturmaktadır [16]. Bu kırıkların tanısı, sayısal-bilgisayarlı radyografi veya bilgisayarlı tomografi teknolojisi ile konulabilmektedir. Radyografik değerlendirme hastanın yaşı, cinsiyeti ve kuvvet yönüne göre değerlendirilmektedir. Kırıkların sınıflandırmasında temel alınan kriterler ise kırığın konumu, kırığın stabilitesi, kırık bölgenin ne kadar yük taşıdığı, kırığa yol açan kuvvetin yönü, kırığın açıklık veya kapalılık durumudur [17].





Şekil 2.13 : Pelvis kemik yapısı [Url-8]

Pelvis fraktürlerinde radyografi duyarlılığının %90 ile %98 arasında olduğu görülmüştür [18]. Kalça kırıklarında bu duyarlılığın yüksek olmasına rağmen iyi eğitim almamış ve uzman olmayan hekimler tarafından yapılan değerlendirmelerde yüksek oranlarda hatalar gözlemlenmiştir. Yapılan bir çalışmaya göre pelvis kırıklarında yapılan hatalı tanı oranının %44 olduğu bildirilmiştir [19]. Kalça fraktür yüzlerinin tam ayrılmaması, impakte olması ve hastaya pozisyon verilememesi ile radyografideki teknik sınırlamalar, fraktür tanısının konulamamasında etkili olmaktadır. Uzman doktorların pelvis ve femur proksimaline yönelik tanı koyma etkinliği yüksek iken, acil servislerde tanısal etkinlik azalmaktadır. Klinik bulguların yardımına rağmen yetersiz sayıdaki değerlendirme gecikmeye neden olmakta ve ek görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmaktadır.

## 2.5 PACS Veri Tabanı

Günümüzde birçok sağlık merkezlerinde ve hastanelerde farklı görüntüleme modaliteleri kullanılarak elde edilen görüntüler, hastaya ait demografik ve tanısal bilgiler ile birlikte arşivlenmektedir. Bunun yanında birimler arasında veri alış verişi ve haberleşme sağlanabilmektedir. Bu imkanları mümkün kılan sistem, PACS (Picture Archiving and Communications) veri tabanıdır. DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ve HL7 (Health Level 7) formatı bu veri tabanının standart protokolleri haline gelmiştir. Geleneksel film esaslı görüntülemeye PACS sistemine geçiş, görüntü erişimini kolaylaştırmış ve elektronik hasta kayıtlarının tek bir çatı altında toplanmasını sağlamıştır [20].

Görüntüleme modalitelerinden elde edilen görüntüler PACS veri tabanına aktarılmadan önce ön işlemlerden geçerek sayısal alış veriş için aktif hale getirilirler. Bu nedenle PACS ağı ile görüntüleme modalitesi arasında bu işlemi gerçekleştirecek arabirim bilgisayarlar bulunmaktadır.

Radyolojik görüntülerin PACS veri tabanında arşivlenebilmesi için büyük depolama kapasiteleri gerekmektedir. Farklı görüntüleme tekniklerinden elde edilen her bir görüntünün ortalama kapladığı alan Çizelge 2.1’de gösterilmiştir. Arşiv kapasitesinin aşağıdaki hesaplama ile belirlenmesiyle sağlık kuruluşunun ortalama kapasite ihtiyacı belirlenmektedir [20]:

Kapasite = Günlük ortalama tetkik sayısı x tetkik başına ortalama görüntü sayısı x  
ortalama görüntü matrisi x bit sayısı

Hastanelerdeki günlük ortalama hasta sayısı ve her bir tetkik amaçlı çekilen görüntüler hesaba katıldığında veri depolama için yüksek kapasiteli belleklere ihtiyaç duyulmaktadır. Yapılan bir araştırmaya göre görüntülerin depolanması için hastanelerde günde ortalama 5 GB ile 15 GB arasında değişen bir hafızaya gerek duyulmaktadır [21].

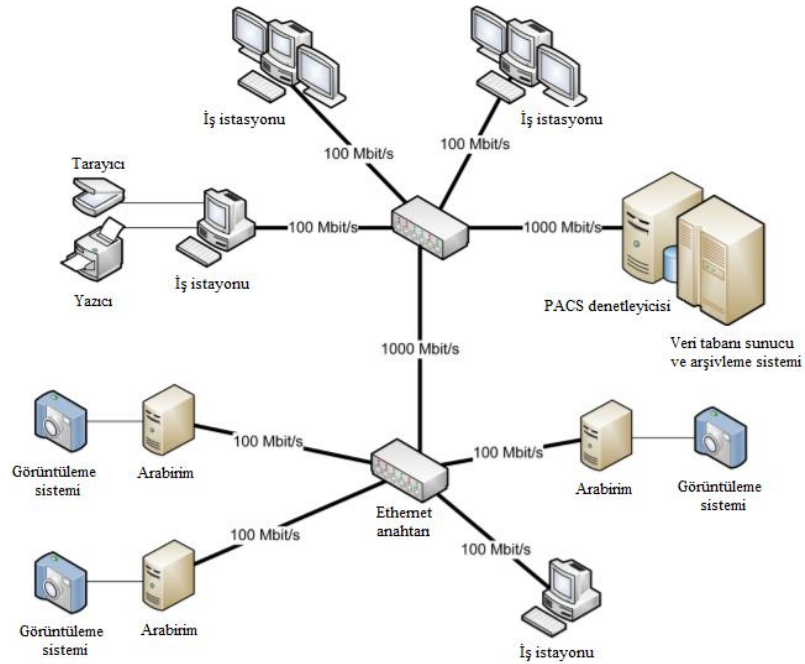
Verilerin depolanmasında kısa ve uzun süreli arşivleme kullanılmaktadır. Kısa süreli arşivleme, önbellek olarak kullanılarak görüntülere hızlı erişimi sağlamaktadır. RAID (redundant array of inexpensive disks) belleklerin kullanıldığı bu arşivlemede 150 MB/saniye ile 320 MB/saniye aralığında veri transferi yapmak mümkündür [Url-9]. Kısa süreli arşiv kapasitesi, yakın bir zamandaki tüm görüntüleri depolayacak şekilde seçilmelidir. Örneğin, Münih Enstitüsü’nde yapılan bir araştırmaya göre son 4-5 ay içerisindeki görüntüleme modalitelerinden elde edilen sayısal görüntüleri depolayabilmek için 880 GB önbellek havuzuna gerek duyulmuştur [22].

Uzun süreli arşivleme, görüntülerin uzun süreli depolanması için kullanılan güvenlik seviyesinin yüksek ve arıza olasılığının düşük olduğu bir arşivlemedir. Bu arşivlemede kanunların belirlediği sınırlar çerçevesinde görüntüler 10 ile 30 yıl arasında saklanabilmektedir [Url-9]. Arşivleme için genellikle manyetik ve optik diskler kullanılmaktadır.

Çizelge 2.1: Tıbbi görüntülerin ortalama boyutları. [Url-10'dan değiştirilerek alınmıştır]

Kısaltma	Tanım	Görüntü Matrisi	Boyut
CD	Renkli Doppler	768 x 576	0,442 MB
CR	Bilgisayarlı Radyografi	3520 x 4280	30 MB
CT	Bilgisayarlı Tomografi	512 x 512	0,524 MB
MG	Mamografi	4608 x 5200	45,7 MB
MR	Manyetik Rezonans	256 x 256	0,131 MB
NM	Nükleer Tıp	256 x 256	0,128 MB
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi	128 x 128	32 MB
US	Ultrason	512 x 512	0,262 MB

Yüksek çözünürlüklü görüntülemeye sahip iş istasyonlarının yanında kişisel bilgisayarların da kullanıldığı PACS'da yüksek hızda iletişim ağları kullanılmaktadır [Url-9] (Şekil 2.14).



Şekil 2.14 : PACS ağ modeli [Url-9'dan değiştirilerek alınmıştır]

PACS sisteminde gerçekleşmesi gereken iş akışı şu şekildedir [20]:

- 1) Hasta Kayıt: Hasta bilgilerinin Hastane Bilgi Sistemine kayıt edildiği adımdır.
- 2) Radyolojik Tetkik İsteği: Hekimin radyolojik tetkik isteği yaptığı adımdır.
- 3) Tetkik İsteğinin Kayıt Edilmesi: Hastane Bilgi Sistemine girilen tetkik bilgisinin Radyoloji Bilgi sistemine aktarıldığı adımdır.
- 4) Randevu: Radyoloji Bilgi sistemine aktarılan tetkik için verilen randevudur.
- 5) Tıbbi Görüntüleme Cihazlarının İş Listesi: Cihazlara iletilecek tetkik bilgisinin üretildiği ve cihazdaki hasta bilgilerinin alındığı adımdır.
- 6) Görüntü Elde Etme: Hastaya uygulanacak olan görüntüleme modalitesinden görüntülerin üretildiği adımdır.
- 7) Görüntü Depolama: Görüntülerin PACS'da saklandığı adımdır.
- 8) Görüntü ağırma: PACS sisteminde depolanan görüntülerin çağırıldığı aşamadır.
- 9) Raporlama: Radyologların tanı ve değerlendirme sonrası yazdıkları raporların Hastane ve Radyoloji Bilgi Sistemine aktarıldığı adımdır.

## 2.6 Görüntü Sıkıştırma ve Bölütlemeye Yönelik Mevcut alışmalar

Görüntü sıkıştırma, görüntünün daha az veri ile temsil edilmesiyle bellekte yer kazanmak için kullanılan bir yöntemdir. Bu sayede bellek daha etkin kullanılabilmekte ve görüntü iletimi daha düşük bir band genişliği ile gerçekleşebilmektedir. Görüntü verisinin daha düşük bit değerleri ile ifade edildiği bu yöntem iki ayrı grupta incelenebilir. Bunlardan birincisi kayıpsız sıkıştırma yöntemidir. Kayıpsız sıkıştırma, görüntünün piksel verisinde herhangi bir kayıp gerçekleştirmeden verinin sıkıştırılmasını sağlamaktadır. Nicemlemenin veya herhangi bir kayba neden olacak bir adımın bulunmadığı kayıpsız sıkıştırmada sıkıştırma performansı genellikle düşüktür. İkinci yöntem olan kayıplı sıkıştırmada ise görüntünün piksel verisinden de ödün verilerek daha yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşılabilmektedir.

Literatürde tıbbi görüntülerin adaptif veya adaptif olmayan yapıda sıkıştırıldığı çalışmalara rastlamak mümkündür. Farklı anatomik bölgelerin ele alındığı çalışmalarda genellikle MR, BT ve Bilgisayarlı Radyografi görüntüleri kullanılmıştır.

Akciğer tüberkülozu tanısı konmuş X-ray görüntüleri üzerinde yapılan bir çalışmada JPEG ve dalgacık dönüşümü tabanlı JPEG2000 sıkıştırma algoritmalarının başarısı ölçülmüştür [23]. Araştırmacılar, JPEG algoritmasının düşük sıkıştırma oranlarında daha iyi performans gösterdiğini belirtirken iki yöntemin de göğüs bölgesine ait X-ışını görüntülerinin depolama ve iletme uygulamalarında kullanılabileceğini belirtmiştir. Sıkıştırılan tüm görüntüler, uzman hekimlere de sunulmuş ve subjektif değerlendirme yapılmıştır. Değerlendirme sonucunda, sıkıştırılmış görüntüler geçer not ile başarılı bulunmuştur.

Bilineer enterpolasyon, görüntüdeki keskin sınırları yumuşatmak için kullanılan geometrik bir dönüşüm tekniğidir. Selvi G. ve Nadarajan R., beyin bölgesine ait BT, MR ve karın bölgesine ait Ultrason görüntüleri üzerinde bilineer enterpolasyon yöntemi ile yeni bir kayıplı sıkıştırma algoritması geliştirmiştir [24]. DICOM görüntü sıkıştırma için yeni bir yaklaşımın denendiği çalışmanın performans testleri sonucunda yüksek sıkıştırma ve PSNR değeri elde etmiştir.

Sophia P. ve Anitha J., MR görüntülerinin sıkıştırılmasında hekimin ilgi bölgesini de göz önünde bulundurmıştır [25]. Bir adet ilgi bölgesinin ele alındığı çalışmada ilgi bölgesi kayıpsız, bu bölgenin dışında kalan alan ise kayıplı olarak sıkıştırılmıştır. İlgi bölgesinin küçük olduğu durumda daha yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşıldığını belirten araştırmacılar çalışmanın sonucunda ortalama 4,2 kat sıkıştırma oranı ve 20,76 dB PSNR gözlemlemiştir.

Matematiksel karmaşıklığı az olan problemler için uygunluk değeri ve iterasyon ile optimum çözümler üreten genetik algoritmasının kullanıldığı bir çalışmada DICOM görüntülerin kayıpsız olarak sıkıştırılması araştırılmıştır [26]. Huffman kodlama ile sıkıştırma işleminin gerçekleştirildiği bu çalışmada genetik algoritması sıkıştırma oranının iyileştirilmesinde kullanılmıştır.

Bir görüntünün fraktal özellikleri belirleyerek fraktal bir kodlama sistemi geliştirmek mümkündür. Görüntü sıkıştırma çalışmalarında da uygulanan bu yöntem, fraktal görüntü sıkıştırma olarak bilinir. Yulianti L. ve Mengko T.R., görüntüye ait fraktal özelliklerin Huffman kodlama ile sıkıştırıldığı hibrit bir yöntem önermişlerdir [27].

Bilgisayarlı tomografi görüntülerinde birden fazla ilgi bölgesinin sıkıştırılmasını araştıran bir çalışmada birincil ilgi bölgesi kayıpsız, ikincil ilgi bölgesi ise kayıplı olarak sıkıştırılmıştır [28]. Arka plan görüntüsünün ise daha yüksek sıkıştırma

oranında sıkıştırıldığı çalışmadan elde edilen sonuçlar, sıkıştırma oranı ve PSNR kriterleri ile değerlendirilmiştir. Periferik arter görüntülerinin kullanıldığı çalışmada yeniden oluşturulan görüntüde ortalama 3 kat sıkıştırma oranı ve ortalama 39 dB PSNR değeri tespit edilmiştir. Subjektif değerlendirmede ise Ortalama Görüş Puanı testi uygulanmıştır. Uzman hekim, değerlendirme sonucunda sıkıştırılmış görüntüleri orijinal görüntülerden neredeyse farksız bulmuştur. Araştırmacılar, çalışmanın sonucunda sıkıştırılmış görüntülerin kullanımı sayesinde bellek masraflarının azalacağını ve birimler arası görüntü alış verişinin daha kolay gerçekleşeceğini vurgulamıştır.

Raja A., Raja G. ve Khan K., tıbbi görüntülerde birden fazla ilgi bölgesinin farklı oranlarda sıkıştırılmasını ele almıştır [29]. JPEG XR ve JPEG2000 standartlarının denendiği bu çalışmada, JPEG XR işlemsel kolaylık açısından daha başarılı bulunmuş ve gömülü uygulamalar için daha uygun görülmüştür.

Kolon anatomisine ait BT görüntüleri için yapılan bir çalışmada ilgi bölgesi kayıpsız, geriye kalan arka plan görüntüsü ise kayıplı sıkıştırılmıştır [30]. Bir sonraki karedeki değişimi önceden tahmin etme prensibini kullanan ve video kodlamada sıkça tercih edilen hareket telafili kodlama (motion compensated coding) yönteminin kullanıldığı çalışmada düşük BPP değerlerine ulaşılmıştır.

Beyin bölgesine ait görüntüler için yapılan diğer bir çalışmada ilgi bölgesinin bağlam ağacı yöntemi, ilgi bölgesi dışında kalan kısmın ise fraktal görüntü sıkıştırma yöntemi ile sıkıştırıldığı bir yöntem önerilmiştir [31]. Bölgelerin farklı algoritmalarla sıkıştırılmasının ardından yeniden bir araya getirilmesiyle görüntü yeniden oluşturulmuştur. Performans testleri sonrası bulgular işlemsel karmaşıklığı yüksek olarak bilinen dalgacık dönüşümü yöntemi ile kıyaslanmış ve önerilen metodun daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür.

Seddiki A. ve Guerchi D., toraks ve beyin bölgesi görüntülerini ele aldığı bir çalışmada dalgacık dönüşümü tabanlı sıkıştırma yöntemi olan SPIHT ile JPEG-Huffman kodlamayı bir arada kullanan hibrit bir model sunmuştur [32]. İlgi bölgesinin az kayıplı, geriye kalan kısımların ise daha çok kayıplı sıkıştırıldığı çalışmada beyin bölgesine ait MR görüntülerinde 0,6 BPP ve 29,012 dB PSNR değerlerine kadar ulaşılmıştır. PSNR değerinin arttıkça sıkıştırma oranının düştüğünü gözlemleyen araştırmacılar, toraks görüntülerinde ise en çok 0,55 BPP ve 29,8 dB

PSNR değerine ulaşabilmiştir. Çalışmada yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşılmasına karşın, verideki tanısal kaybın lttn belirlemek adına subjektif bir değerlendirme yapılmamıştır.

Yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşabilen JPEG sıkıştırma algoritması için nicemleme basamağında kullanılan JPEG nicemleme tablosu genellikle gri seviye görüntüler için uygulanmakta ve kalite faktörü kullanılarak leklendirilebilmektedir. Yapılan bir çalışmada, araştırmacılar anjiyokardiogram görüntüleri için yeni bir nicemleme tablosu önermişlerdir [33]. Tablo, anjiyokardiografik sistemin transfer fonksiyonundan üretilmiştir. Objektif değerlendirmenin sonucunda, yeni nicemleme tablosunun anjiyokardiogram görüntülerinde uygulanabileceği tespit edilmiştir.

Bradley J. ve Erickson M.D, kayıplı sıkıştırmanın tıbbi görüntüler üzerindeki etkilerini araştırmıştır [34]. Yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşılırken görüntüdeki bozulmanın farkedilmeyecek lde tutulabileceğini belirten araştırmacılar, tıbbi görüntülerde sıkıştırma çalışmalarının teleradyoloji ve PACS alanında uygulanabileceğini ileri srmştr. Bunun yanında tıbbi görüntülerin bellekte daha az yer tutacak şekilde depolanması ile radyoloji servislerindeki masrafların azalabileceği belirtilmiştir.

Sayısal çıkartmalı radyografi yöntemi kullanılarak elde edilmiş çene görüntüleri üzerinde kayıplı JPEG algoritmasının uygulandığı bir çalışmada kemik dokusu etrafındaki kritik yapıların sıkıştırma sonrasında yine tespit edilebileceği gözlemlenmiştir [35]. Ortalama 7 kat sıkıştırma oranının tespit edildiği çalışmanın sonucunda sıkıştırılmış görüntülerin tanısal bilgiyi koruyabildiği vurgulanmıştır.

Göğüs bölgesine ait radyografi görüntülerinde sıkıştırma oranının etkilerini araştıran bir çalışmada, görüntüler 10 kat ve 20 kat sıkıştırılmıştır [36]. Uzman hekimlerin subjektif olarak değerlendirme kriterleri ile yaptıkları testler sonucunda 20 kat sıkıştırılmış görüntülerin %34'nde detay kaybının ve bozulmanın fazla olduğu gözlemlenmiştir. Bu oran kabul edilebilir olarak değerlendirilmemiştir. Diğer yandan 10 kat sıkıştırılmış görüntülerin sadece %8'inde bozulma gözlemlenmiş ve görüntüler orijinalden neredeyse farksız olarak değerlendirilmiştir. Araştırmacılar, değerlendirme sonucunda göğüs bölgesine ait radyografi görüntülerinde JPEG algoritması ile tanısal bilgiyi kaybetmeden on kata kadar sıkıştırmanın mümkün olduğunu belirtmişlerdir.

Görüntü bölütleme, tıbbi görüntülerde ilgi bölgelerinin veya tanısal anlamda önemli bulunan bölgelerin tespit edilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Görüntü işleme algoritmaları yardımıyla gerçekleştirilen bölütleme için literatürde kenar-çizgi belirleme, eşikleme, alan tabanlı bölütleme, su seti ile bölütleme gibi birçok yarı veya tam otomatik yapıda düzenlenmiş yöntemlere ve araştırmalara rastlamak mümkündür. Sınır bölgelerdeki parlamayı tespit etmek ve düzenlemek için maskeleye yöntemi sıkça tercih edilmektedir [37,38]. Radyografiye ait anatomik olmayan bölgeleri çizgi profil analizi, arka plan histogram bilgisi veya konum varyasyonlarının uzaysal korelasyonu gibi temel görüntü işleme yöntemleri yardımıyla bölütlemek mümkündür [39]. Bölütleme başarısını artırmak için görüntülere sinyal dengeleme denilen bir iyileştirme uygulamak gerekli olabilmektedir [40]. Bu sayede bulanık bir grafiye ait anatomik yapılar daha belirgin bir hale getirilerek işlenebilmektedir. Çekim esnasında uygulanan radyasyon doz miktarı, görüntüde gürültü miktarının artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle uygun bir gürültü azaltma yönteminin (filtreleme gibi) görüntüye uygulanmasıyla bölütleme performansını artırmak mümkündür [41].

Diş röntgenleri için yapılan bir çalışmada diş boşlukları ve izolasyonları bölütlenmeye çalışılmıştır [42]. Yoğunluk değişimleri ve gürültüden kaynaklı problemlerden ötürü diş röntgenlerinde bölütlemenin karmaşık bir problem olduğunu belirten araştırmacılar, ikili kenar yoğunluğu integral eğrileri ile yeni bir yaklaşım önermiştir. Kenar tespit algoritmalarının da kullanıldığı çalışmada diş boşlukları ve izolasyonlarının %83 başarı ile bölütlendiği gözlemlenmiştir.

Kasban H. ve diğerleri, gama radyografilerinde ilgi bölgesini bölütlemek için tam otomatik çalışan bir algoritma önermişlerdir [43]. Eşikleme yöntemi ile ilgi bölgelerinin belirlendiği çalışmada gri seviye, yoğunluk ve bu parametrelerin varyans bilgisi kullanılarak doğru veya yanlış bölütlemenin olasılıkları belirlenmiştir. Ardından doğru bölütleme oranını artırmak için görüntüye morfolojik işlemler de uygulanmış ve ilgi bölgesinin tam otomatik olarak bölütlenmesi sağlanmıştır.

Hue T.T.M., Kim J.Y. ve Fahriddin M., radyografi görüntülerinde yüksek gürültü seviyelerinin, düşük kontrastın ve karmaşık yoğunluk dağılımlarının tıbbi görüntü analizini zorlaştıran faktörler olduğunu vurgulamıştır [44]. Araştırmacılar, el radyografilerinde kemik yapılarını otomatik olarak bölütleyen bir algoritma sunmuşlardır. Önce, el figürü arka plan görüntüsünden ayrıştırılarak elin sınırları



belirlenmiştir. Ardından sınır bölgelerin komşulukları analiz edilmiş ve su seti dönüşümü kullanılarak ayırık kemik yapıların sınırları tespit edilmiştir. Çalışmada kullanılan su seti dönüşümü (watershed transform), gri seviye homojenliğine bağlı olarak yerel minimumların genişletilmesiyle ilgi bölgesi konturlarının tespit edildiği bir bölütleme tekniğidir [45].

Luo H., Gaborski R. ve Acharya R., göğüs bölgesine ait radyografi görüntülerinde akciğer bölgesini tam otomatik olarak bölütleyen bir metod sunmuştur [46]. Önerilen yöntemde göğüs bölgesinin tamamı, sağ-sol akciğer ve omurga anatomileri için gri seviye, boyut ve şekil karakteristikleri belirlenmiştir. Ardından belirlenen karakteristikler için uygun eşik değeri belirlenmesiyle göğüs bölgesi görüntüden ayrıştırılmıştır. Omurga kemik dokusunun tespiti için sınır tespit algoritması üretilmiştir. Son olarak akciğerlerin tespiti için üç referans nokta belirlenmiştir. Bu noktalar akciğerin en üst, sağ en alt ve sol en alt noktalarını temsil etmektedir. Görüntülere yerleştirilen bu noktaların sayısı daha sonra akciğer için belirlenen karakteristiklere bağlı olarak artırılmıştır. Belirlenen noktalar için kontur çiziminin yapılması ile akciğer bölgesinin bölütlenmesi tamamlanmıştır. Çalışmanın sonucunda otomatik bölütleme algoritmasının göğüs grafilerini %80 doğrulukla bölütlediği gözlemlenmiştir.

Ertaş G., Demirgüneş D.D. ve Eroğul E., hücrel sinir ağları kullanarak MR görüntülerinde göğüs bölgesini bölütlemiştir [47]. Arka plan gürültüsü ve inhomojenitenin bölütlemeyi zorlaştıran faktörler olduğunu belirten araştırmacılar, hücrel sinir ağlarının öğrenme aşamasındaki başarısıyla bu sorunların önüne geçildiğini belirtmiştir.

Karhikeyan B. ve diğerleri, su seti bölütlemesi, eşik değeri ve K-Ortalama kümeleme yöntemlerinin radyografi görüntüleri üzerindeki bölütleme başarısını araştırmıştır [48]. Bir görüntüyü k adet farklı sınıfa bölütlemek için kullanılan K-ortalama kümeleme algoritması diğer yöntemlere kıyasla hızlı olmasıyla öne çıkarken, eşikleme yönteminin görüntüdeki kusurları yüksek başarıyla tespit ederek istenen kısmı ön plana çıkardığı görülmüştür. Su seti bölütlemesi, farklı gürültü tiplerinin bulunduğu görüntülerde sınır konturları bölütleme aşamasında tek başına zayıf kalmıştır. Bu nedenle alan büyütme metodu ile birlikte kullanılarak bölütleme başarısı artırılmaya çalışılmıştır.

Travmatik pelvik sakatlanmalarında hekimin tanı koymasına yardımcı olacak otomatik bir sistemin geliştirilmesinin önemini vurgulayan Vasilache S. ve Najarian K., pelvis kemiğini otomatik olarak bölütleyen bir sistem önermiştir [49]. Görüntüye önce Gausyen filtre uygulanmış; ardından dalgacık analizi ve eşikleme yöntemi ile kemik dokusunun maskesi elde edilmiştir. Daha sonra kontur hattı yakınlarında tohum noktaları belirlenmiş ve alan büyütme işlemi ile kemik dokusu bölütlenmiştir.

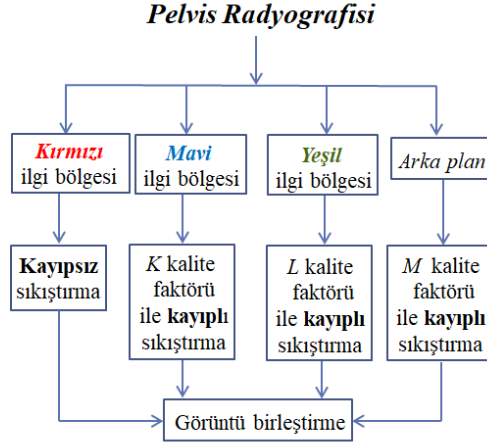
Zhang J., Yan C.H., Chu C.K. ve Ong S.H., kemik dokusu bölütlemesinde 3 boyutlu adaptif eşikleme yöntemini önermişlerdir [50]. Sınıflara ayrılan voksellerin 3 boyutlu korelasyon yöntemi ile güncellenmesi, eşikleme performansını artıran bir durum olarak değerlendirilmiştir. İstenen kemik yapısını ortaya çıkarmak için ise alan büyütme yöntemi kullanılmıştır.

Tıbbi görüntüler üzerinde Aktif Şekil Modelleri (Active Shape Models, ASM) de tercih edilmektedir [51,52]. Bu yöntemin avantajı, oluşturulan farklı modellerin sürekli değiştirilerek görüntüdeki ilgi bölgesini doğru şekilde bölüteyebilmesidir. ASM, özellikle yüz tanıma sistemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. İnsan yüzünün genel hatları belirli noktalar işaretlenerek belirlenmekte daha sonra ise bu noktaların arasındaki çizgiler farklı yöntemlerle tamamlanarak (çeşitli tekrarlamalı interpolasyon işlemleri ile) mevcut model görüntüdeki bölgeye yakınsanmaya çalışılmaktadır [53]. Bu modellerin her biri ayrı bir öznelik gibi kullanılmak suretiyle bir görüntü içerisinde aranarak, görüntüde insan yüzü olup olmadığı, var ise görüntü üzerindeki konumu belirlenebilmektedir.

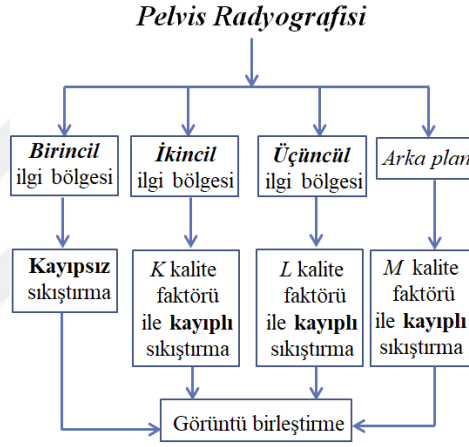
Bu tez çalışmasının, literatürdeki mevcut çalışmalardan farkı;

- Pelvis radyografilerinde farklı/aynı renkler ile konturlanmış ikiden fazla ilgi bölgesinin bölütlenmesi, önem derecesine göre sınıflandırılması ve adaptif olarak sıkıştırılması,
- Göz takip sistemi kullanarak ilgi bölgelerinin tespit edilmesi ve 3 farklı önem derecesine göre sınıflandırılmasıdır.

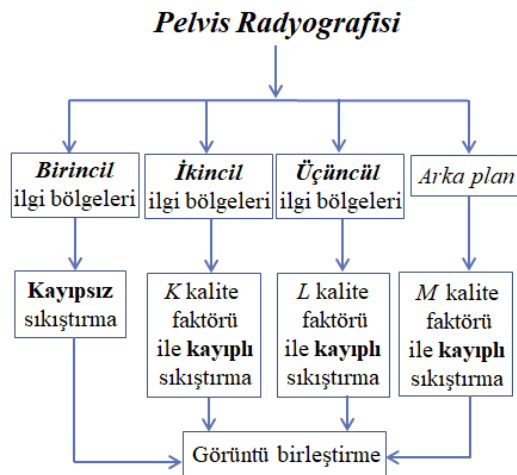
Tez kapsamında yapılan çalışmaların özeti Şekil 2.15'te gösterilmiştir.



(a)



(b)



Şekil 2.15 : İlgi bölgelerinin tespitinde (a) Farklı renkler, (b) Aynı renk ile kontrol yapıldığı durumda ve (c) Göz takip sistemi kullanıldığı durumda izlenen adımlar



### **3. İLĞİ BÖLGELERİNİN BÖLÜTLENMESİ**

Bu çalışmada etik kurul izni alınmış pelvis bölgesine ait 10 adet radyografi kullanılmıştır. Matlab ortamında 16 bit'lik veri setleri olarak depolanmış olan bu görüntüler 10 bit ile örneklenmiştir. “n” bit ile örneklenen siyah beyaz görüntülerde  $2^n$  adet gri seviye kullanılabileceği düşünülürse, 10 bitlik görüntülerde 0-1023 arasında değişen gri seviye var demektir. Bu değer aralığında 0 siyaha karşılık gelirken, 1023 beyaz renge karşılık gelmektedir.

#### **3.1 El ile Konturlanmış Görüntülerde İlgili Bölgelerinin Bölütlenmesi**

DICOM 3 formatında depolanan radyografilerde hastaya ait demografik bilgiler (ad, soyad, doğum yılı, grafinin çekildiği tarih vs.) anonimize edilerek işlemlere başlanmıştır. Çözünürlüğü 3520x4280 olan bu görüntüler bellekte 30 MB yer kaplamaktadır.

##### **3.1.1 Farklı renkler ile konturlanmış ilgi bölgelerinin bölütlenmesi**

Konturlama yapılırken hekimden ilgi bölgelerini önem derecesine göre üç farklı renk tonu (kırmızı, mavi, yeşil) kullanarak işaretlemesi istenmiştir. Kırmızı ile konturlanacak bölgenin fraktüre ait tanısal bilgiyi içeren en kritik bölge olması istenmiştir. Başka bir deyişle, kırmızı ile işaretlenen bölgenin grafide en çok odaklanılan bölge olarak ifade edilmesi istenmiştir ve bu bölge birincil ilgi bölgesi olarak adlandırılmıştır. Mavi ile konturlanmış bölgenin ise kırmızı bölgeye yakın, bazen kısmen kesişen ve hekimin kırıkla ilgili en çok odaklandığı ikinci bölge olması istenmiştir (ikincil ilgi bölgesi). Benzer şekilde yeşil ile konturlanmış bölge, fraktüre ait kısmen bilgi içeren bir alan veya hekimin fraktür tanısını koyarken odaklandığı diğer sağlıklı kemik yapısı olabilmektedir. Bu nedenle yeşil ile işaretlenmiş bölgeye üçüncül ilgi bölgesi denmiştir. Şekil 3.1'de uzman hekim tarafından konturlanmış örnek bir DICOM görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 3.1 : Konturlanmış radyografi görüntüsüne ait kesit

Renkli tonlamaların kullanıldığı görüntüler, görüntü işleme ortamında üç farklı renk kanalı içermektedir. RGB (red, green, blue) olarak da isimlendirilen bu görseller kırmızı, mavi ve yeşil kanallar olarak analiz edilebilmektedir.

Şekil 3.2’de görüldüğü üzere gri seviye gösterimde renk kanallarına ait kesit görüntülerde kontur hatları her bir kesitte farklı tonlamaya sahiptir. Kırmızı kanala ait kesitte kırmızı ile işaretlenmiş hatlar baskınken (gri seviye piksel değerleri yüksekken), mavi ve yeşil ile işaretlenmiş bölgelerin piksel değerleri sıfıra yani siyaha yakındır.



(a)



(b)

Şekil 3.2 : (a) Kırmızı kanala ait kesit görüntüsü, (b) Mavi kanala ait kesit görüntüsü, (c) Yeşil kanala ait kesit görüntüsü



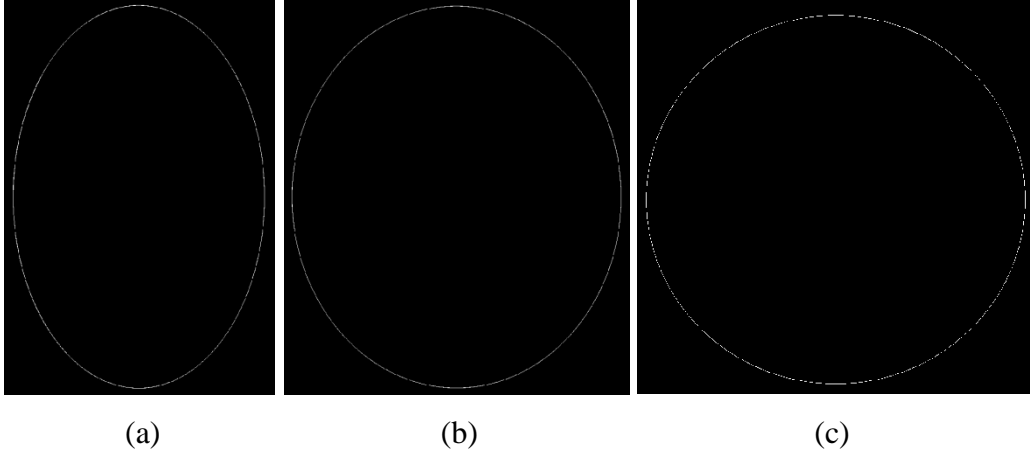
(c)

Şekil 3.2 (Devam) : (a) Kırmızı kanala ait kesit görüntüsü, (b) Mavi kanala ait kesit görüntüsü, (c) Yeşil kanala ait kesit görüntüsü

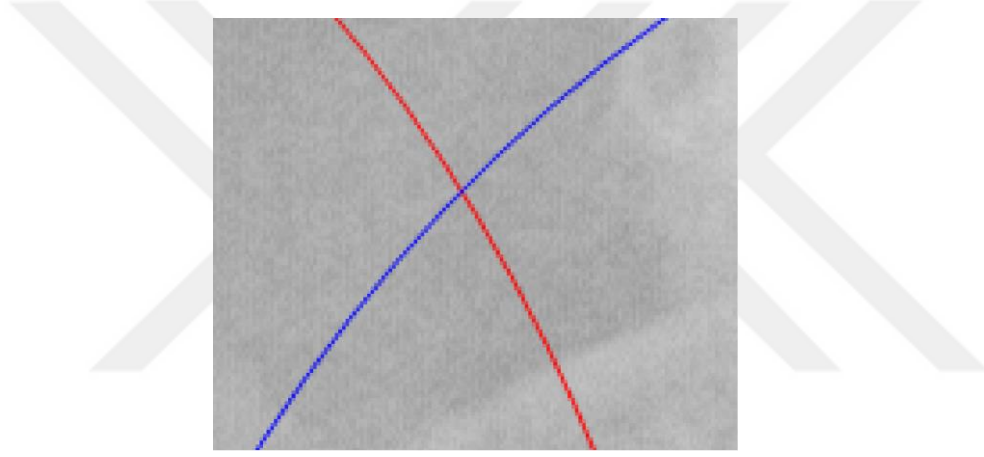
Benzer şekilde mavi ve yeşil kanallarda ilgili kanal ismine ait renkler baskın haldedir. Geriye kalan kısımlarda ise gri tonlama kullanıldığından bu bölgeler üç kanalda da aynı piksel değerlerine sahiptir.

#### **3.1.1.1 Eşik değeri yöntemi ile ilgi bölgesi sınırlarının belirlenmesi**

Üç farklı renk tonlaması ile konturlama işleminin yapıldığı bu görüntülerde her bir ilgi bölgesi önem derecesine göre farklı sıkıştırma oranlarında sıkıştırılacağı için bu bölgelerin ayrı olarak tespit edilmesi önemlidir. Bu amaçla, üç farklı kanal bilgisi yardımıyla eşikleme yöntemini kullanmak ilgi bölgesi sınırlarının tespitini kolaylaştıracaktır. İlgili renk kanalları için uygun eşik değerlerinin tespit edilmesiyle ve bu eşik değerlerinin kanallara uygulanmasıyla kontur hatlarının tespit edilebildiği gözlemlenmiştir. Şekil 3.1’de tespit edilen ilgi bölgelerinin sınırları Şekil 3.3’teki gibidir. Konturlama işleminde karşılaşılabilecek olası problem, kontur hatlarında gürültünün olabileceği ve bu nedenle uygulanan eşik değerinin bazı piksellerin tespitinde yetersiz kalabileceğidir. Bunun yanında kesişen iki kontur hattının kesişim noktalarında hangi konturun daha önce çizildiğine bağlı olarak eşik değeri yöntemi yetersiz kalabilmektedir. Görüldüğü üzere Şekil 3.4’te kesişim noktası mavi renktedir. Buradan, işaretlemenin önce kırmızı ile yapıldığı; ardından mavi ile işaretlemeye devam edildiği sonucuna ulaşılabilir. Bu nedenle algoritma, tek başına uygulanan eşik değeri ile kesişim bölgesindeki kırmızı pikselleri tespit etme konusunda yetersiz kalacaktır.



Şekil 3.3 : (a) Kırmızı ile konturlanmış ilgi bölgesi sınırları, (b) Mavi ile konturlanmış ilgi bölgesi sınırları, (c) Yeşil ile konturlanmış ilgi bölgesi sınırları



Şekil 3.4 : Kırmızı ve mavi ile konturlanan ilgi bölgesinde kesişen pikseller

### 3.1.1.2 İlgi sınırlarının iyileştirilmesi

Eşik değeri yöntemi ile kontur hatlarında atlanan pikselleri görüntü iyileştirme algoritmaları yardımıyla tahmin etmek mümkündür. Bu amaçla, uygun bir morfolojik yapı elemanı kullanarak alan genişletme işlemi uygulanabilir [1].

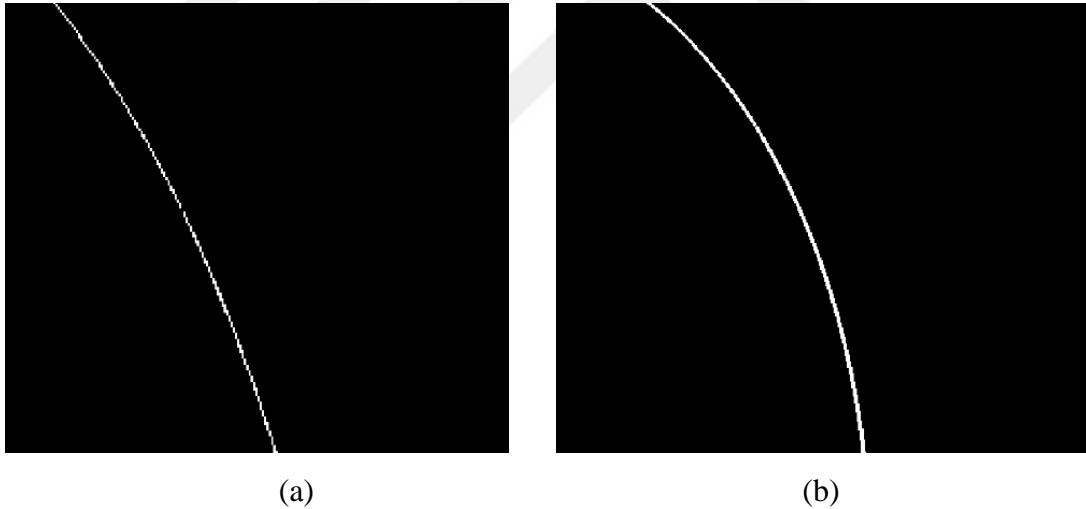
Morfolojik yapı elemanı disk, çizgi, oktagon, üçgen, kare gibi farklı şekillerde olabilmektedir. Konturlama işleminde elips şeklinde işaretlemeler yapıldığından uygun yapı elemanı olarak disk tercih edilmiştir. Uygun yarıçapta disk yapı elemanının oluşturulmasıyla, bu yapı görüntü üzerinde dolaştırılmaya başlatılır. Matlab ortamında yapılan işlemlerin matris formunda olduğu düşünülürse, 2 birim yarıçaplı disk formu için yapısal eleman 5x5 boyutunda olacaktır (Şekil 3.5).



0	0	1	0	0
0	1	1	1	0
1	1	1	1	1
0	1	1	1	0
0	0	1	0	0

Şekil 3.5 : 2 birim yarıçaplı morfolojik yapı elemanı

Görüntü üzerinde dolaştırma işlemi yapılırken, yapı elemanına ait herhangi “1” değeri görüntüde pozitif değerde bir piksel ile örtüşürse yapı elemanının bulunduğu konumdaki merkez pikselin değeri için yeni bir piksel değeri ataması yapılır. Bu değer, örtüşen piksel değerleri arasında maksimum değere sahip piksel değeri olur. İkili görüntülerde, görüntü sadece 1 ve 0 değerlerinden oluştuğu için atanan değer en fazla 1 olacaktır. Ele alınan çalışmada görüntüler eşik değeri uygulaması sonrası ikili görüntülere dönüştürülmüştür. Ardından 1 birim yarıçapa sahip disk yapı elemanı kullanılarak görüntüler üzerinde alan genişletme işlemi uygulanmıştır ve atlanan pikseller “1” değeri ile doldurulmuştur (Şekil 3.6). Bu sayede kesintisiz hatlara sahip kontur sınırları elde edilmiştir.

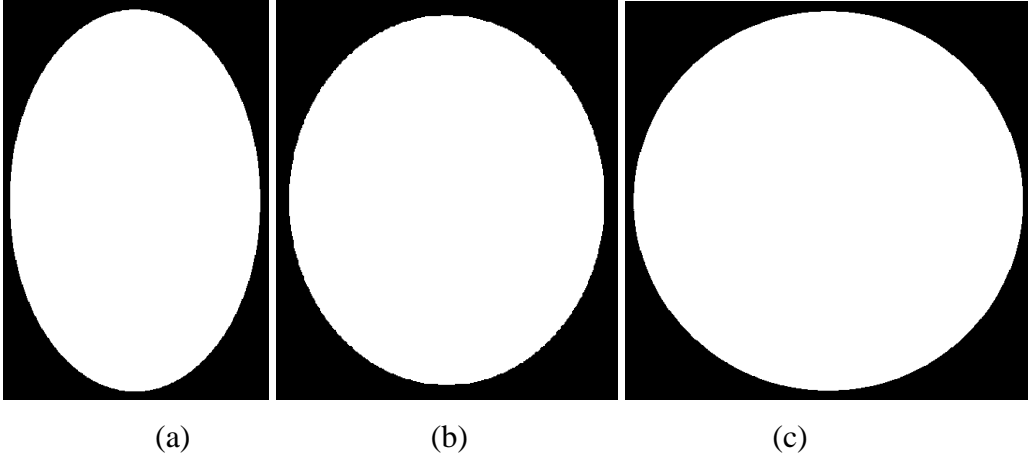


Şekil 3.6 : (a) Eşikleme sonrası kontura ait bir kesit, (b) Eşikleme ve alan genişletme sonrası kontura ait bir kesit

### 3.1.1.3 İlgi bölgelerinin oluşturulması

İkili görüntülerde kontur sınırlarının iyileştirilmesinin ardından bir sonraki aşama ilgi bölgelerinin oluşturulmasıdır. Bu bölgeleri oluştururken ayırık alanların orijinal görüntüde hangi piksellere karşılık geldiği tespit edilmeli ve bu alanların içi orijinal piksel değerleri ile doldurulmalıdır. Bu aşamada ilk olarak ilgi sınırlarının iç

kısımında kalan pikseller “1” ile doldurulmuştur. Böylelikle ilgi bölgelerine karşılık gelen eliptik beyaz alanlar elde edilmiştir (Şekil 3.7).



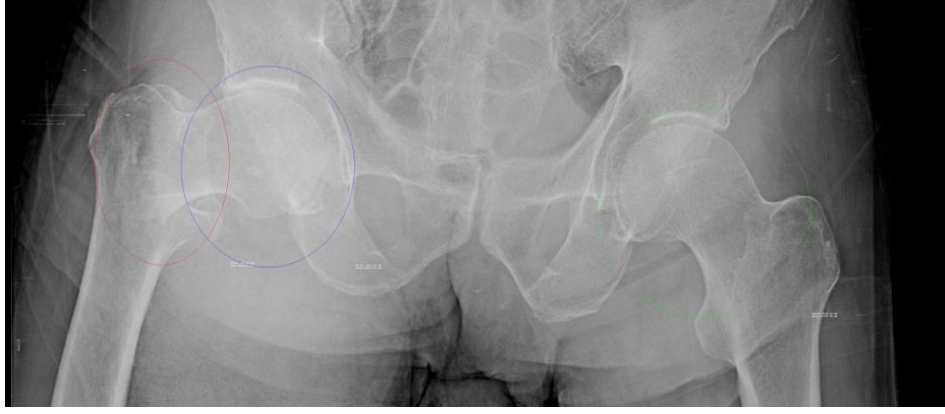
Şekil 3.7 : (a) Kırmızı ile konturlanan ilgi alanı, (b) Mavi ile konturlanan ilgi alanı, (c) Yeşil ile konturlanan ilgi alanı

Ardından, ilgi bölgelerinde “1” değerlerine ait koordinatların orijinal görüntüde hangi piksel değerlerine karşılık geldiğinin belirlenmesi ve bu değerlerin ilgi alanları içerisine kopyalanmasıyla kritik yapılar ayrık olarak elde edilmiştir (Şekil 3.8). Bu esnada orijinal görüntüdeki ilgi sınırları ve içerisindeki alana karşılık gelen koordinatlar, ilgi bölgelerinin sıkıştırılması sonrası birleştirilip tek bir görüntü oluşturulması aşamasında kullanılmak üzere ayrıca kaydedilmiştir.

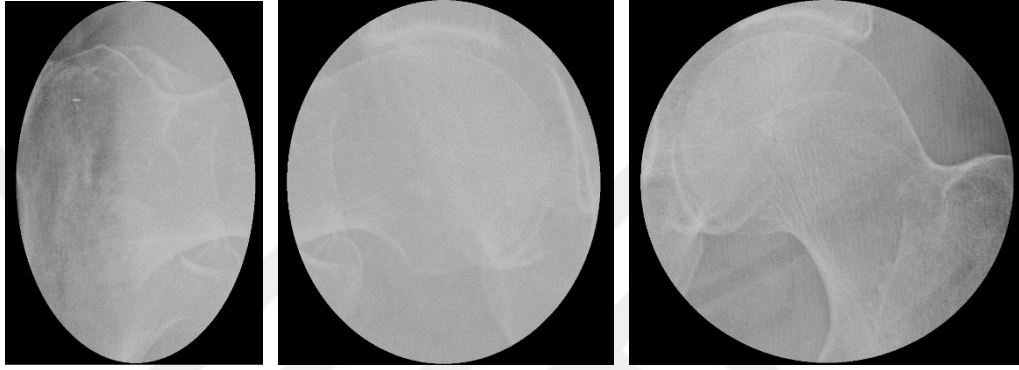


(a)

Şekil 3.8 : (a) Orijinal görüntüye ait kesit, (b) Konturlanmış görüntüye ait kesit, (c) Kırmızı ile konturlanmış ilgi bölgesi, (d) Mavi ile konturlanmış ilgi bölgesi, (e) Yeşil ile konturlanmış ilgi bölgesi



(b)



(c)

(d)

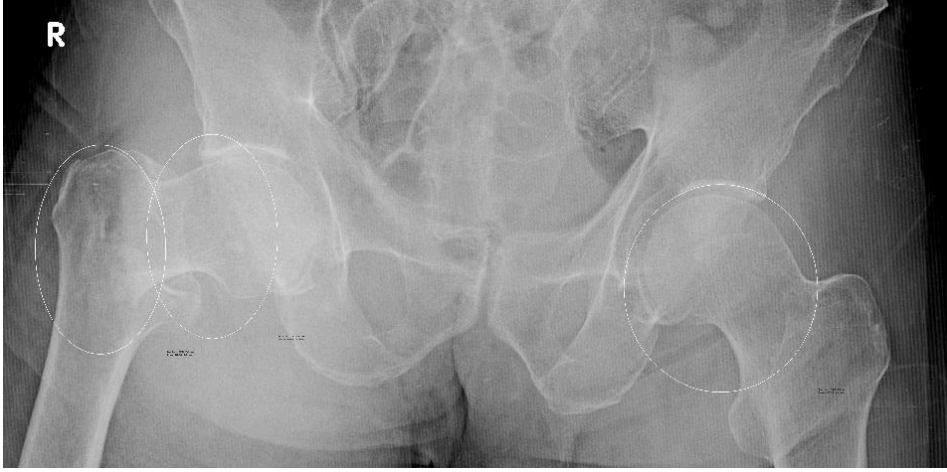
(e)

Şekil 3.8 (Devam) : (a) Orijinal görüntüye ait kesit, (b) Konturlanmış görüntüye ait kesit, (c) Kırmızı ile konturlanmış ilgi bölgesi, (d) Mavi ile konturlanmış ilgi bölgesi, (e) Yeşil ile konturlanmış ilgi bölgesi

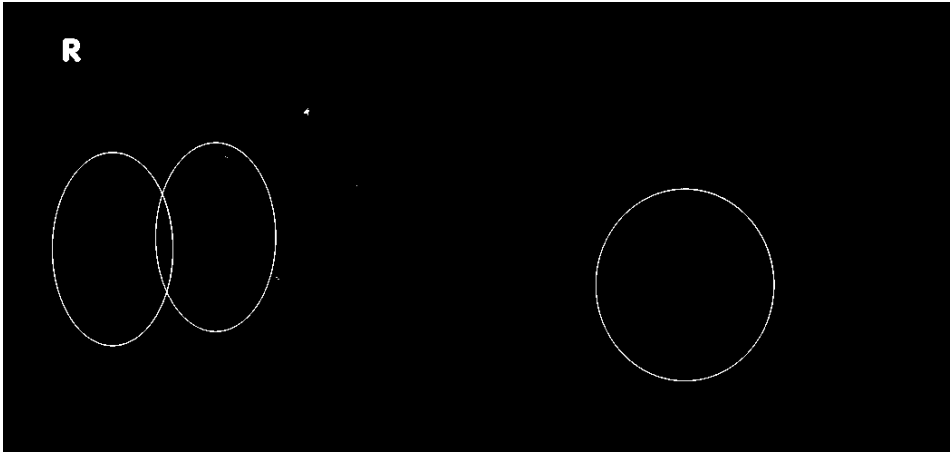
### 3.1.2 Aynı renk ile konturlanmış ilgi bölgelerinin bölütlenmesi

Üç farklı renk kullanılarak yapılan konturlamanın yanında alternatif olarak tek renk ile konturlamanın yapıldığı durumda ilgi bölgelerinin bölütlenmesi ve derecelendirilmesi de araştırılmıştır. Bu aşamada ilk olarak pelvis bölgesine ait radyografi görüntüleri beyaz renk ile konturlanmıştır (Şekil 3.9).

Önceki çalışmadan farklı olarak bu kez görüntüler üç farklı kanal (RGB) içermemektedir. Bunun nedeni görüntülerde sadece gri seviye tonlarının kullanılmasıdır. Konturlama işleminin ardından, farklı renkler ile konturlanan görüntülerde olduğu gibi yine eşik değeri yöntemi uygulanarak bu kez beyaz renkler tespit edilmiştir (Şekil 3.10).

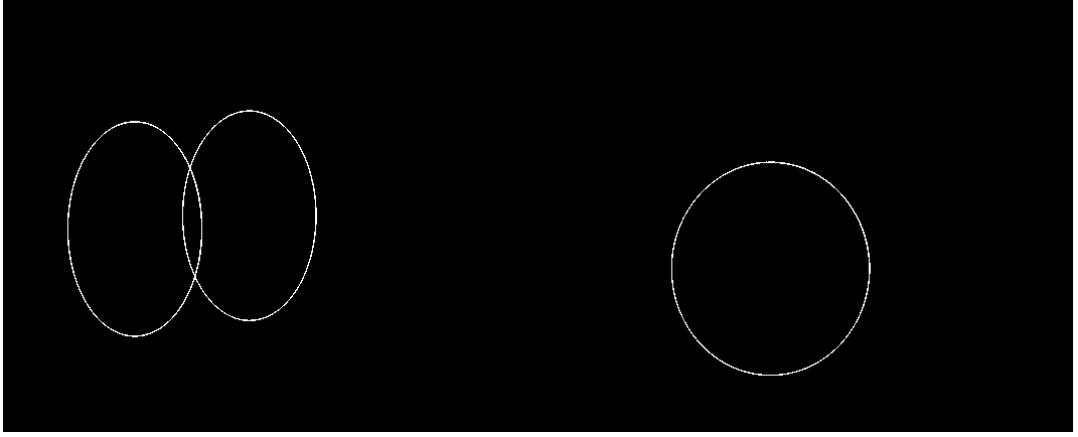


Şekil 3.9 : Tek renk ile konturlanan radyografiden bir kesit



Şekil 3.10 : Eşikleme işlemi sonrası elde edilen çıktıya ait bir kesit

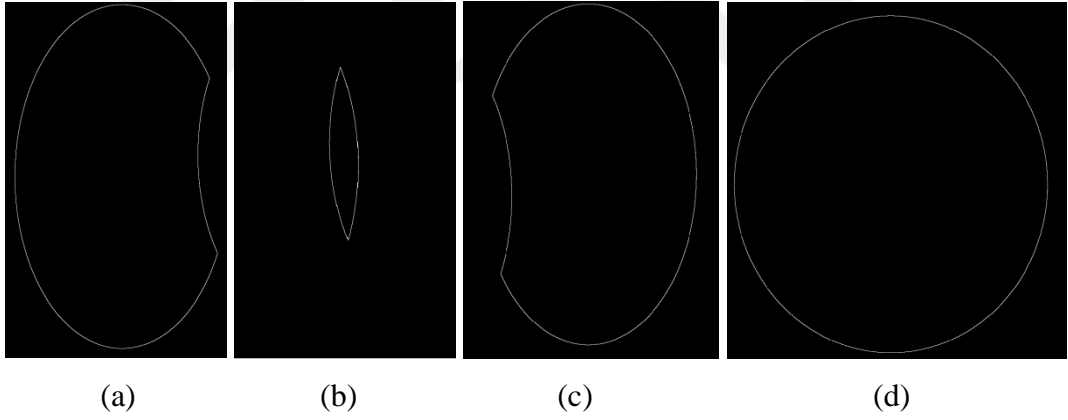
Şekil 3.10'da görüldüğü üzere elde edilen çıktıda ilgi bölgeleri haricinde istenmeyen bazı pikseller de bulunmaktadır. İlgi bölgelerinin ayrık olarak tespit edilebilmesi için bu piksellerin temizlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla, çıktı matrisi ikili görüntüye dönüştürülmüş ve bu görüntü üzerinde Matlab'ın görüntü işleme araçlarından biri olan ikili görüntü alan filtresi (bwareafilt) kullanılmıştır. Bu filtre, ikili görüntüyü tarayarak filtre girdisine bağlı olarak istenen sayıda en büyük alana sahip şekilleri tespit etmektedir. Ele alınan görüntüde tespit edilmek istenen alan sayısı iki olduğundan (kesişimin olduğu şekiller tek bir şekil olarak kabul edilmektedir) filtre çıktısında en büyük alana sahip iki şekil tespit edilmiştir (Şekil 3.11). Bir sonraki aşamada, ikili görüntülerde 0 (siyah) ve 1 (beyaz) piksellerin sınırlarını belirlemek için görüntüdeki her bir piksel taranarak "1" değerli piksellerin koordinatları "0-1" ve "1-0" geçişlerine bağlı olarak ayrı birer veri olarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.11 : Filtreleme sonrası tespit edilen ilgi bölgeleri

Konturlamada kullanılan çizgi kalınlığı da göz önünde bulundurularak çalışmanın geri kalanında şekillerin iç yüzeylerine ait sınırlar kullanılmıştır. Tespit edilen ayrık şekiller Şekil 3.12’de gösterilmiştir.

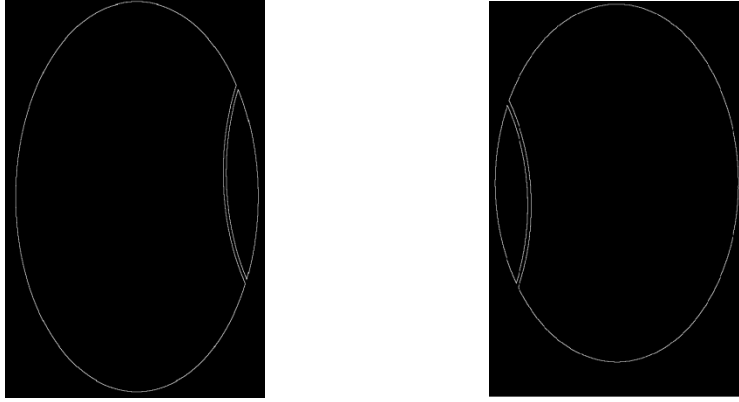
Uzman hekimin işaretleme sistemine bağlı olarak üç ayrık şekil elde edebilmek için kesişim bölgesi aynı koordinat düzleminde birinci ve ikinci ayrık bölgeler ile üst üste bindirilerek ayrı birer veri olarak kaydedilmiştir (Şekil 3.13).



Şekil 3.12 : (a) Birinci ayrık bölge, (b) Kesişim bölgesi, (c) İkinci ayrık bölge, (d) Üçüncü ayrık bölge

Şekillerin iç yüzeylerine ait sınırlar kullanıldığından Şekil 3.13 (a) ve (b)’de görüldüğü üzere kesişim bölgesi ve ayrık bölgenin kontur sınırları birbiri ile temas etmemektedir. Düzgün şekille yapılan veya rastgele şekle sahip konturların bölütlemesinde görüntü genişletme, görüntü kapama gibi morfolojik işlemler ile sınırlar birleştirilip tek bir şekil elde edilebilir. Bunun yanında Şekil 3.13’teki ilgi bölgelerinin merkez koordinatı tespit edilerek ve bu noktanın kontur sınırlarına olan uzunluklarının ortalaması alınarak yarıçapın belirlenmesiyle çember, majör ve minör

eksen mesafelerinin tespit edilmesiyle elips veya dikdörtgen şeklinde yeni bir işaretleme yapılabilir. Burada önemli olan, ilgi bölgelerini kapsayacak şekilde el ile yapılan konturlamaya en yakın şekli oluşturabilmektir.



(a)

(b)

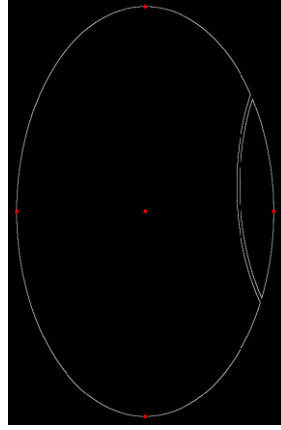
Şekil 3.13 : (a) Birleştirilen birinci ayırık bölge ve kesişim bölgesi, (b) Birleştirilen ikinci ayırık bölge ve kesişim bölgesi

Çalışmada kullanılan görüntülerde konturlama işlemi eliptik şekiller çizilerek yapıldığından oluşturulacak olan yeni şeklin elips olması, orijinal konturlamaya en yakın sonucu vermesi açısından doğru bir yaklaşım olacaktır. Bu bağlamda, önce Şekil 3.13'teki ilgi bölgelerinin yatay ve düşey düzlemdeki minimum ve maksimum piksel koordinatları belirlenmiş, ardından bu bölgelerin merkez koordinatı tespit edilmiştir (Şekil 3.14). Daha sonra merkez koordinatlarının yatay ve düşey düzlemlere olan uzunlukları (majör ve minör eksen mesafeleri) tespit edilerek Eşitlik 3.1'deki elips denklemi ile eliptik şekiller oluşturulmuştur. Üretilen şekiller Şekil 3.15'te mavi ile gösterilmiştir.

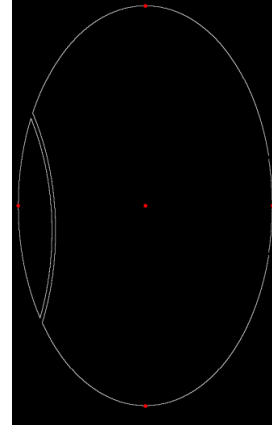
$$\frac{(x-x_0)}{a^2} + \frac{(y-y_0)}{b^2} = 1 \quad (3.1)$$

Eşitlik 3.1'de  $x_0$  ve  $y_0$ , merkez koordinata ait yatay ve düşey düzlem koordinatlarını ifade ederken; merkezin düşey ekseninde kontur sınırına olan mesafesi "a", yatay ekseninde kontur sınırına olan mesafesi "b" olarak tanımlanmıştır.

Oluşturulan eliptik bölgeler için son olarak Bölüm 3.1.1.3'te açıklanan aşamalar uygulanmış ve konturlanan ilgi bölgelerinin tespit edilmesi işlemi tamamlanmıştır. Bölütlenen ilgi bölgeleri Şekil 3.16'da gösterilmiştir.

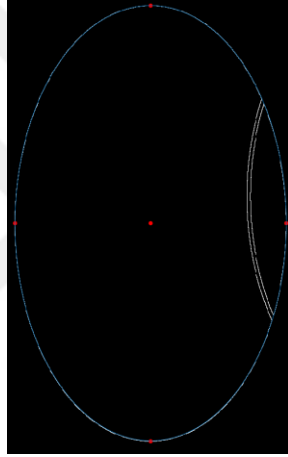


(a)

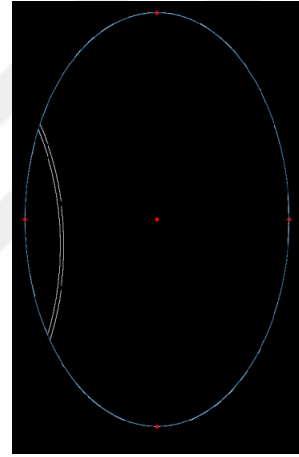


(b)

Şekil 3.14 : (a) Birinci şekle ait merkez ve sınır koordinatları, (b) İkinci şekle ait merkez ve sınır koordinatları



(a)



(b)

Şekil 3.15 : (a) Birinci ilgi bölgesi için oluşturulan elips, (b) İkinci ilgi bölgesi için oluşturulan elips



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.16 : (a) Birinci ilgi bölgesi, (b) İkinci ilgi bölgesi, (c) Üçüncü ilgi bölgesi

Bölüm 3.1.1’de anlatılan konturlamadan farklı olarak bu bölümde tek renk kullanılarak konturlama yapılmıştır. Bu nedenle bölütlenen ilgi bölgelerinin önem derecesini otomatik olarak tespit etmek hazırlanan algoritma açısından mümkün değildir. Tespit edilen ilgi bölgelerinin hangi önem derecesine göre kayıplı veya kayıpsız sıkıştırılacağını belirlemek için bölütleme sonrası ikinci bir girdiye ihtiyaç olacaktır. Bu girdi numaralandırma, adlandırma vb. birçok farklı şekilde olabilir. Bu nedenle, ilgili çalışma için hazırlanan algoritma önem derecesine göre kaydetme işlemi gerçekleştirmediğinden “yarı-otomatik” çalışan bir algoritma olarak nitelendirilebilir.

### **3.2 Göz Takip Sistemi (Eye Tracker) ile İlgi Bölgelerinin Bölütlenmesi**

Bu bölümde el ile yapılan konturlamadan farklı olarak grafiyi tarama sırasında gözün hangi bölgelere odaklandığını tespit etmek amacıyla göz takip sistemi (eye tracker) kullanılmıştır. Bu sistem ile kaydedilen işlenmemiş veriler, görüntü işleme algoritmaları yardımıyla işlenmiş ve ilgi bölgelerini tespit edip belirlenen kriterler doğrultusunda önem derecesine göre sıralayan bir algoritma hazırlanmıştır. Göz takip verisine bağlı olarak oluşturulan ısı haritası (heat map), görüntüdeki ilgi alanlarını gözlemlenmek ve algoritma çıktılarına doğrulamak amacıyla yardımcı bir çıktı olarak kullanılmıştır.

#### **3.2.1 Göz takip sistemine genel bakış**

Göz takip sistemi, genel anlamda göz aktivitesini takip etmek için kullanılan bir sistemdir. Bu sistem aracılığıyla herhangi bir görüntü üzerinde nereye bakıldığı, nereye odaklandığı, hangi anda göz kırpma hareketlerinin gerçekleştiği, farklı uyaranlara karşı göz bebeğinin nasıl tepki verdiği gibi bilgilere ulaşmak mümkündür. Konseptin basit olmasına karşılık veriyi işleme ve yorumlama uygulama alanına göre karmaşık olabilmektedir.

Yapılacak uygulamaya göre sistemin yüksek hassasiyet, örnekleme frekansı ve uzaysal çözünürlüğe sahip olması önemlidir. Göz takip sistemi, görüntünün inceleneceği ekranın alt ya da üst kısmına entegre edilen bir parçadan ibaret olabileceği gibi kafaya takılan cihaz olarak da kullanılabilir. Farklı türlerde olabilen göz takip sistemlerinin genellikle iki ana elemanı vardır. Bunlar ışık kaynağı ve kameradır. Işık kaynağından göze gönderilen ışın (genellikle kızılötesi) gözden



yansıyarak kamera tarafından kaydedilir. Bu veri göz hareketlerini ve odak konumlarını tahmin etmek için kullanılır. Göz kırpma frekansı, göz çapındaki değişimler, göz hareketlerinde geçen süre gibi ek bilgiler de aynı zamanda veri olarak tutulmaktadır.

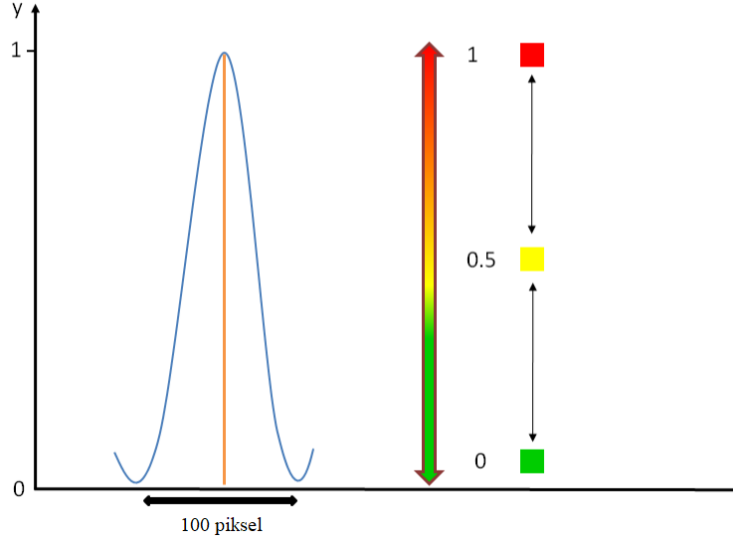
Göz takip sistemi, insan göz bebeğini çok hızlı bir şekilde belirleyip, ekran üzerinde bakılan noktayı da yüksek bir hızla izleyebilmektedir. Bu aşamada, görüntüyü inceleyen kişinin göz kırpması kaydedilen veride hiçbir bozulmaya neden olmamakta ve göz bebeğinin konum bilgisi çok kısa süre içerisinde (milisaniye mertebesinde) kaydedilmeye devam etmektedir. Her kullanım öncesinde kişiye özel bir kalibrasyon işlemi yapılmasıyla kullanıcılar arasında ortaya çıkabilecek muhtemel problemlerin önüne geçilmektedir.

Takip sisteminden elde edilen odak verilerini ısı haritaları (heat maps) olarak incelemek de mümkündür. Isı haritaları görüntüde odaklanılan bölgeler için farklı renkler kullanır. Bu renkler hangi bölgelere bakıldığını ve ne kadar odaklanıldığını ifade eder. Kırmızı, ilgili bölgede çok odaklanma olduğunu veya uzun süre odaklanıldığını belirtirken, yeşil en az bakılan bölgeleri temsil eder. Çalışmada kullanılan radyografi görüntüsü için göz takip sistemi ile elde edilen örnek bir ısı haritası görüntüsü Şekil 3.17’de gösterilmiştir.



Şekil 3.17 : Göz takip sistemi ile elde edilen ısı haritası

Isı haritaları, kullanılan cihazın üretici firmasına göre farklı matematiksel işlemler ile modellenebilir. Çalışmada kullanılan göz takip sistemi Tobii firmasının ürettiği, monitör altına yerleştirilen bir cihazdır. Takip verileri, yine aynı firmanın ürettiği yazılım olan Tobii Studio ile elde edilmiştir. Bu yazılım, ısı haritalarını iki boyutlu görüntü işlemede sıkça kullanılan Gausyen eğriler ile tahmin etmektedir. Kullanılan polinom Şekil 3.18’de gösterilmiştir.



Şekil 3.18 : Tobii Studio yazılımında ısı haritası için kullanılan polinom [Url-11’den değiştirilerek alınmıştır]

Şekil 3.18’deki mavi renk ile gösterilen polinom için turuncu çizgi en çok odaklanılan noktayı; yani maksimum renk değerini temsil etmektedir. Fonksiyonun yarıçapı varsıyalan olarak 50 piksel olarak sunulmaktadır. Bu değer yazılım ayarlarından kayıt öncesi veya sonrası kullanıcı tarafından değiştirilebilmektedir. Yarıçap bilgisi, görüntüdeki her bir odak noktası için oluşturulacak çember şeklindeki ısı görüntüsünü temsil ettiğinden yapılan işlemin hassasiyeti açısından önem taşımaktadır. Örneğin, herhangi bir odak noktasının 50 piksel komşuluğunda başka bir odak noktası yoksa bu odak noktası 50 piksel yarıçapına sahip yeşil bir çember olarak gösterilmektedir. Eğer odak noktasının 50 piksel komşuluğunda başka bir odak noktası var ise iki çemberin kesiştiği kabul edilir ve bu bölge Şekil 3.18’deki renk dağılımına göre farklı bir renkte ifade edilir. Dolayısıyla odak noktalarının birbirleri arasındaki mesafeye ve ısı çemberlerinin yarıçapına bağlı olarak oluşturulan ilgi bölgelerindeki renk dağılımı yeşilden kırmızıya geçişler olarak gösterilmektedir.

### 3.2.2 İşlenmemiş veri ile odak bilgisinin tespit edilmesi

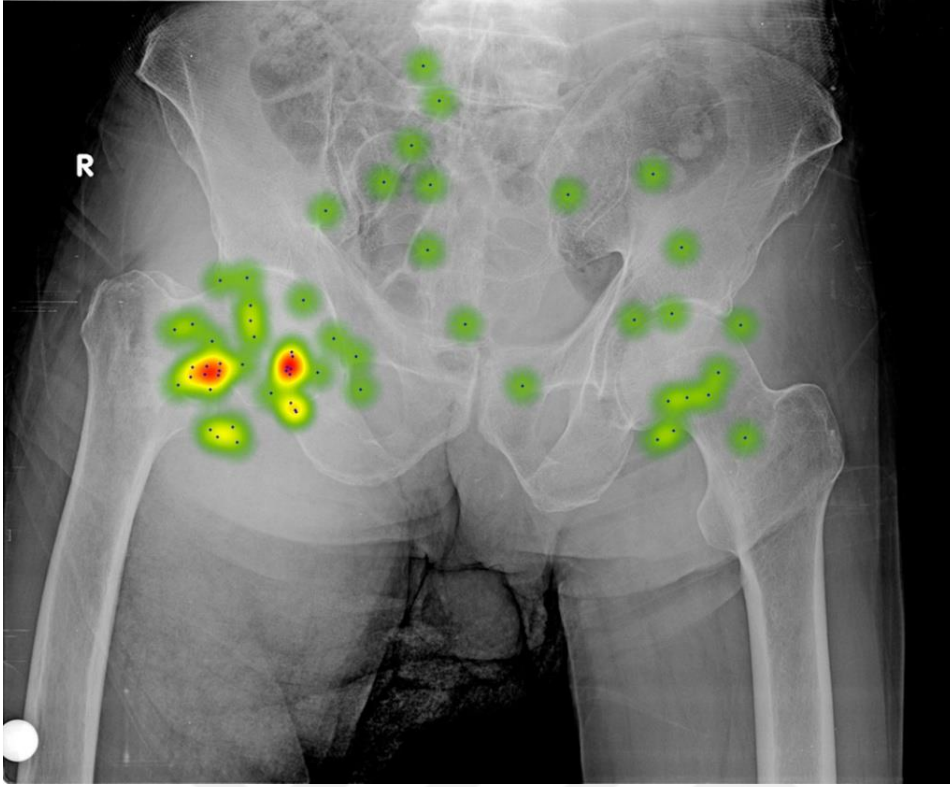
Göz takip sistemi ile görüntü üzerinde analiz yapılırken bu esnada birçok veri arka planda kaydedilmektedir. Bu veriler, kayıttan önce kullanıcı için girilen bilgilerden kayıt esnasında gözün ne kadar sürede kaç milimetre yer değiştirdiğine kadar birçok bilgiyi içermektedir. Kayıt sonrası kaydedilen veriler 8 ana başlıkta incelenebilir:

- 1) Genel bilgi: Kayıt ismi ve test adı, kullanıcı bilgileri, kayıt bilgileri.
- 2) Medya verisi: Kayıt sırasında kullanılan görüntünün adı, konum ve boyut bilgisi.
- 3) Parça ve olay verisi: Parçalar halinde analiz edilmek istenen görüntü için saklanan veri ve olay verisi.
- 4) Zaman verisi: Göz hareketlerine bağlı olarak kaydedilen zaman verisi.
- 5) Kayıt etkinliği verisi: Kayıt sırasında yapılan etkinlik verisi. (fare tıklamaları, klavyeden kullanılan tuş bilgisi, harici olaylar vs.)
- 6) Odak bilgisi ve ilgi alanı aktivite bilgisi: Kayıt sırasında kaydedilen odak verileri ve gözün kısa süreli (anlık) yaptığı hareket bilgisi.
- 7) Odak takip verisi: İki gözden ayrı ayrı elde edilmiş veya ortalaması alınmış işlenmemiş odak verisi.
- 8) Göz takip verisi: Gözün ve göz bebeğinin konum ile boyut bilgisi.

Görüntüler üzerinde odak noktalarını tespit edip ilgi bölgelerini oluşturmak amacıyla göz takip sisteminden elde edilen işlenmemiş odak takip verisi kullanılmıştır. Bu veride sağ ve sol gözün medya üzerindeki odak verilerinin ortalama değerleri alınarak ortalama odak noktaları ve koordinatları tespit edilmiştir.

Göz takip sisteminin radyografi görüntüleri üzerinde uygulanabilirliğini ve ilgi bölgelerinin önem derecesine göre tespit edilip adaptif olarak sıkıştırılmasını gözlemlemek adına bir adet kayıt alınmıştır. Kayıt sonrası elde edilen takip verisi için oluşturulan ısı haritası ve odak noktaları Şekil 3.19'daki gibidir.

Oluşturulan ısı haritası bir tahmin görüntüsü olup; odak noktalarının konumuna bağlı olarak 50 birim piksel yarıçapında çizilmiş ayırık ve iç içe geçmiş çemberlerden oluşmaktadır. Çember kesişimlerinin fazla olduğu bölgelerde kırmızı tona geçişlerin olduğu, kesişimin az olduğu yerlerde sarı tonlamaların ve kesişimin olmadığı bölgelerde ise yeşil tonlamanın kullanıldığı görülmektedir.



Şekil 3.19 : Göz takip sistemiyle incelenen radyografiden elde edilen ısı haritası ve odak noktaları

### 3.2.2.1 Öklid mesafesinin hesaplanması

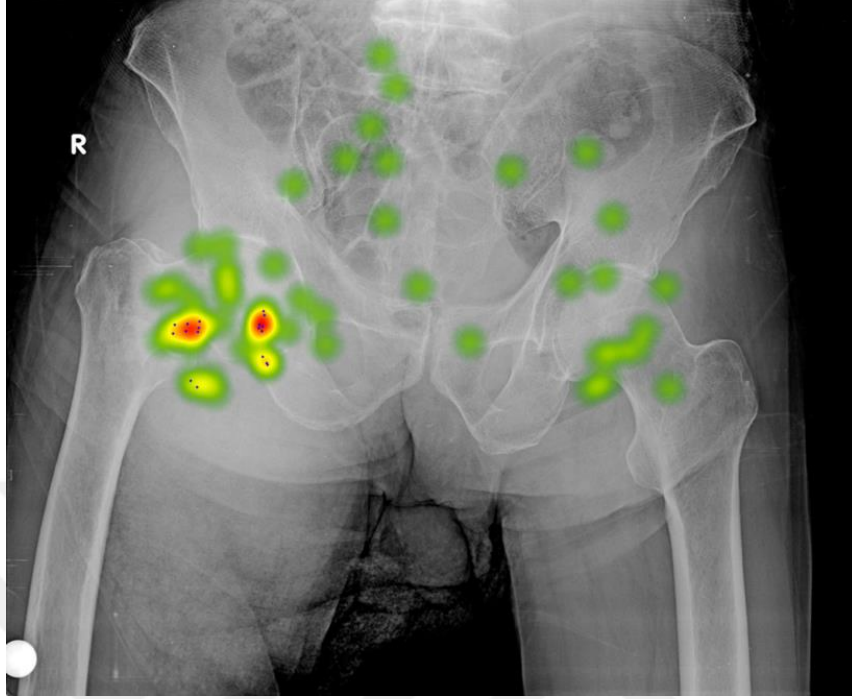
Göz takip sistemi ile görüntü üzerinde hangi koordinatlara bakıldığı bilgisi sağ ve sol göz verisinin ortalamasından elde edilmiştir. Yatay ve düşey koordinat bilgisini içeren bu veride odak noktalarının birbirlerine olan mesafesini tespit etmek için Eşitlik 3.2’de verilen öklid mesafesi eşitliği kullanılmıştır.

$$d = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} \quad (3.2)$$

Her bir odak noktasının birbirine olan öklid mesafesini tespit etmek için kullanılan Eşitlik 3.2’de pikseller arası mesafe  $d$ , referans alınan piksele ait koordinat bilgisi  $x_0$  ve  $y_0$ , diğer piksele ait koordinat bilgisi ise  $x$  ve  $y$  ile gösterilmiştir.

Göz takip sistemi ile incelenen görüntüde uzun süre odaklanılan bölgelerin (ilgi bölgeleri) yanısıra sadece göz taramasının yapıldığı kısa süreli incelenen bölgeler de mevcuttur. Bu bölgeler ısı görüntüsünde yeşil çemberler halinde gösterilmiştir. İlgi bölgesi olarak kabul edilmeyen bu bölgelerin eliminasyonu için Eşitlik 3.2’den elde edilen çıktılar için eşik değeri uygulanmıştır. Yapılan testler sonucunda ele alınan çalışma için en uygun eşik değeri 65 birim olarak tespit edilmiştir. Dolayısıyla iki

nokta arası mesafenin 65 birim pikselden az olduğu durumdaki odak noktaları, ilgi bölgesini oluşturan noktalar olarak kabul edilmiştir (Şekil 3.20).



Şekil 3.20 : Uygulanan eşik değeri sonrası tespit edilen odak noktaları

### 3.2.2.2 İlgi çemberlerinin oluşturulması

Uygulanan eşik değeri ile ilgi bölgelerine ait odak noktalarının tespit edilmesi tek başına yeterli değildir. Bölütleme işlemlerinin ardından ilgi bölgelerinin farklı sıkıştırma oranlarında sıkıştırılabilmesi için odak noktaları yardımıyla ilgi alanların oluşturulması gerekmektedir. Bu amaçla, ısı haritalarının oluşturulmasında olduğu gibi odak nokta bilgisi kullanılarak Eşitlik 3.3 ile yeni çemberler çizilmiştir. Çember merkezi olarak odak noktalarının koordinat değerleri kullanılmış ve ısı haritalarının oluşturulmasında kullanılan çemberlerden daha hassas bölgeler elde edebilmek için 40 birim yarıçap kullanılmıştır. İlgi çemberlerinin çizilmesinden elde edilen çıktı Şekil 3.21’de gösterilmiştir.

$$x = r \cos \theta$$

$$y = r \sin \theta \quad (3.3)$$

Eşitlik 3.3’te verilen çember denkleminde x ve y çemberin yatay ile dikey düzlemdeki koordinatlarını, r çemberin yarıçapını,  $\theta$  ise 0 ile 360 derece aralığındaki açı değerlerini ifade etmektedir.

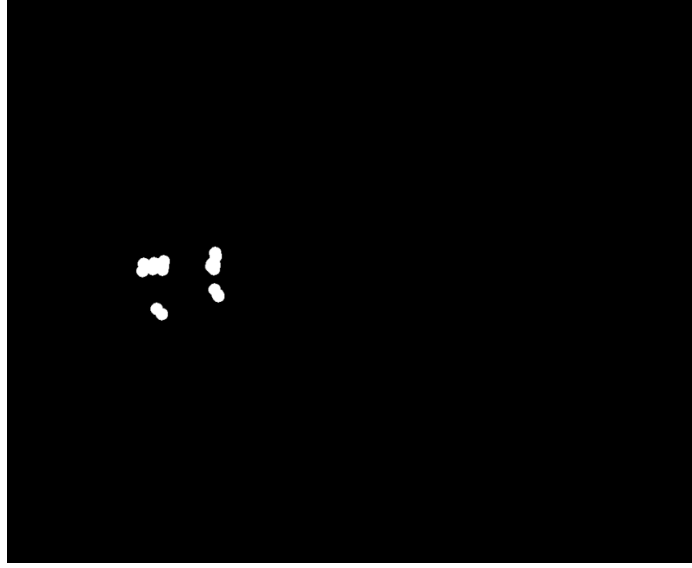


Şekil 3.21 : Odak noktaları için çizilen çemberler

### 3.2.2.3 İlgi bölgelerinin oluşturulması ve önem derecesinin belirlenmesi

İlgi çemberlerinin oluşturulmasının ardından ilgi bölgelerinin oluşturulması ve derecelendirilmesi gerekmektedir. Bu sayede önem derecesine göre kaydedilen ilgi bölgeleri, adaptif sıkıştırma algoritmasına girdi olarak verildiğinde istenen kriterler doğrultusunda farklı sıkıştırma oranlarında sıkıştırılabilecektir. Bu bağlamda, takip sisteminden elde edilen veriler için el ile konturlama ve bölütleme işleminde olduğu gibi ilgi bölgeleri üç farklı önem derecesine göre sınıflandırılmıştır. Grafide en çok odaklanılan bölgeler birincil ilgi bölgesi, daha az odaklanılan bölgeler ikincil ilgi bölgesi ve benzer şekilde ikincil ilgi bölgesine kıyasla daha az odaklanılan bölgeler ise üçüncül ilgi bölgesi olarak sınıflandırılmıştır.

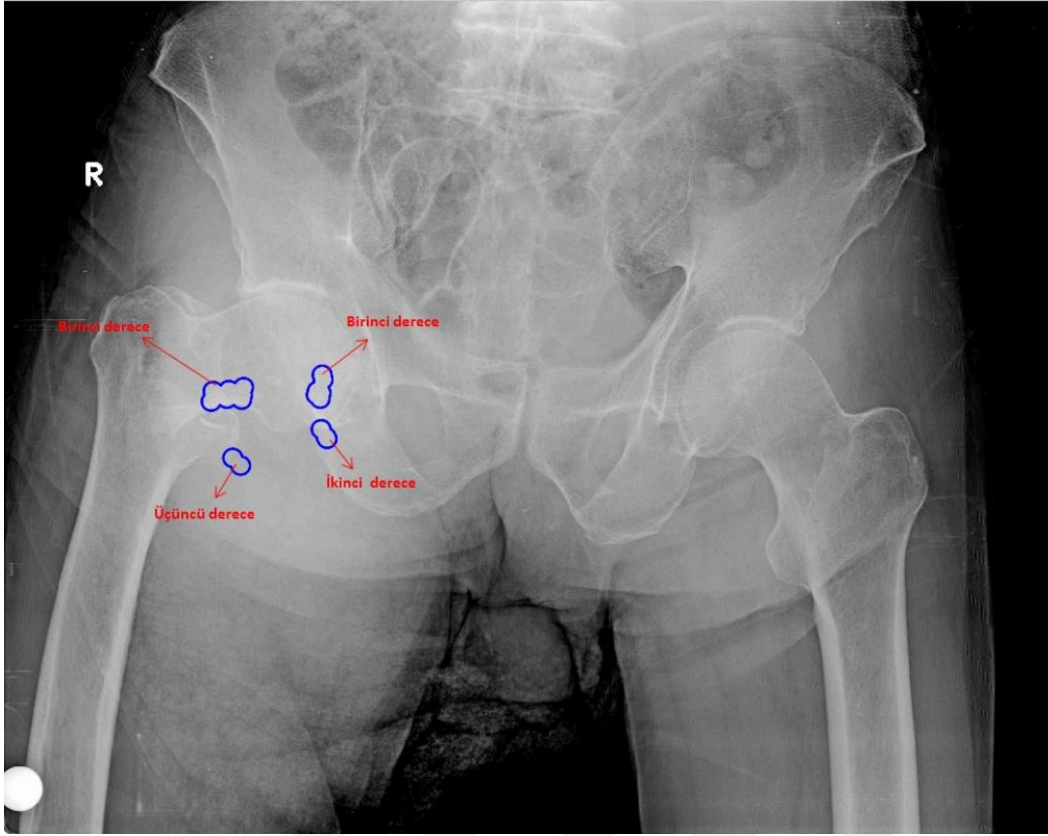
Bölüm 3.2.2.2 için hazırlanan algorithmadan elde edilen çıktı görüntüsü öncelikle ikili görüntüye dönüştürülmüş ve ardından alan doldurma işlemiyle ilgi alanları oluşturulmuştur (Şekil 3.22). İkili görüntüye dönüştürme ve alan doldurma işleminin sonucu olarak Şekil 3.22’de dört farklı alan ortaya çıktığı görülmektedir. Sınıflandırma işleminin yapılabilmesi için her bir alan içerisinde kalan odak nokta sayısı analiz edilmiştir.



Şekil 3.22 : İkilik görüntüye dönüştürülen ve alan doldurma işlemi ile oluşturulan ilgi alanları

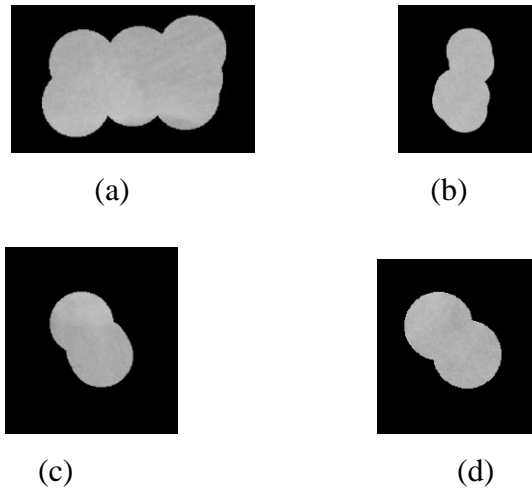
Bu analizin sonucunda tespit edilen nokta sayısı ve oluşturulan ısı haritası incelenerek ilgi bölgelerini derecelendirebilmek için kriterler belirlenmiştir. Şekil 3.17’de görüldüğü üzere kırmızı ile gösterilen alanlar, görüntüde en çok odaklanılan kısımlardır. Başka bir deyişle birbirine yakın odak nokta sayısının fazla olduğunu ifade etmektedir. Yapılan incelemeler sonucunda, bir ilgi bölgesini oluşturan odak nokta sayısının beş veya beşten fazla olduğu durumda bu bölgenin kırmızı renkle ifade edildiği gözlemlenmiştir. Benzer şekilde odak nokta sayısının üçe eşit veya üçten büyük ve beşten az ( $3 \leq \text{odak sayısı} < 5$ ) olduğu durumlarda ilgi bölgesinin kırmızı-sarı veya sarı-yeşil geçişler olarak gösterildiği görülmüştür. Odak sayısının 2 olduğu durumlar için yeşil tonlamanın fazla olduğu yeşil-sarı geçişlerin olduğu tespit edilmiştir. Odak nokta sayısının bir olduğu durum ise, daha önce de değinildiği gibi görüntüde sadece göz taramasının yapıldığı birbirine yakın olmayan bölgeleri ifade ettiğinden ilgi bölgesi olarak değerlendirilmemiştir. Yapılan analiz sonucunda odak noktaları arası mesafenin 40 birim pikselden az olduğu ve odak nokta sayısının beş veya beşten fazla olduğu durumlar için tespit edilen ilgi bölgeleri birincil ilgi bölgeleri olarak adlandırılmıştır. İlgi alanı içerisinde  $3 \leq \text{odak sayısı} < 5$  olduğu durumlar için ikincil ilgi bölgesi,  $\text{odak sayısı} < 3$  olan durumlar için de üçüncül ilgi bölgesi sınıflandırması yapılmıştır. Şekil 3.23’te ısı haritası görüntüsünde olduğu gibi en çok odaklanılan bölgelerin (kırmızı kısımlar), noktalar arası mesafe kriterine göre birincil, daha az odaklanılan bölgenin ikincil, en az odaklanılan bölgenin ise üçüncül ilgi bölgesi olarak sınıflandırıldığı görülmektedir.





Şekil 3.23 : Derecelendirilen ilgi bölgeleri

Sınıflandırma işleminin ardından her bir ilgi bölgesi önem derecesine göre farklı matrislere aktarılmıştır. Devamında Bölüm 3.1.1.3'te uygulanan adımların takip edilmesiyle ilgi bölgeleri önem derecesine göre ayrı olarak oluşturulmuştur (Şekil 3.24).



Şekil 3.24 : (a), (b) Birincil ilgi bölgeleri, (c) İkincil ilgi bölgesi, (d) Üçüncül ilgi bölgesi



#### 4. GÖRÜNTÜ SIKIŞTIRMA

Görüntü sıkıştırma, görüntü kalitesini kabul edilebilir seviyede değiştirerek dosya boyutunu azaltmak için kullanılan bir tekniktir [1]. Dosya boyutunun azaltılması, bellekte daha çok görüntünün depolanmasını sağlamakta ve aynı zamanda görüntünün bir merkezden başka bir merkeze daha kısa sürede gönderilmesini sağlamaktadır.

Bir görüntünün orijinal ve sıkıştırılmış hali iki veri seti olarak düşünülürse, bu veri setleri sırasıyla  $n_1$  ve  $n_2$  sayıda bilgi (bit) içerecektir. Sıkıştırma oranı,  $n_1$  ve  $n_2$  değerlerinin birbirine oranı ile bulunabilir (Eşitlik 4.1).

$$\text{Sıkıştırma oranı} = \frac{n_1}{n_2} \quad (4.1)$$

Orijinal görüntüye ait göreceli veri fazlalığı ( $n_1$  veri setine ait) ise Eşitlik 4.2 ile hesaplanabilir.

$$\text{Göreceli veri fazlalığı} = 1 - \frac{1}{\text{Sıkıştırma oranı}} \quad (4.2)$$

Eşitlik 4.1-4.2 için,  $n_1$  ve  $n_2$  eşit olduğu durumda sıkıştırma oranı 1 olarak bulunur. Bu durum, orijinal veri ile sıkıştırılmış veri arasında bir fark olmadığını belirtir. Dolayısıyla göreceli veri fazlalığı değeri de sıfır olarak elde edilecektir. Sıkıştırılmış veri miktarının orijinal veriden çok az olduğu durumda ( $n_2 \ll n_1$ ), sıkıştırma oranı büyük bir değer alacaktır. Limit durum düşünülürse, sıkıştırma oranının  $\infty$  olduğu durumda, göreceli veri fazlalığı değeri 1 olacaktır. Bu durum, orijinal veride çok sayıda veri fazlalığının olduğunu göstermektedir.  $n_1 \ll n_2$  koşulunda yine limit durum düşünülecek olursa sıkıştırma oranı sıfıra yakınsayacak; göreceli veri fazlalığı ise  $-\infty$  olacaktır. Böyle bir koşulda, sıkıştırılmış görüntünün, orijinal görüntüye kıyasla daha çok veri içerdiği söylenebilir ki bu da arzu edilmeyen bir durumdur. Pratik uygulamalarda, sıkıştırma oranının örneğin 10 olması, orijinal veri setindeki her 1 bitlik birimin taşıdığı bilgiye kıyasla sıkıştırılmış veri setinin aynı birimde 10 bitlik bilgi taşıdığı söylenebilir [1]. Bu nedenle Eşitlik 4.2 ile göreceli veri fazlalığı 0.9

olacak; yani orijinal veri setindeki bilginin %90'nının fazlalık olduğu bilgisine ulaşılabılır.

Sıkıştırma işlemi sonrası orijinal görüntü ile sıkıştırılmış görüntü arasındaki farkları ve bozulma miktarını matematiksel olarak analiz edebilmek için objektif kriterler kullanılmaktadır. Bu kriterlerin başlıcaları piksel başına düşen bit (Bits per Pixel, BPP), tepe sinyal gürültü oranı (Peak Signal to Noise Ratio, PSNR) ve sinyal gürültü oranıdır (Signal to Noise ratio, SNR) [54] .

Örnekteki bit sayısı  $n$ , görüntü matrisinin satır sayısı  $M$ , sütun sayısı  $N$  ise,

$$\text{Görüntünün kapladığı alan (bayt)} = \frac{M \times N \times n}{8} \quad (4.3)$$

$$BPP = \frac{\text{Görüntünün kapladığı alan} \times 8}{M \times N} \quad (4.4)$$

Sıkıştırma sonrası orijinal görüntü ile sıkıştırılmış görüntü arasındaki hata (gürültü) matrisi Eşitlik 4.5 ile elde edilmektedir.

$$Hata(i, j) = \text{Orijinal görüntü}(i, j) - \text{Sıkıştırılmış görüntü}(i, j) \quad (4.5)$$

Eşitlik 4.6-4.7'de  $i$  ve  $j$  ilgili pikselin yatay ve düşey eksenindeki koordinatlarını,  $L$  ise görüntü verisindeki maksimum piksel genliğini ifade etmektedir.

$$PSNR (dB) = 10 \log \left[ \frac{L^2}{\frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N Hata(i, j)^2} \right] \quad (4.6)$$

$$SNR (dB) = 10 \log \left[ \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \text{Orijinal görüntü}(i, j)^2}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N Hata(i, j)^2} \right] \quad (4.7)$$

#### 4.1 JPEG (Joint Photographic Experts Group) Standardı

Sayısal görüntüleme, günümüz teknolojisinde çeşitli dosya standartlarından oluşmaktadır. Bu standartlar arasında işlemsel karmaşıklığının az, performans hızının ve uygulanabilirliğinin yüksek olmasıyla bilinen en popüler sıkıştırma algoritmalarından birisi JPEG'dir [1]. JPEG, 1986 yılında CCITT ve ISO Standartları organizasyonları tarafından kurulmuş olup; sayısal görüntü işleme alanında bir görüntü sıkıştırma standardı olmayı amaçlamıştır. İlerleyen çalışmalar 1991 yılının

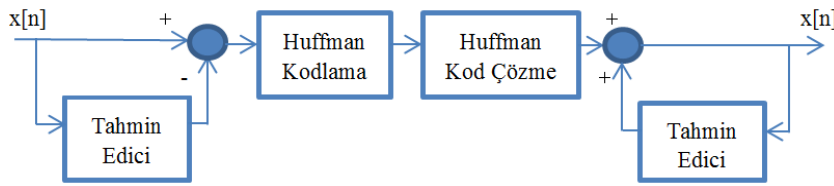
ilk dönemlerinde tamamlanmış ve Uluslararası Standartlık Örgütü (International Standards Organization, ISO) tarafından onaylanmıştır. JPEG ekibinin geliştirdiği kayıplı ve kayıpsız sıkıştırma tekniği ile birlikte hedeflenenler şu şekildedir [55]:

- 1) Uygulanan sıkıştırma oranına bağlı olarak geniş bir görüntü kalitesi sunabilmek ve orijinal görüntüye kıyasla sıkıştırma performansını “çok iyi” ve “mükemmel” olarak nitelendirebilmek.
- 2) Kodlama parametrelerinin değiştirilebilir olması ile yazılım veya kullanıcıya arzu edilen sıkıştırma/kalite değerlerini kontrol edebilme imkanı sunmak.
- 3) Sürekli-tonlama sayısal kaynak görüntülerine pratik bir şekilde uygulanabilir olmak ve görüntü içeriği, karmaşıklık, renk bandı veya görüntüye bağlı istatistiksel özellikler gibi kısıtlamalara bağlı olmamak.
- 4) İşlemsel karmaşıklığın az olması ile birçok işlemcinin destekleyebileceği şekilde yazılım geliştirmeyi mümkün kılmak. Bunun yanında donanım uygulamalarında düşük maliyete karşılık yüksek performans imkanı sunabilmek.
- 5) Dört farklı mod sunmak:
  - a. Ardışık kodlama: Görüntü matrisi içerisinde her bir görüntü bileşeninin soldan-sağa ve yukarıdan aşağıya taranarak kodlanması.
  - b. Kademeli kodlama: İletim zamanının uzun olduğu durumlarda görüntü bileşenlerinin aynı anda çoklu taranarak kodlanması
  - c. Kayıpsız kodlama: Sıkıştırma sonrası görüntü bileşenlerinin orijinal görüntü bileşenlerine kıyasla hiçbir bilgi ve detay kaybına uğramadığı kodlamadır. Kayıplı sıkıştırmaya göre sıkıştırma performansı düşüktür fakat yeniden oluşturulmuş görüntünün piksel değerleri (gri seviye değerleri) orijinal görüntü ile tamamen aynıdır, herhangi bir kayıp yoktur.
  - d. Hiyerarşik kodlama: Görüntünün çoklu çözünürlüklerle kodlandığı moddur. Görüntünün sahip olduğu çözünürlüğün parçalara ayrılmadan doğrudan istenilen çözünürlükte çalışmanın tercih edildiği durumlarda kullanılmaktadır.

## 4.2 JPEG Kayıpsız Sıkıştırma

Kayıpsız sıkıştırma, özellikle görüntü içeriğinin önemli ve detay kaybının istenmediği durumlarda tercih edilmektedir. Görüntüye uygulanan bu teknikte görüntüyü temsil eden bit sayısını düşürürken orijinal veriyi mükemmel bir şekilde tekrar oluşturmak mümkündür. Bu sayede dosya boyutu azalırken orijinal görüntü ile farksız bir görüntü elde edilebilmektedir. Özellikle tıbbi görüntüleme alanında tercih edilen kayıpsız sıkıştırmada pikseller arası yüksek korelasyon nedeniyle sıkıştırma performansındaki verim, detay kaybının göze alınarak yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşıldığı kayıplı sıkıştırma tekniğine göre daha düşüktür. Yapılan araştırmalara göre kayıpsız JPEG sıkıştırma algoritmasının görüntü içeriğine bağlı olarak ortalama 1.5-2 kat sıkıştırma performansı gösterdiği gözlemlenmiştir [56].

Bu çalışmada, ilgi bölgelerinin kayıpsız sıkıştırılması için JPEG ekibinin 1993 yılında ortaya çıkardığı kayıpsız modu (Lossless JPEG) kullanılmıştır. Bu modun çalışma prensibini özetleyen blok diyagram Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1 : Kayıpsız JPEG algoritmasının blok diyagramı

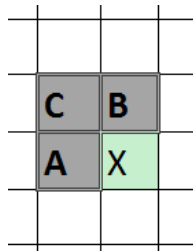
Şekil 4.1’de giriş görüntüsü  $x[n]$  ile gösterilmiştir. Bu görüntüdeki piksel değerlerini DPCM tekniği ile tahmin eden bloktan elde edilen veri, orijinal veriden çıkarılarak fark görüntüsü elde edilmektedir. Ardından bu fark görüntüsü Huffman Entropi Kodlama ile sıkıştırılarak daha az bit ile temsil edilmektedir. Sıkıştırılan veri Huffman Kod Çözücü ile çözülerek başta bulunan tahmin verisi ile toplanmakta ve bu sayede girdi olarak verilen  $x[n]$  görüntüsü ile birebir aynı görüntü yeniden oluşturulmaktadır. Çıktı görüntüsünde orijinal görüntüye kıyasla herhangi bir farklılık yoktur ve görüntünün piksel değerleri orijinal görüntü ile tamamen aynıdır. Aradaki fark, çıktı görüntüsünün daha kısa kod kelimeleri ile temsil edilmesinden dolayı orijinal dosya boyutuna kıyasla kapladığı alanın daha düşük olmasıdır.

#### 4.2.1 Diferansiyel darbe kodlamalı modülasyon (Differential pulse code modulation, DPCM)

Kayıpsız JPEG sıkıştırma algoritması, kayıplı versiyonda kullanılan ayrık kosinüs dönüşümünden (AKD) farklı bir yapıya sahiptir. Bunun nedeni, girdi görüntüsüne AKD uygulayıp ardından ters AKD uygulandığı durumda yatay ve düşey frekans eksenlerinde birtakım yuvarlamalar, kestirimler yapılmasından dolayı az da olsa bir kaybın gerçekleşmesidir. Kayıpsız JPEG algoritmasında bu durumu ortadan kaldırmak için tahmin edici bir model olan diferansiyel darbe kodlamalı modülasyon kullanılmaktadır.

Bu teknik, görüntüde halihazırda kodlanmış olan piksel bilgisini kullanarak yeni bir tahmin görüntüsü oluşturur. Tahmin görüntüsünü oluşturmak için farklı tahmin edici formüller kullanılabilir. Bu formüller arasında farklılıklar olmasına rağmen elde edilen tahmin bilgisi kod çözücü çıktısından elde edilen veriye tekrardan eklendiği için sonuçta ortaya çıkan görüntü ile orijinal görüntü arasında bir fark gözlenmemektedir. Ancak tercih edilen formüle bağlı olarak fark görüntüsünün piksel aralığının daha dar olması sağlanabilir ve bu sayede kodlama bloğunda daha kısa kod kelimeleri üretilebilmektedir. Böylelikle daha etkin bir sıkıştırma performansı gözlemlenebilmektedir.

Şekil 4.1’de gösterilen blok diyagramda tahmin edici blok, tahmin edilmek istenen pikselin üç piksel komşuluğundaki piksel değerlerini kullanarak tahmin işlemini gerçekleştirmektedir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 : A, B ve C pikselleri kullanılarak X pikselinin tahmin edilmesi

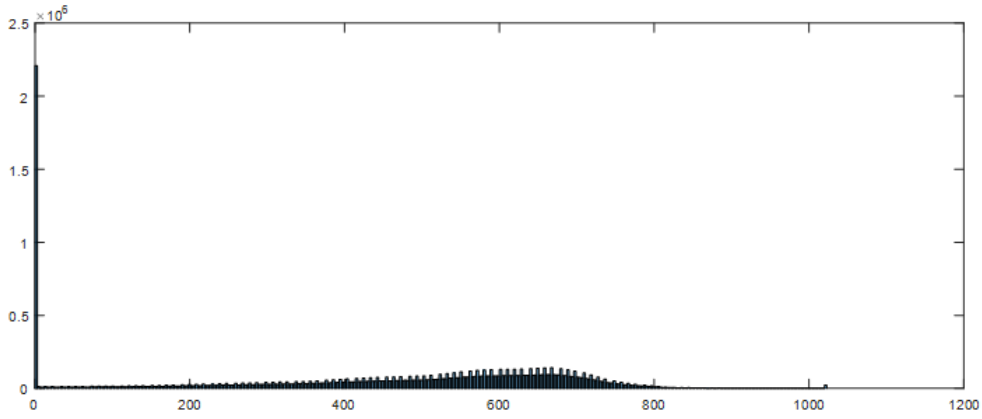
Şekil 4.2’de gösterildiği gibi X pikselinin tahmin edilebilmesi için kullanılan tahmin formülleri [57] Çizelge 4.1’de gösterilmiştir. Çizelgenin ilk üç satırında verilen formüller bir boyutlu tahmin ediciler olup; kalan diğer formüller iki boyutlu tahmin edicilerdir. Tüm piksellerin tahmin edilmesiyle elde edilen tahmin görüntüsü, orijinal görüntüden çıkarılır ve fark görüntüsü elde edilir (Şekil 4.3).

Çizelge 4.1 : Piksel tahmini için kullanılan formüller.

<i>Formül Numarası</i>	<i>Formül</i>
1	A
2	B
3	C
4	A+B-C
5	$A+(B-C)/2$
6	$B+(A-C)/2$
7	$(A+B)/2$

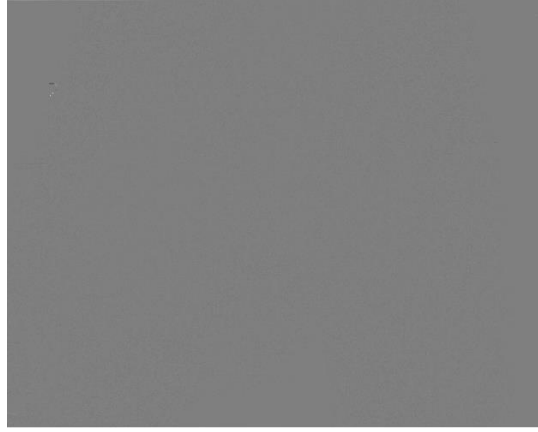


(a)

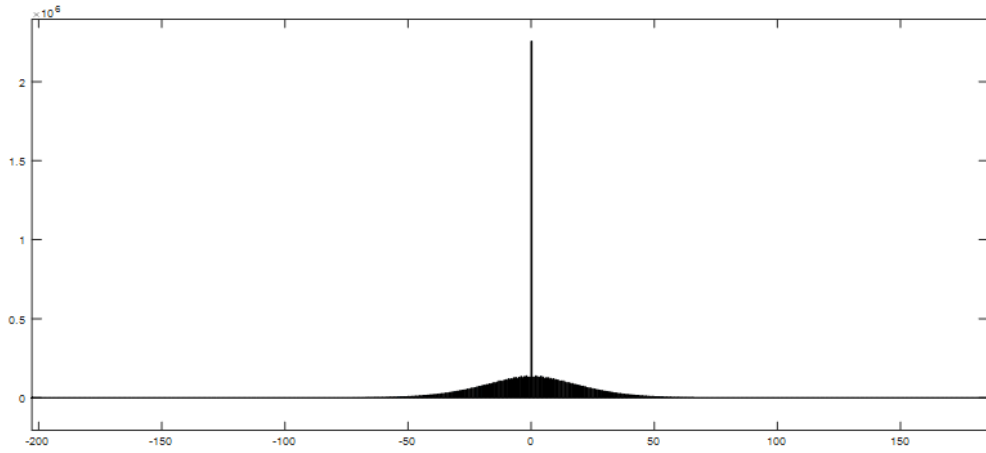


(b)

Şekil 4.3 : (a) Orijinal görüntü, (b) Orijinal görüntünün histogramı, (c) Fark görüntüsü, (d) Fark görüntüsünün histogramı



(c)



(d)

Şekil 4.3 (Devam) : (a) Orijinal görüntü, (b) Orijinal görüntünün histogramı, (c) Fark görüntüsü, (d) Fark görüntüsünün histogramı

Şekil 4.3'te orijinal ve fark görüntüsüne ait histogramlar verilmiştir. Histogram, bir resimdeki piksel değerlerinin sayısını göstermek için kullanılan grafikdir. Grafiğin yatay eksen, görüntüde kullanılan piksel değerlerini ifade ederken dikey eksen bu piksellerin görüntüde kaç kez kullanıldığını göstermektedir.

Tahmin görüntüsünü oluşturmak için Çizelge 4.1'deki 4, 5, 6 ve 7 numaralı formüller denenmiştir. Piksel dağılımları arasında önemli bir fark gözlenmemesine karşılık en iyi sonucu 5 numaralı formülün verdiği gözlemlenmiştir. Tahmin görüntüsünün orijinal görüntüden çıkarılmasıyla elde edilen fark görüntüsüne ait histogram incelendiğinde (Şekil 4.3 (d)) piksel dağılımının yaklaşık -60 ile 60 değerleri arasında değişim gösterdiği gözlenmektedir. Bu sayede Şekil 4.1'deki bir sonraki blok olan Huffman kodlamaya daha az veri ile temsil edilen görüntü bileşenleri girdi olarak verilecektir.

## 4.2.2 Huffman entropi kodlama

Huffman entropi kodlama, veri sıkıştırma uygulamalarında kaynak sembollerinin kodlanması sırasında sembol başına en kısa kod kelimesini üreten olasılık tabanlı bir kodlama tekniğidir [1]. Bu kodlar ikilik sistemdeki 1 ve 0'lardan oluşan bit haritası şeklindedir. Bir görüntüdeki bilgiye ait belirsizliğin ölçütünü belirlemek amacıyla incelenen entropi, Huffman kodlamanın temelini oluşturmaktadır [58-60]. Görüntüdeki gri seviye değişimini; başka bir deyişle bilgideki karmaşıklığın ölçütünü belirlemek amacıyla incelenen entropi, veri içerisindeki her bir sembolün görüntüde bulunma olasılığını kullanarak verinin düzensizliği hakkında bilgi verir. Huffman entropi kodlama yönteminde de veri setine ait her bir sembolün görüntüde bulunma olasılıkları hesaplanarak semboller için eşsiz (unique) kod kelimeleri üretilir ve veri setinin daha düşük bit ile temsil edilmesi sağlanır.

Kayıpsız bir entropi kodlama yöntemi olan Huffman, JPEG sıkıştırma algoritmasının kayıpsız ve kayıplı modlarının her ikisinde birden mevcuttur. Kayıpsız JPEG sıkıştırması sırasında (Şekil 4.1) tahmin görüntüsünün orijinal görüntü verisi ile farkından elde edilen hata (fark) bilgisinin kodlamasında; kayıplı JPEG uygulamalarında ise nicemleme sonrası elde edilen AC ve DC bileşenlerin kodlanmasında kullanılan Huffman, verideki sembol olasılıklarını kullanarak ikili ağaç (Huffman ağacı) oluşturma prensibini kullanır.

Huffman, veri setinde en az kullanılan karakter için en uzun, en çok kullanılan karakter için en kısa kodu üretir. Kodlamanın ilk aşamasında sembollerin görüntüde bulunma olasılıkları; yani frekansları belirlenir. Ardından bu frekanslar en yüksekten en aza kadar sıralanır. En düşük frekanslı iki bileşen toplanarak Huffman ağacının bir üst dalını oluşturur. Bu ağaç, tepede iki bileşen kalana kadar devam ettirilir. Daha sonra ağacın tepesinden en alt dala doğru kodlama başlar. Kodlama sonrasında elde edilen yeni kaynak sembolleri Huffman tablosu olarak saklanır ve kod çözme algoritmasında kullanılarak veriyi yeniden oluşturma aşamasında ilk adım olarak kullanılır.

Örneğin, 16 bitlik bir veri setinde 4 farklı sembolün (a,b,c,d) kullanıldığı düşünülün. Her bir sembolün bu veride tekrarlanma sayıları sırasıyla a=60, b=15, c=15 ve d=10 olsun. Bu durumda sembol olasılıkları Çizelge 4.2'deki gibi olacaktır.



Çizelge 4.2 : Sembol olasılıkları.

Sembol	Frekans
a	0.6
b	0.15
c	0.15
d	0.1

Çizelge 4.2’de en düşük iki frekanslı bileşen toplanarak Huffman ağacının bir üst dalı oluşturulur (Çizelge 4.3). Ağacın en üst dalında iki bileşen kalana kadar bu işlem devam ettirilir (Çizelge 4.4).

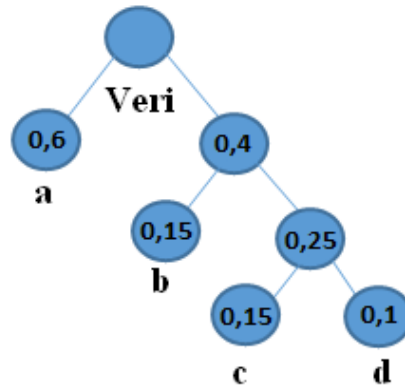
Çizelge 4.3 : Birleştirilen sembol frekansları.

Sembol	Frekans
a	0.6
c+d	0.25
b	0.15

Çizelge 4.4 : Azaltılmış semboller ve frekansları.

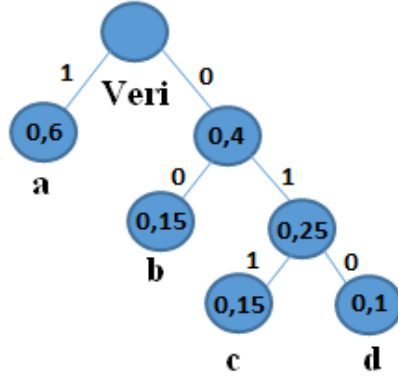
Sembol	Frekans
a	0.6
b+c+d	0.4

Çizelge 4.4’ün elde edilmesiyle Huffman ağacının dalları oluşturulmuştur. Şekil 4.4’te ikili ağaç gösterimi verilmiştir.



Şekil 4.4 : Huffman ağacının oluşturulması

Ağacın oluşturulmasının ardından kodlama işlemine geçilmektedir. Tepeden en alt dala doğru ikili kodlama sistemi ile büyük değerli sembol için 1 ve düşük değerli sembol için 0 ataması yapılmaya başlanır (Şekil 4.5).



Şekil 4.5 : İkili kodlama Huffman dallarının kodlanması

Şekil 4.5'te görüldüğü üzere her bir dal ikili kodlama sistemi ile kodlanmıştır. Veri setindeki her bir sembol için atanan yeni kod kelimeleri, ağacın tepesinden sembole doğru ikili kodların birleştirilmesiyle tamamlanır. Veri setindeki her bir sembol için oluşturulan yeni kod kelimeleri Çizelge 4.5'te verilmiştir. Verilen örneğin orijinal kod uzunluğuna bakıldığında, bellekte 1600 bit (Eşitlik 4.9) kapladığı görülmektedir. Eşitlik 4.8'deki  $N$ , veride kullanılan sembol sayısını ifade etmektedir.

Çizelge 4.5 : Huffman kodlama sonrası oluşturulan kod kelimeleri.

Sembol	Kod
a	1
b	00
c	011
d	010

$$Kod\ uzunlu\u{g}u\ (bit) = Bit \times \sum_{k=1}^N Sembol \quad (4.8)$$

$$\begin{aligned} Kod\ uzunlu\u{g}u &= 16 \times (60 + 15 + 15 + 10) \\ &= 1600\ Bit \end{aligned} \quad (4.9)$$

Veri setindeki bileşenlerin Huffman kodlama ile sıkıştırılması sonrası yeni dosya boyutu:

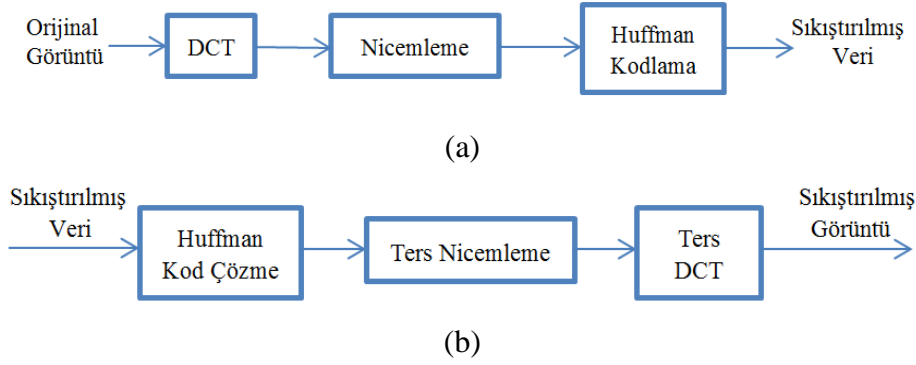
$$\begin{aligned} \text{Kod uzunluğu} &= 1 \times 60 + 2 \times 15 + 3 \times 15 + 3 \times 10 \\ &= 165 \text{ Bit} \end{aligned} \quad (4.10)$$

Eşitlik 4.10'da görüldüğü üzere Huffman kodlama ile a sembolü için artık 1 bit, b için 2 bit, c ve d sembolleri için de 3 bit ile gösterim mümkün olduğundan dosya boyutu 1600 bitten 165 bite düşmüştür. Her bir sembol için atanan yeni kod kelimeleri Şekil 4.1'de bulunan kod çözücü bloğunda tekrardan kullanılmak üzere kaydedilmek durumundadır. Bu nedenle her bir kod kelimesi, veri setinin (görüntü, ses vb.) yeniden oluşturulabilmesi için "arama tablosu" (lookup table) olarak geçici depolanmalıdır [61]. Kod çözme sırasında okunan kelimenin 011010100 olduğu düşünülürse, çözücü soldan sağa ilk geçerli kod olarak 011 kelimesini görecektir. Bu kelime tabloda c sembolünü temsil etmektedir. Benzer şekilde tarama devam edildiğinde kod kelimesi "dab" şeklinde tespit edilecektir.

### 4.3 JPEG Kayıplı Sıkıştırma

Görüntü sıkıştırma modlarından biri olan kayıplı sıkıştırma, Şekil 4.1'deki gibi Huffman kodlama ile daha kısa kod kelimeleri oluşturmanın yanında görüntü verisinden ödün vererek daha yüksek sıkıştırma oranlarını yakalamayı amaçlar. Bunu yapabilmek için görüntü verisine nicemleme uygulanarak pikseller arası ilişki (korelasyon) değiştirilir. Kaybın gerçekleştiği bu aşama sonrasında farklı gri seviye değerindeki piksellerin sayısı azalır. Bu sayede kodlama aşamasında kullanılan kaynak kodlarının sayısı orijinal kaynağa göre daha az, bileşenlerin frekans değerleri daha yüksek olacaktır ve daha etkin bir sıkıştırma performansı gözlenecektir. Yapılan işlemi özetleyen blok diyagram Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Görüldüğü üzere sıkıştırma işlemi üç basamaktan oluşmaktadır. Orijinal verinin ayrık kosinüs dönüşümü ile frekans eksenine taşınmasının ardından nicemleme ile pikseller arası ilişki değiştirilmekte ve bu veri Huffman entropi kodlama ile sıkıştırılmaktadır. Ardından sıkıştırılan veri için kodlama aşamasında kullanılan işlemlerin tersi izlenerek sıkıştırılmış görüntü oluşturulmaktadır. Bu görüntü orijinal görüntüye kıyasla detay kaybına uğramış bir görüntüdür. Kaybın gerçekleştiği bu sıkıştırma

modunda yeniden oluşturulan görüntü verisinden orijinal veriye ulaşmak mümkün olmamaktadır.



Şekil 4.6 : (a) Kayıplı JPEG kodlama blok diyagramı, (b) Kayıplı JPEG kod çözme blok diyagramı

### 4.3.1 Ayrık kosinüs dönüşümü

Ayrık kosinüs dönüşümü (Discrete Cosine Transform, DCT), veri setine ait bilgiyi uzay ekseninden frekans eksenine taşımaktadır. Bunu yaparken görüntü verisinin tamamına dönüşüm uygulamak yerine bloklar halinde dönüşüm uygulamak tercih edilir. Bu sayede işlem zamanı açısından daha etkin bir sonuç elde edilmektedir. Kayıplı JPEG algoritmasında standart olarak 8x8 boyutunda bloklar kullanılmaktadır. Uzay ekseninden frekans eksenine geçmek için kullanılan ileri dönüşüm (Eşitlik 4.11) ve frekans ekseninden zaman eksenine geçmek için kullanılan ters dönüşüm formülü (Eşitlik 4.12) aşağıda gösterilmiştir.

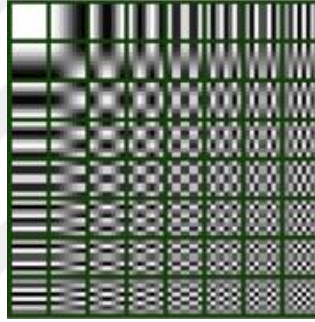
$$F(u, v) = \left(\frac{2}{N}\right)^{\frac{1}{2}} \left(\frac{2}{M}\right)^{\frac{1}{2}} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} \varphi(i) \cdot \varphi(j) \cdot \cos \left[ \frac{\pi \cdot u}{2 \cdot N} (2i + 1) \right] \cos \left[ \frac{\pi \cdot v}{2 \cdot M} (2j + 1) \right] \cdot f(i, j) \quad (4.11)$$

$$f(i, j) = \left(\frac{2}{N}\right)^{\frac{1}{2}} \left(\frac{2}{M}\right)^{\frac{1}{2}} \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{M-1} \varphi(i) \cdot \varphi(j) \cdot \cos \left[ \frac{\pi \cdot u}{2 \cdot N} (2i + 1) \right] \cos \left[ \frac{\pi \cdot v}{2 \cdot M} (2j + 1) \right] \cdot F(u, v) \quad (4.12)$$

$$\varphi(\varepsilon) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}} & \varepsilon = 0 \text{ için} \\ 1 & \text{diğer} \end{cases} \quad (4.13)$$

Eşitlik 4.11 ve 4.12’de verilen iki boyutlu DCT formüllerinde kullanılan blok boyutları  $N$  ve  $M$  olarak gösterilmiştir. Dönüşümü alınan blok matrisinin ilk elemanı  $F(0,0)$  için sabit bir değer vereceğinden bu eleman “DC” bileşen olarak adlandırılır. Geriye kalan blok elemanlarında kosinüs terimine bağlı bileşenler olacağından bu bileşenler için “AC” terimi kullanılmaktadır. Şekil 4.7’de DCT’si alınmış örnek bir blok gösterilmiştir.

Şekil 4.7’de görüldüğü üzere blok elemanlarında soldan sağa ve yukarıdan aşağıya ilerledikçe piksellerin frekansları artmaktadır. Bu durumda maksimum frekans bileşeni bloğun son elemanı  $F(8,8)$  de olmaktadır. Kayıplı JPEG uygulamalarında DCT için kullanılan eşitliklerde kosinüs teriminden gelen değerlerde tam sayıya yuvarlama ve yaklaşımlar olduğundan, sıkıştırma işleminin bu aşamasında az da olsa bir kayıp gerçekleştiği söylenebilir.



Şekil 4.7 : Örnek bir DCT bloğu

### 4.3.2 Nicemleme

8x8’lik bloklara uygulanan DCT sonrasında sıra kayıplı sıkıştırmanın en önemli adımlarından biri olan nicemlemeye gelmektedir. Kaybın gerçekleştiği bu aşamada pikseller arası uyumluluk değiştirilmektedir. Başka bir deyişle veri setindeki yakın değerli pikseller aynı değere taşınmaya çalışılır. Bu nedenle orijinal veride bir kayıp gözlenir. Temel amaç, aynı değerdeki piksellerin sayısını artırarak sembol başına düşen bit sayısını azaltmaktır. Nicemleme sonrasında görüntüdeki detay hem görsel hem de objektif anlamda azalmaktadır.

Frekans eksenine taşınmış veri setine nicemleme uygulamak için bir nicemleme tablosuna ihtiyaç vardır. Uygun tablo için kullanıcı tarafından oluşturulan bir tablo tercih edilebileceği gibi bu amaçla hazırlanan tabloları kullanmak da mümkündür. JPEG uzmanlarının insan gözünün algı yeteneğine bağlı olarak oluşturduğu ve

sıkıştırma uygulamalarında sıklıkla tercih edilen parlaklık tablosu Şekil 4.8’de verilmiştir [55].

Nicemleme sırasında gerçekleşen kaybı ve detayı kontrol edebilmek için tabloyu ‘kalite faktörü’ ile ölçeklendirmek mümkündür. Kalite faktörünün 1 ile 100 arasında tanımlandığı düşünülürse, detay kaybının fazla olmasının tercih edildiği durumlarda düşük faktör, detay kaybının az olması istendiği durumlarda ise yüksek kalite faktörü tercih edilebilir. Nicemleme tablosunun kalite faktörü ile ölçeklenebilmesi için kullanılan formül Eşitlik 4.14’deki gibidir.

$$Q = \begin{bmatrix} 16 & 11 & 10 & 16 & 24 & 40 & 51 & 61 \\ 12 & 12 & 14 & 19 & 26 & 58 & 60 & 55 \\ 14 & 13 & 16 & 24 & 40 & 57 & 69 & 56 \\ 14 & 17 & 22 & 29 & 51 & 87 & 80 & 62 \\ 18 & 22 & 37 & 56 & 68 & 109 & 103 & 77 \\ 24 & 36 & 55 & 64 & 81 & 104 & 113 & 92 \\ 49 & 64 & 78 & 87 & 103 & 121 & 120 & 101 \\ 72 & 92 & 95 & 98 & 112 & 100 & 103 & 99 \end{bmatrix}$$

Şekil 4.8 : Nicemleme tablosu

$$S = \begin{cases} \text{Kalite faktörü} < 50 & \frac{5000}{\text{Kalite faktörü}} \\ \text{Diğer} & 200 - 2x(\text{Kalite faktörü}) \end{cases}$$

$$Q_{ölçekli} = \frac{SxQ+50}{100} \quad (4.14)$$

Şekil 4.6 (a)’da verilen blok diyagramın ikinci adımında nicemleme, DCT bloklarına Eşitlik 4.15 uygulanmasıyla doğrudan elde edilebilir.

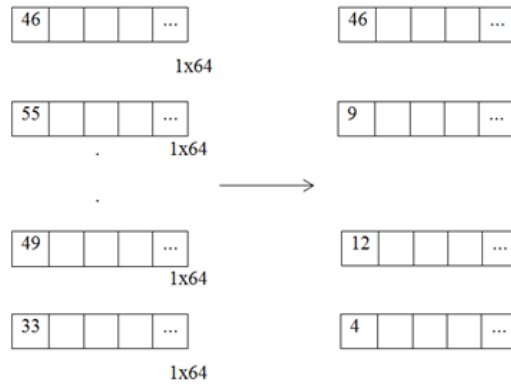
$$F'(u, v) = \frac{F(u, v)}{Q(u, v)} \quad (4.15)$$

İnsan gözünün görüntüdeki düşük frekanslara daha duyarlı olduğu dikkate alındığında nicemleme işlemi ile düşük frekans bileşenlerinin ön plana çıkartıldığı, yüksek frekans bileşenlerinin ise baskılanmaya çalışıldığı söylenebilir. Şekil 4.7’de gösterildiği üzere DCT bloğunun frekansı soldan sağa ve yukarıdan aşağıya gidildikçe artmaktadır. Nicemleme tablosunun 8 bitlik görüntüler için tasarlandığı göz önünde bulundurulduğunda, çalışmadaki veri setleri önce 10 bittten 8 bite dönüştürülmüş ve nicemleme sonrasında tekrardan 10 bite ölçeklendirilmiştir.



Taramanın tamamlanıp 1x64 boyutundaki vektörlerin elde edilmesinin ardından DC bileşenler için DPCM, AC bileşenler için de Koşu Yolu Uzunluğu kodlaması kullanılmaktadır. DPCM için ilk adım, ardışık DC bileşenleri arasındaki farkın hesaplanmasıdır. Bölüm 4.2.1'den farklı olarak bu kez piksel tahmini yapılmadan doğrudan ardışık DC bileşenleri arasındaki fark kodlanmaktadır.

Şekil 4.11'de örnek bir vektör kesiti gösterilmiştir. Birinci vektörden sonraki her bir vektörün DC bileşenleri arasındaki farklar hesaplanmakta ve ayrı birer veri olarak depolanmaktadır. Bir sonraki adımda fark verileri JPEG ekibinin Huffman Kodlama için oluşturduğu katsayı kodlama tablosu ve DC tablosuna göre kodlanmaktadır. Şekil 4.11'de verilen örnek için Huffman kodlama yapılacak olursa ilk bileşen olan 46 için DC kategori değerinin Çizelge 4.6'da 6 olduğu görülmektedir. 6 numaralı kategori için Çizelge 4.7'de karşılık gelen kod 1110 olmaktadır. 46 değerinin ikilik sistemdeki karşılığı 101110 olduğuna göre oluşturulan kod tespit edilen iki kodun birleşimi olacaktır. Bu durumda 46 değerinin Huffman kod karşılığı 1110101110 olacaktır. Oluşturulan kod kelimesinin uzunluğunun 10 olacağı Çizelge 4.7'de 6 numaralı kategoride de belirtilmektedir. Verilen örnek için benzer şekilde 9 katsayısı için 1011001, 12 katsayısı için 1011100 ve 4 katsayısı için 00100 kod kelimeleri üretilecektir.



Şekil 4.11 : Örnek bir DPCM kodlama

JPEG kayıplı sıkıştırımda nicemleme sonrası AC vektör bileşenlerinin kodlanması için kullanılan koşu yolu uzunluğu kodlamasındaki amaç, vektördeki sıfır tekrarlarını tespit ederek sıkıştırmanın etkinliğini artırmaktır. Vektör içerisindeki tekrar eden her bir sıfır değerini kodlamak yerine ardışık sıfır değerleri için tek bir kod kelimesi üretmek, hem işlemsel performansı olumlu yönde etkileyecek hem de sıkıştırma için



veri tasarrufunu sağlayacaktır [1]. AC kodlama sırasında kullanılan tablolar JPEG katsayı tablosu ve AC bileşenler için hazırlanan JPEG Huffman tablosudur.

Çizelge 4.6 : JPEG katsayı kodlama tablosu [1].

Aralık	DC Kategori	AC Kategori
0	0	N/A
-1,1	1	1
-3,-2,2,3	2	2
-7,...,-4,4,...,7	3	3
-15,...,-8,8,...,15	4	4
-31,...-16,16,...,31	5	5
63,...,-32,32,...,63	6	6
-127,...,-64,64,...,127	7	7
-255,...-128,128,...,255	8	8
-511,...,-256,256,...,511	9	9
-1023,...-512,512,...,1023	A	A
-2047,...-1024,1024,...,2047	B	B
-4095,...-2048,2048,...,4095	C	C
-8191,...,-4096,4096,...,8191	D	D
-16383,...,-8192,8192,...,16383	E	E
-32767,...,-16384,16384,...,32767	F	N/A

Çizelge 4.7 : DC bileşenler için JPEG Huffman tablosu [1].

Kategori	Kod	Uzunluk
0	010	3
1	011	4
2	100	5
3	00	5
4	101	7
5	110	8
6	1110	10
7	11110	12
8	111110	14
9	1111110	16
A	11111110	18
B	111111110	20

16 bit ile örneklenmiş bir veri için Zig-Zag tarama sonrası oluşturulan vektör değerlerinin sırasıyla 46 (DC), 13, 11, 2, 7, 0, 0, 4 ve 56 adet sıfır olmak üzere toplamda 63 tane AC bileşen içerdiği düşünülün. Koşu yolu uzunluğu kodlaması ile çıktı olarak (0,13), (0,11), (0,2), (0,7), (2,4), (0,0) tespit edilecektir. Kodlamanın özel bir durumu olarak, vektör bileşenlerinin geriye kalan değerlerinin sıfır olduğu durumlarda (0,0) gösterimi kullanılmaktadır. Çizelge 4.8’de gösterildiği gibi bu durum EOB, yani bloğun sonu (end of block) olarak ifade edilmektedir. (0,13) kodlamasında 13 değerinin Çizelge 4.6’da bulunduğu kategori numarası 4 olarak gözükmektedir. Bu durumda Çizelge 4.8’e göre (0/4) sütununda karşılık gelen kod

1011 olacaktır. 13 değerinin ikilik sistemdeki karşılığı 1101 olduğuna göre üretilen Huffman kodu bu iki kodun birleşimi; yani 10111101 olacaktır. Benzer şekilde (0,11) iin 1011 ve 1011'in birleşiminden 10111011, (0,2) için 0110, (0,7) için 100111, (2,4) için 1111110111100 ve son olarak (0,0) için 1010 üretilecektir.

Vektörün DC bileşeni için üretilen kod önceki örnekte 1110101110 (10 birim uzunluğunda) olarak bulunmuştu. AC bileşenlerin kod uzunluklarının toplamı 43 olduğuna göre hafızada toplamda 53 bit yer kaplayan bir blok elde edilecektir. Orijinal boyut ise vektör uzunluğunun örneklenen bit sayısıyla çarpımından (64x16 bit) 1024 bit olarak elde edilecektir. Böylelikle görüntü bloğu yaklaşık 19 kat (1024/53) sıkıştırılmış olacaktır.

Çizelge 4.8 : AC bileşenler için JPEG Huffman tablosundan kesit [1].

Tekrar/Kategori	Kod	Uzunluk
0/0	1010 (=EOB)	4
0/1	00	3
0/2	01	4
0/3	100	6
0/4	1011	8
0/5	11010	10
0/6	111000	12
0/7	1111000	14
0/8	1111110110	18
0/9	1111111110000010	25
0/A	1111111110000011	26
1/1	1100	5
1/2	111001	8
1/3	1111001	10
1/4	111110110	13
1/5	11111110110	16
1/6	1111111110000100	22
1/7	1111111110000101	23
1/8	1111111110000110	24
1/9	1111111110000111	25
1/A	1111111110001000	26
2/1	11011	6
2/2	11111000	10
2/3	1111110111	13

Huffman kodlamanın tüm bloklar için tamamlanmasının ardından kod çözme aşamasında Huffman tabloları yine kullanılmalı ve nicemlenmiş vektör elemanlarının değerleri tekrardan tespit edilmelidir. Ardından ters zig-zag tarama ile vektör

bileşenleri 8x8'lik bloklara dönüştürülmeli ve bu bloklara Eşitlik 4.16 ile ters nicemleme uygulanmalıdır.

$$F(u, v) = F'(u, v) \times Q(u, v) \quad (4.16)$$

DCT bloklarının tespit edilmesinin ardından son olarak ters DCT işlemi (Eşitlik 4.12) ile görüntü yeniden oluşturulabilmektedir.





## 5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Kalça fraktürü tanısı konmuş on adet radyografi görüntüsü üzerindeki ilgi bölgeleri, uzman hekim tarafından el ile işaretlenmiştir. Bunun yanında, göz takip sisteminin adaptif sıkıştırma çalışmasındaki işlevselliğini gözlemlemek için bir adet radyografi görüntüsü göz takip sistemi ile analiz edilmiştir. El ile konturlanan ve göz takip sisteminden tespit edilen ilgi bölgeleri, Bölüm 3'te anlatılan görüntü işleme algoritmaları ile önem derecesine göre tespit edilmiştir.

İlgi bölgeleri (ROI) ve ilgi bölgesi dışında kalan arka plan (Non-ROI) görüntüsü, önem derecesine göre JPEG sıkıştırma algoritması ile kayıpsız veya farklı kalite faktörleri ile kayıplı şekilde sıkıştırılmıştır. Birincil ilgi bölgesinin kayıpsız, ikincil ilgi bölgesinin az kayıplı, üçüncül ilgi bölgesinin daha çok kayıplı ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımların ise en fazla kayıpla sıkıştırıldığı adaptif yapıdaki algoritmada, tanısal veriyi kaybetmeyecek şekilde en uygun sıkıştırma oranını tespit etmek için farklı kalite faktörleri denenmiştir. Birincil ilgi bölgesi için kayıpsız sıkıştırma algoritması kullanıldığından burada herhangi bir kalite faktörü kullanılmamıştır. Ayrık olarak tespit edilen ilgi bölgelerinin orijinal görüntü üzerinde hangi koordinatlara denk geldiği bölütleme işlemi sırasında ayrı birer veri olarak saklanmıştır. Bu sayede sıkıştırma işlemi sonrası bu bölgelerin sıkıştırılmış arka plan görüntüsü üzerinde hangi koordinatlara denk geldiği bilinmektedir. Görüntülerin birleştirilmesi sırasında kesişen ilgi bölgelerinin bulunduğu durumda hangi ilgi bölgesine ait kesişim kümesinin ön planda kullanılacağını belirlemek için ilgi bölgelerinin önem derecesi kullanılmıştır. Böylelikle, görüntü birleştirme sonrası birincil ve ikincil ilgi bölgesinin kısmen kesiştiği durumda birincil ilgi bölgesine ait kesişim kümesi görüntünün ön planında yer alacaktır. Bu nedenle, ilgi bölgeleri ile ilgi bölgeleri dışında kalan bölgenin birleştirilmesi sırasında takip edilen sıra arka plan görüntüsü, üçüncül ilgi bölgesi, ikincil ilgi bölgesi ve birincil ilgi bölgesi şeklinde olmuştur.

## 5.1 Kullanılan Kalite Faktörleri ve Ortalama Sıkıştırma Oranı

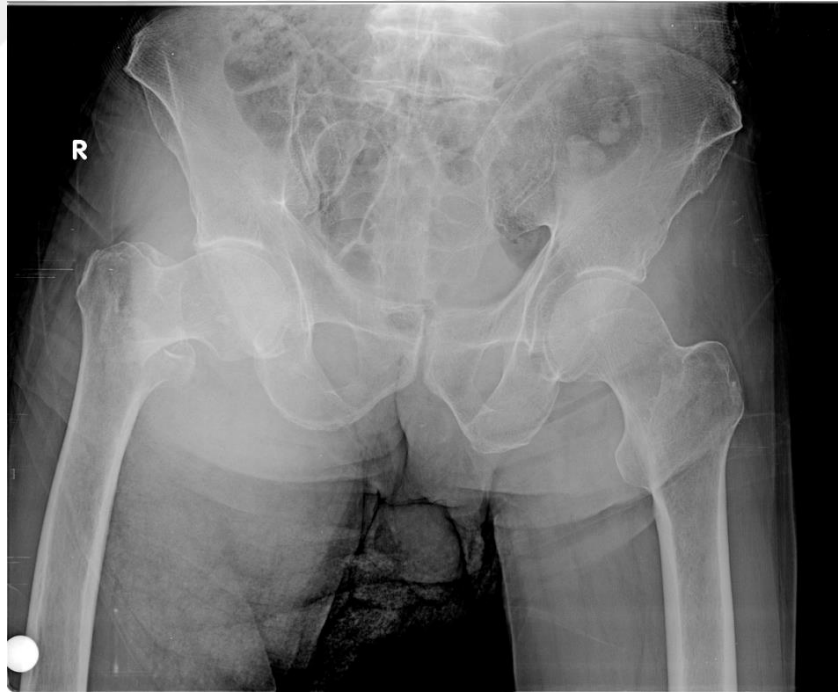
Tanısal bilginin korunabilmesi ve detay kaybının uzman hekimler açısından kabul edilebilir ölçüde olabilmesi için kalite faktörlerinin çalışmanın amacına uygun ve doğru bir şekilde seçilmesi önemlidir. Alexander C. Flint, yaptığı bir çalışmada MR, BT ve X-ışını görüntüleri üzerinde kalite faktörlerinin etkilerini araştırmıştır. İlgili bölgesinin kullanılmadığı bu çalışmada, kalite faktörleri görüntünün tamamına uygulanmıştır. Uzman hekimlerin değerlendirmeleri sonucunda, kalite faktörünün  $23 \pm 7$  uygulandığı durumda görüntüde kalite kaybının belirginleştiği ve gürültünün arttığı gözlemlenmiştir. Bunun yanında uygulanan kalite faktörlerinin 50 ile 95 aralığında olduğu durumda ise hekimler açısından görüntüler arasında bir fark gözlenemediği saptanmıştır [62].

Bu çalışmada uzman hekimler tarafından konturlanmış ilgi bölgeleri de göz önünde bulundurulduğunda, kayıplı olarak sıkıştırılmış her bir bölge için farklı kalite faktörleri uygulanmalıdır. Çalışmanın amaç ve hedeflerine uygun olması açısından ikincil ilgi bölgesi için uygulanan kalite faktörü, üçüncül ilgi bölgesine uygulanan kalite faktöründen büyük olması gerekmektedir. Benzer şekilde üçüncül ilgi bölgesine uygulanan kalite faktörü, ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar (Non-ROI) için uygulanan kalite faktöründen büyük olmalıdır. Arka plan için görüntü kalitesinde görsel farklılığın gözlemlenebilmesi amacıyla 15 ile 40 arasında, üçüncül ilgi bölgesinde ise 20 ile 60 arasında değişen kalite faktörleri denenmiştir. İkincil ilgi bölgesinde ise kalite faktörü aralığı biraz daha artırılarak 25 ile 70 arasında değişen değerler kullanılmış ve toplamda 5 farklı veri seti oluşturulmuştur. Ardından her bir veri seti görüntüsü için tespit edilen sıkıştırma oranlarının ortalaması alınmıştır. El ile konturlanan görüntüler için uygulanan kalite faktörleri ve tespit edilen ortalama sıkıştırma oranları Çizelge 5.1'de gösterilmiştir. Elde edilen verilere göre ilgi bölgelerine ve arka plan görüntüsüne uygulanan kalite faktörlerinin azaldıkça görüntülerde detay kaybının orijinal görüntüye göre görsel anlamda arttığı; bu nedenle görüntü kalitesinin azaldığı gözlemlenmiştir. Sıkıştırma miktarının artmasına neden olan bu durum, daha yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşılmasını sağlamıştır. Bu değişimi gözlemlmek adına Şekil 5.1'de orijinal görüntü ile birlikte Çizelge 5.1'in ilk (Q=70,60,40) ve son satırında belirtilen kalite faktörleri (Q=25,20,15) ile sıkıştırılmış görüntüler gösterilmiştir.

Çizelge 5.1 : Uygulanan kalite faktörleri ve ortalama sıkıştırma oranları.

Kalite faktörü	Ortalama sıkıştırma oranı
İkincil ilgi bölgesi : 70, Üçüncül ilgi bölgesi : 60, Arka plan : 40	4,21
İkincil ilgi bölgesi : 60, Üçüncül ilgi bölgesi : 50, Arka plan : 30	4,80
İkincil ilgi bölgesi : 65, Üçüncül ilgi bölgesi : 40, Arka plan : 25	5,39
İkincil ilgi bölgesi : 50, Üçüncül ilgi bölgesi : 40, Arka plan : 20	6,39
İkincil ilgi bölgesi : 25, Üçüncül ilgi bölgesi : 20, Arka plan : 15	7,90

Göz takip sistemi ile yapılan örnek bir çalışma için veri setinde bulunan bir adet radyografi görüntüsü ele alınmış ve bu görüntüye el ile konturlanan görüntüler için uygulanan kalite faktörleri denenmiştir. Aynı hasta görüntüsüne ait göz takip sistemi ve el ile konturlama sonucunda tespit edilen sıkıştırma oranları Çizelge 5.2’de gösterilmiştir.

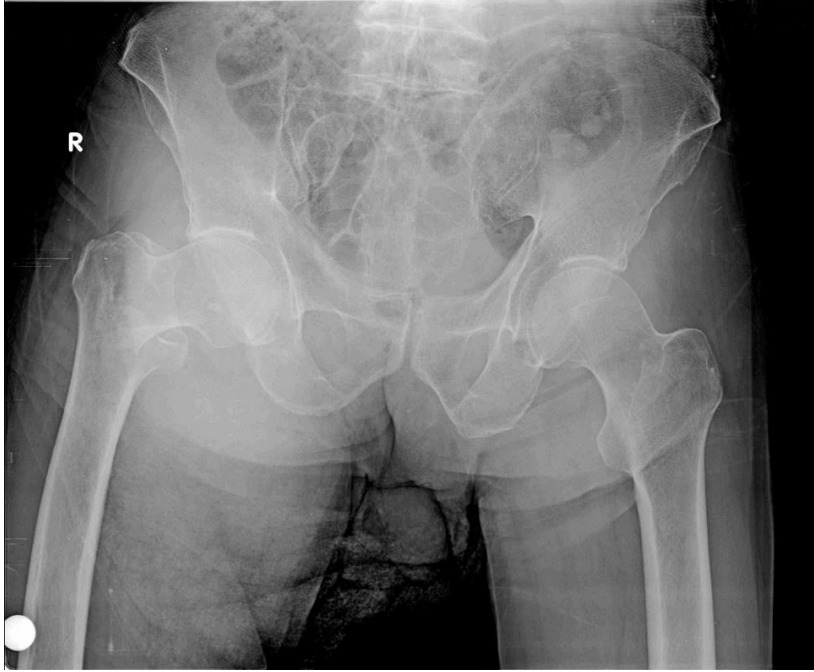


(a)

Şekil 5.1 : (a) Orijinal görüntü, (b)  $Q=70$  (ikincil ilgi bölgesi),  $Q=60$  (üçüncül ilgi bölgesi),  $Q=40$  (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü, (c)  $Q=25$  (ikincil ilgi bölgesi),  $Q=20$  (üçüncül ilgi bölgesi),  $Q=15$  (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü



(b)



(c)

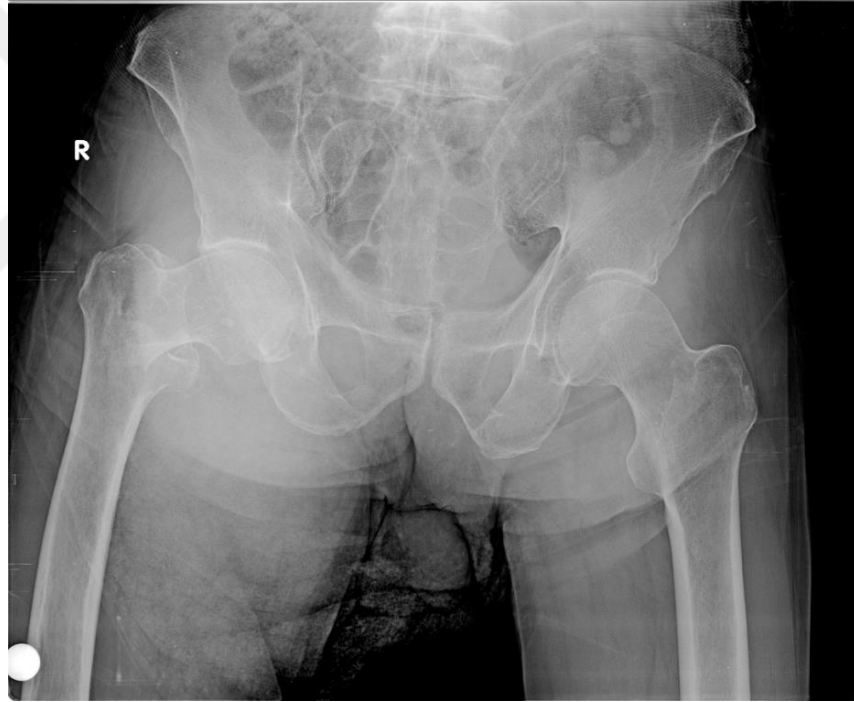
Şekil 5.1 (Devam) : (a) Orijinal görüntü, (b)  $Q=70$  (ikincil ilgi bölgesi),  $Q=60$  (üçüncül ilgi bölgesi),  $Q=40$  (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü, (c)  $Q=25$  (ikincil ilgi bölgesi),  $Q=20$  (üçüncül ilgi bölgesi),  $Q=15$  (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü

Göz takip sistemi kullanılarak yapılan çalışma için Çizelge 5.2'nin ilk ( $Q=70,60,40$ ) ve son satırında belirtilen kalite faktörlerinin ( $Q=25,20,15$ ) uygulandığı durumda elde edilen çıktılar Şekil 5.2'de gösterilmiştir.



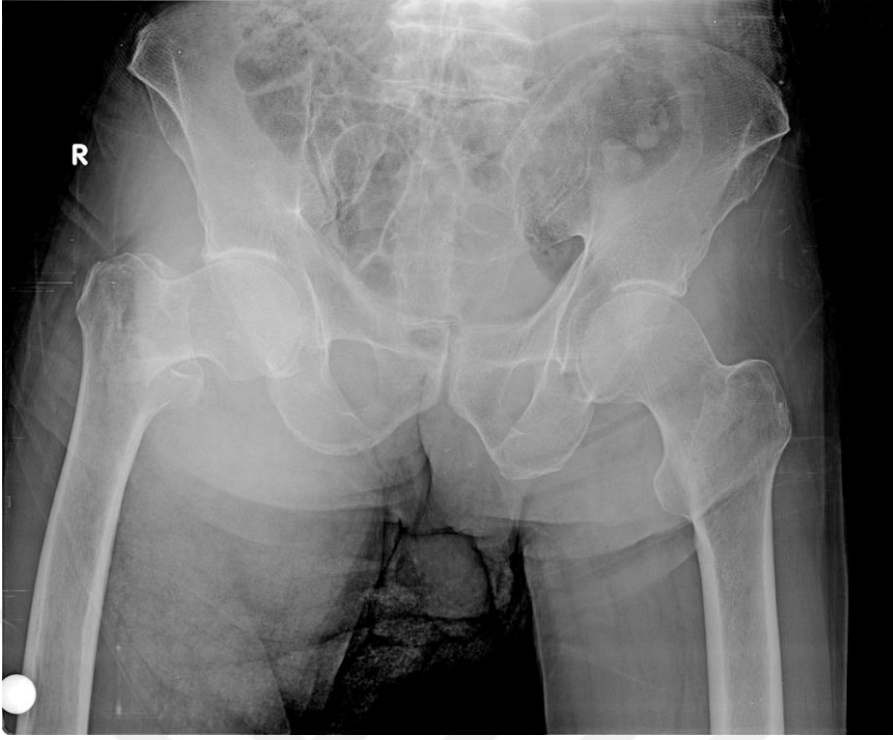
Çizelge 5.2 : Göz takip sistemi ve el ile kontrolama için yapılan analizden tespit edilen sıkıştırma oranları.

Kalite faktörü	Göz takip sistemi	El ile kontrolama
İkincil İ.B. : 70, Üçüncül İ.B. : 60, Arka plan : 40	4,00	3,89
İkincil İ.B. : 60, Üçüncül İ.B. : 50, Arka plan : 30	4,57	4,37
İkincil İ.B. : 65, Üçüncül İ.B. : 40, Arka plan : 25	5,15	4,85
İkincil İ.B. : 50, Üçüncül İ.B. : 40, Arka plan : 20	6,28	5,72
İkincil İ.B. : 25, Üçüncül İ.B. : 20, Arka plan : 15	7,79	7,15



(a)

Şekil 5.2 : (a) Orijinal görüntü, (b)  $Q=70$  (ikincil ilgi bölgesi),  $Q=60$  (üçüncül ilgi bölgesi),  $Q=40$  (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü, (c)  $Q=25$  (ikincil ilgi bölgesi),  $Q=20$  (üçüncül ilgi bölgesi),  $Q=15$  (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü



(b)



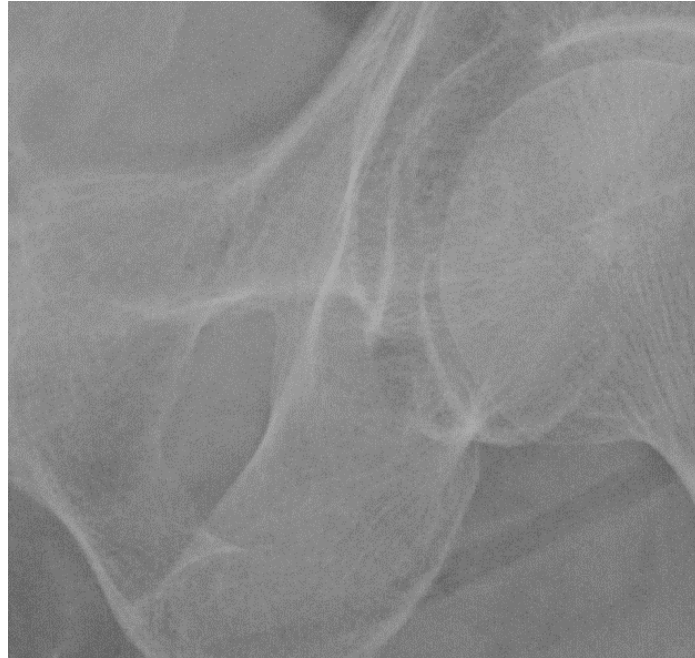
(c)

Şekil 5.2 (Devam) : (a) Orijinal görüntü, (b)  $Q=70$  (ikincil ilgi bölgesi),  $Q=60$  (üçüncül ilgi bölgesi),  $Q=40$  (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü, (c)  $Q=25$  (ikincil ilgi bölgesi),  $Q=20$  (üçüncül ilgi bölgesi),  $Q=15$  (arka plan) kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntü

## 5.2 Kalite Faktörlerinin Etkisi

Göz takip sistemi ve el ile kontrolleme yöntemi ile yapılan çalışmada görüntülere yakınlaştırma yapılmadığı durumda görüntüler arasında belirgin bir kalite farkı gözlemlenemezken; yakınlaştırma yapıldığı takdirde ilgi bölgeleri ve ilgi bölgeleri dışında kalan kısımlar arasındaki nicemlemeden kaynaklı kalite farkı daha açık bir şekilde görülmektedir. Şekil 5.3'te orijinal görüntüye ve sıkıştırılmış görüntüye ait kesit karşılaştırıldığında kullanılan kalite faktörlerinin düşük olmasından kaynaklanan nicemlemenin etkisi görsel anlamda farkedilebilmektedir. Kalite faktörünün azalması, her bir DCT bloğundaki frekans bileşenleri üzerinde daha fazla değişime/bozulmaya neden olduğu için Şekil 5.3 (b)'nin gri seviye değişimleri azalmıştır. Bu nedenle gri-beyaz geçişleri daha keskin olmuştur.

Hazırlanan algoritmanın adaptif bir yapıda olması, görüntü içerisinde farklı oranlarda sıkıştırılmış kesitlerin bir arada bulunmasını sağlamaktadır. Bu nedenle ilgi bölgeleri ile ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar arasında kalite farkının gözlemlenmesi beklenmektedir. Şekil 5.4'te kırmızı ile kontrol edilmiş birincil ilgi bölgesine ait bir kesitin yakınlaştırılmış görüntüsü ve sıkıştırma sonrası elde edilen kesit görüntüsü gösterilmiştir.



(a)

Şekil 5.3 : (a) Orijinal görüntüye ait kesit, (b) Sıkıştırma oranının 7,90 olduğu görüntüye ait kesit



(b)

Şekil 5.3 (Devam) : (a) Orijinal görüntüye ait kesit, (b) Sıkıştırma oranının 7,90 olduğu görüntüye ait kesit



(a)

Şekil 5.4 : (a) Konturlanmış orijinal görüntüye ait kesit, (b) Adaptif sıkıştırma sonrası elde edilen görüntüye ait kesit



(b)

Şekil 5.4 (Devam) : (a) Konturlanmış orijinal görüntüye ait kesit, (b) Adaptif sıkıştırma sonrası elde edilen görüntüye ait kesit

Şekil 5.4 (a)'da kırmızı kontur hattının iç kısmı ile dış kısmı arasında herhangi bir kalite farkı bulunmamaktadır. Diğer yandan Şekil 5.4 (b)'de kontur hattının iç kısmının kayıpsız sıkıştırma sonrası görsel anlamda kalite kaybetmediği; fakat dış kısmının kayıplı sıkıştırma sonrası kalitesinin azaldığı görülmektedir. Şekildeki kontur hattının dışında kalan kısım burada  $Q=20$  kalite faktörü ile sıkıştırılmıştır.



## 6. DEĞERLENDİRME TESTLERİ

Deneysel testlerden elde edilen görüntülerin başarısı objektif ve subjektif kriterler kullanılarak değerlendirilmiştir. Objektif değerlendirme, matematiksel temele dayalı olan ve sayısal veriler üreterek bir değerlendirme sunan; subjektif değerlendirme ise konu ile ilgili kişilerin veriyi görsel/işitsel anlamda yorum esaslı değerlendirdikleri yöntemlerdir. Bu çalışmada objektif değerlendirme *sıkıştırma oranı*, *piksel başına düşen bit*, *tepe sinyal gürültü oranı* ve  *sinyal gürültü oranı* olmak üzere toplamda 4 farklı kriter kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Subjektif değerlendirmede ise, görüntülerin görsel kalitesini ve kullanılabilirliğini değerlendirmek için 3 hekimin 4 farklı veri setine ait her bir görüntü için 4 farklı yoruma verdikleri yanıtlar değerlendirilmiş ve “Ortalama Görüş Puanı (Mean Opinion Score, MOS)” hesaplanmıştır.

### 6.1 Objektif Değerlendirme Testi

Veri setinde bulunan pelvis fraktürüne ait 10 farklı radyografi görüntüsünün Bölüm 5’te belirtilen farklı kalite faktörleri kullanılarak sıkıştırıldığı durumda elde edilen çıktılar 4 farklı objektif kriter kullanılarak değerlendirilmiştir. Bunlar görüntü sıkıştırma performans testlerinde sıkça kullanılan *sıkıştırma oranı*, *piksel başına düşen bit*, *tepe sinyal gürültü oranı* ve  *sinyal gürültü oranı*’dır.

Düşük kalite faktörlerinin tercih edilmesi nicemleme sırasında her bir 8x8 boyutundaki blokta bulunan frekans bileşenlerinin birçoğunun aynı değere yakınsamasına neden olmaktadır. Bu durum, Huffman entropi kodlamasının performansını artırmaktadır. Bunun nedeni, sıkıştırma algoritmasının aynı piksel değerine sahip semboller için daha az sayıda kod kelimesi üretmesidir. Görüntü verisinin daha az bit (daha kısa kod kelimeleri) ile temsil edilmesi, beraberinde daha yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşılmasını sağlamaktadır.

Çizelge 6.1 - 6.5’te objektif kriterlerden elde edilen performans testi sonuçları gösterilmiştir.

Çizelge 6.1 : İkincil ilgi bölgesi için  $Q=70$ , üçüncül ilgi bölgesi için  $Q=60$  ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için  $Q=40$  kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları.

Görüntü Numarası	Sıkıştırma oranı	BPP	PSNR (dB)	SNR (dB)
1	3,89	4,12	39,6	33,51
2	3,74	4,27	37,84	30,47
3	3,16	5,07	37,97	31,70
4	3,74	4,28	38,36	30,83
5	3,32	4,82	38,42	33,63
6	4,03	3,97	38,43	31,19
7	3,74	4,28	39,62	34,14
8	6,71	2,38	36,06	28,94
9	4,42	3,62	38,37	29,14
10	5,38	2,97	39,92	32,39
<b>Ortalama</b>	<b>4,21</b>	<b>3,98</b>	<b>38,46</b>	<b>31,59</b>
<b>Std. Sapma</b>	<b>1,07</b>	<b>0,81</b>	<b>1,11</b>	<b>1,83</b>

Çizelge 6.2 : İkincil ilgi bölgesi için  $Q=60$ , üçüncül ilgi bölgesi için  $Q=50$  ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için  $Q=30$  kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları.

Görüntü Numarası	Sıkıştırma oranı	BPP	PSNR (dB)	SNR (dB)
1	4,37	3,66	38,89	32,80
2	4,03	3,97	37,09	29,71
3	3,46	4,62	37,32	31,55
4	4,24	3,77	37,68	30,15
5	3,70	4,32	37,92	32,13
6	4,47	5,58	37,8	30,56
7	4,36	3,67	39,09	32,71
8	8,44	1,89	36,58	30,06
9	4,77	3,35	37,68	28,46
10	6,12	2,61	38,92	31,59
<b>Ortalama</b>	<b>4,8</b>	<b>3,75</b>	<b>37,9</b>	<b>31,07</b>
<b>Std. Sapma</b>	<b>1,47</b>	<b>1,02</b>	<b>0,84</b>	<b>1,58</b>



Çizelge 6.3 : İkincil ilgi bölgesi için  $Q=65$ , üçüncül ilgi bölgesi için  $Q=40$  ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için  $Q=25$  kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları.

Görüntü Numarası	Sıkıştırma oranı	BPP	PSNR (dB)	SNR (dB)
1	4,85	3,30	38,55	32,46
2	4,34	3,69	36,67	29,35
3	3,78	4,23	37,01	29,74
4	4,80	3,33	37,39	29,86
5	4,06	3,94	37,64	32,85
6	4,89	3,27	37,50	30,86
7	5,00	3,20	38,86	33,48
8	10,11	1,6	35,25	28,73
9	5,15	3,11	37,31	28,08
10	6,87	2,33	38,47	30,94
<b>Ortalama</b>	<b>5,39</b>	<b>3,2</b>	<b>37,47</b>	<b>30,68</b>
<b>Std. Sapma</b>	<b>1,86</b>	<b>0,76</b>	<b>1,05</b>	<b>1,86</b>

Sıkıştırma oranındaki artış, görüntünün aynı zamanda piksel verisi üzerindeki değişimlerin ve bozulmaların da arttığı anlamına geldiği için orijinal görüntüden bir anlamda uzaklaşmaktadır. Dolayısıyla kayıplı sıkıştırma uygulaması sonrası orijinal görüntüye ait bir pikselin sıkıştırılmış görüntüdeki karşılığı olan piksel ile arasında bir fark gözlenmektedir. Bu fark, gürültü veya hata olarak adlandırılmaktadır.

Çizelge 6.4 : İkincil ilgi bölgesi için  $Q=50$ , üçüncül ilgi bölgesi için  $Q=40$  ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için  $Q=20$  kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları.

Görüntü Numarası	Sıkıştırma oranı	BPP	PSNR (dB)	SNR (dB)
1	5,72	2,8	38,24	32,15
2	4,97	3,22	36,30	28,93
3	4,45	3,6	36,69	30,43
4	5,89	2,72	37,12	29,59
5	4,74	3,38	37,30	32,51
6	5,60	2,86	37,20	29,96

Çizelge 6.4 (Devam) : İkincil ilgi bölgesi için  $Q=50$ , üçüncül ilgi bölgesi için  $Q=40$  ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için  $Q=20$  kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları.

7	6,24	2,56	38,56	32,18
8	12,24	1,31	35,76	28,15
9	5,94	2,70	36,97	30,75
10	8,17	1,96	38,06	30,52
<b>Ortalama</b>	<b>6,39</b>	<b>2,71</b>	<b>37,22</b>	<b>30,42</b>
<b>Std. Sapma</b>	<b>2,30</b>	<b>0,67</b>	<b>0,87</b>	<b>1,35</b>

Çizelge 6.5 : İkincil ilgi bölgesi için  $Q=25$ , üçüncül ilgi bölgesi için  $Q=20$  ve ilgi bölgesi dışında kalan kısımlar için  $Q=15$  kalite faktörlerinin kullanıldığı durumda elde edilen performans sonuçları.

Görüntü Numarası	Sıkıştırma oranı	BPP	PSNR (dB)	SNR (dB)
1	7,15	2,24	37,86	31,77
2	6,16	2,60	35,95	28,58
3	5,68	2,81	36,33	30,06
4	7,63	2,10	36,83	29,30
5	5,99	2,67	36,85	32,06
6	6,74	2,37	36,85	29,61
7	8,33	1,92	38,16	32,78
8	14,57	1,10	34,97	26,85
9	7,23	2,21	36,67	27,45
10	9,55	1,68	37,76	30,23
<b>Ortalama</b>	<b>7,90</b>	<b>2,17</b>	<b>36,82</b>	<b>29,87</b>
<b>Std. Sapma</b>	<b>2,61</b>	<b>0,51</b>	<b>0,95</b>	<b>1,95</b>

Hata miktarındaki artış, Eşitlik 4.6'ya göre PSNR değerinde bir azalmaya neden olmaktadır. Benzer şekilde Eşitlik 4.7 incelendiğinde hata miktarındaki artışın SNR değerinde bir düşüşe neden olacağı görülmektedir. Bunun yanında aynı kalite faktörleri için farklı görüntülerde farklı değerlerde sonuçlar elde edildiği açıkça görülmektedir. Görüntülerin aynı yapıda ve aynı bölgeden çekilmiş olmasına karşın

her bir hasta numarasının farklı kişileri ifade etmesinden dolayı görüntünün içeriği kişiden kişiye değişmektedir. Bu nedenle görüntü içeriğinin değişimi sıkıştırma performansını da etkilemektedir. İçeriğin yanında çekim kalitesi de görüntüden görüntüye değişebilmektedir. Örneğin Şekil 6.1 (b) için yapılan çekimden elde edilen görüntü Şekil 6.1 (a) kadar net bir görüntü değildir.



(a)



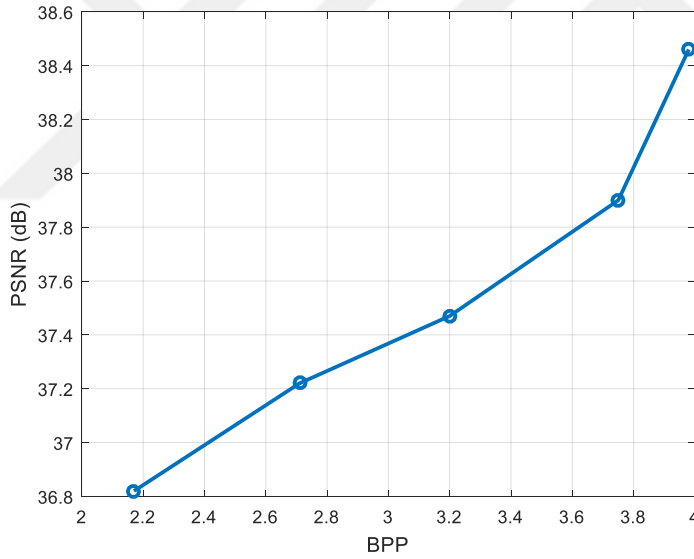
(b)

Şekil 6.1 : (a) Çekim kalitesi iyi bir pelvis radyografisi, (b) Çekim kalitesi daha kötü bir pelvis radyografisi

Adaptif sıkıştırma algoritması açısından görüntüdeki gri seviye geçişlerinin daha yumuşak olması; başka bir deyişle pikseller arası gri seviye değerlerinin bazı

bölgelerde birbirine oldukça yakın olması nicemleme sonrası sıkıştırma performansı etkinliğini olumlu yönde etkilemektedir. Çizelge 6.1-6.5'te performans sonuçlarına bakıldığında aynı kalite faktörleri için diğer görüntülere kıyasla 8 numaralı görüntünün daha yüksek sıkıştırma oranına, daha düşük BPP değerine ve gürültü miktarındaki artıştan dolayı daha düşük PSNR ve SNR değerlerine ulaşmasının nedeni budur.

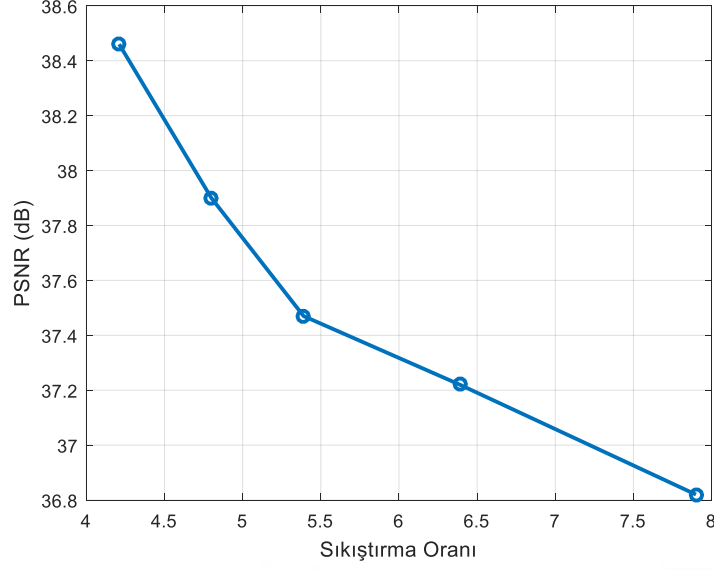
Sıkıştırılmış görüntü verisinin orijinal görüntü verisine göre daha düşük bit ile temsil edilmesi, gürültüyü artıran bir etmendir. Bu nedenle Eşitlik 4.6'ya göre gürültü miktarındaki artışa bağlı olarak PSNR değerinin azalması beklenmektedir. Benzer şekilde gürültü miktarındaki azalma, daha yüksek BPP değeri anlamına gelmekte ve PSNR değerinde bir artışın gerçekleşmesini sağlamaktadır. Şekil 6.2'de farklı kalite faktörleri ile sıkıştırılmış 5 veri seti için tespit edilen ortalama BPP değerlerine karşılık ortalama PSNR grafiği gösterilmiştir.



Şekil 6.2 : BPP – PSNR grafiği

Şekil 6.2'de BPP değeri 2,17 ile 3,98 arasında değişmektedir. Buna bağlı olarak PSNR değerinin ise BPP değerindeki değişime bağlı olarak 36,82 ile 38,46 arasında değişim gösterdiği gözlenmektedir. Beklenildiği üzere BPP değeri daha yüksek olan veri seti, orijinal veri setine daha benzer görüntüyü ifade ettiğinden BPP arttıkça gürültü miktarı azalmakta ve bu nedenle PSNR değeri artmaktadır.

Şekil 6.3'de farklı kalite faktörleri ile sıkıştırılmış 5 veri seti için tespit edilen ortalama sıkıştırma oranlarına karşılık ortalama PSNR grafiği gösterilmiştir.

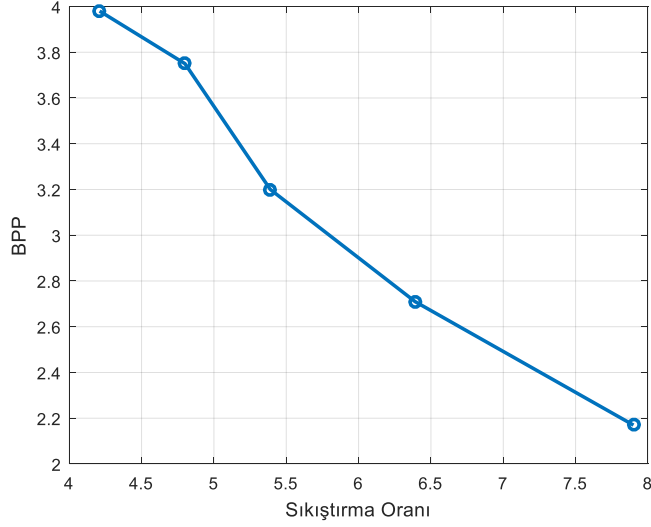


Şekil 6.3 : Sıkıştırma Oranı – PSNR grafiği

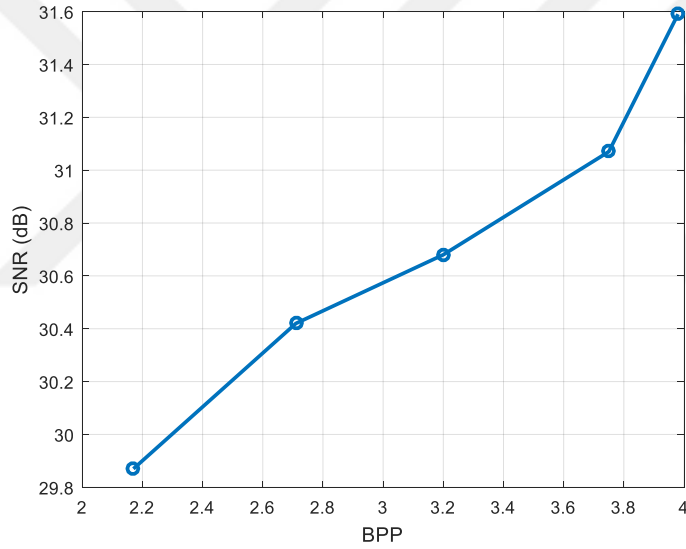
Sıkıştırma miktarındaki artış, görüntü verisinde bozulmaların ve detay kaybının artması ile sonuçlanmaktadır. Bu nedenle sıkıştırma miktarının artmasıyla, sıkıştırılmış veri ile orijinal veri arasındaki hatanın artması beklenir. Bu durum, sıkıştırma oranının artması durumunda PSNR değerinin azalması ile sonuçlanmaktadır. Şekil 6.3'te sıkıştırma oranının yaklaşık 2 kat değişmesine rağmen PSNR değerinin 36,82 ile 38,46 arasında az bir değişim gösterdiği görülmektedir. Değişimin az olmasına karşın sıkıştırma miktarındaki artış PSNR değerinde sürekli bir düşüşe neden olmuştur.

Şekil 6.4'te farklı kalite faktörleri ile sıkıştırılmış 5 veri seti için tespit edilen ortalama sıkıştırma oranlarına karşılık ortalama BPP grafiği gösterilmiştir. Sıkıştırma oranının 4,21 ile 7,9 değerleri arasında değerler aldığı gözlemlenirken BPP değerinin benzer oranda 3,98 değerinden 2,17 değerine kadar azaldığı görülmektedir.

Şekil 6.5'te farklı kalite faktörleri ile sıkıştırılmış 5 veri seti için tespit edilen ortalama BPP değerlerine karşılık ortalama SNR grafiği gösterilmiştir. Piksel başına düşen bit değerindeki artış, görüntü kalitesini artıran bir faktör olmakla birlikte orijinal görüntüye hem görsel de verisel anlamda yaklaşıldığını ifade etmektedir. Bu nedenle, BPP değerindeki artış (gürültü miktarındaki azalma), Eşitlik 4.7'ye göre SNR değerinde bir artışa neden olmuştur.



Şekil 6.4 : Sıkıştırma Oranı – BPP grafiği



Şekil 6.5 : BPP – SNR grafiği

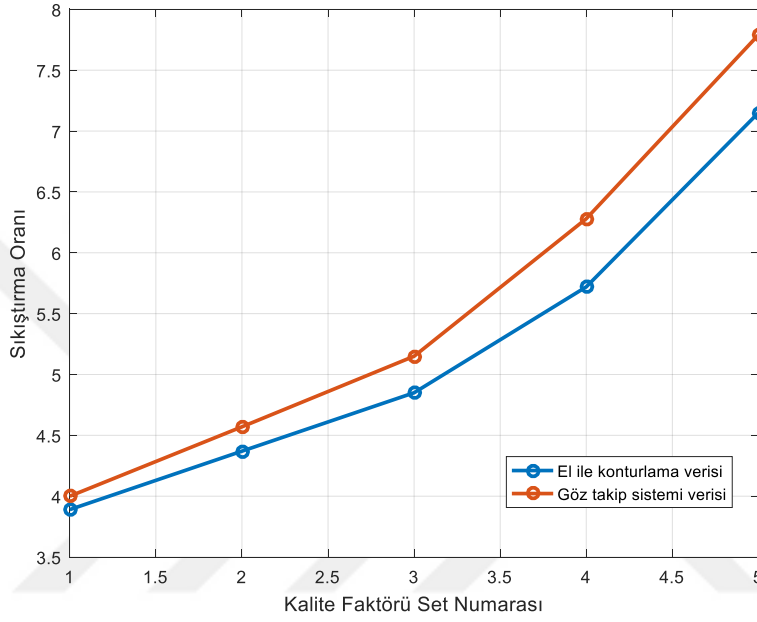
Göz takip sistemi kullanılarak 1 numaralı hasta görüntüsü için yapılan örnek çalışmada kullanılan kalite faktörleri ve elde edilen performans sonuçları Çizelge 6.6'da, sonuçların karşılaştırması ise Şekil 6.6 - 6.9'da gösterilmiştir. Burada gösterim kolaylığı olması açısından ikincil, üçüncül ilgi bölgeleri ve arka plan için kullanılan kalite faktörlerinin sırasıyla 70, 60, 40 olduğu durum için kalite faktörü set numarası **1**; 60, 50, 30 için **2**; 65, 40, 25 için **3**; 50, 40, 20 için **4** ve 25, 20, 15 değerleri için **5** şeklinde numaralandırma yapılmıştır.

Çizelge 6.6 : Göz takip sistemi kullanılarak 1 numaralı radyografi görüntüsü için elde edilen performans sonuçları.

Kalite faktörü	Sıkıştırma oranı	BPP	PSNR (dB)	SNR (dB)
İkincil ilgi bölgesi : 70 Üçüncül ilgi bölgesi : 60 Arka plan : 40	4,00	4,00	39,44	33,35
İkincil ilgi bölgesi : 60 Üçüncül ilgi bölgesi : 50 Arka plan : 30	4,57	3,50	38,74	32,65
İkincil ilgi bölgesi : 65 Üçüncül ilgi bölgesi : 40 Arka plan : 25	5,15	3,10	38,41	32,32
İkincil ilgi bölgesi : 50 Üçüncül ilgi bölgesi : 40 Arka plan : 20	6,28	2,54	38,08	31,99
İkincil ilgi bölgesi : 25 Üçüncül ilgi bölgesi : 20 Arka plan : 15	7,79	2,05	37,79	31,64

Şekil 6.6'ya göre göz takip sisteminin kullanıldığı durumda tespit edilen sıkıştırma oranları, el ile konturlama sonuçlarından daha yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni, göz takip sisteminin daha hassas bir ölçüm kabiliyetine sahip olmasıyla sadece odak noktalarının oluşturduğu daha küçük alanların sıkıştırılmasıdır. Örneğin el ile konturlanmış 1 numaralı radyografi görüntüsü için kırmızı kontur hattına sahip ilgi bölgesi, toplam alanının %3,02'sini oluştururken, göz takip sistemi kullanılarak analiz edilen görüntüde birincil ilgi bölgelerinin alanları toplamı, toplam alanın %0,23'ünü oluşturmaktadır. Mavi ile konturlanan ilgi bölgesi toplam alanın %3,77'sini oluştururken, göz takip sistemi kullanılarak yapılan analizde ikincil ilgi bölgesinin alanı toplam alanın %0,054'ünü oluşturmaktadır. Yeşil ile konturlanan ilgi bölgesi ise toplam alanın %4,86'sını oluştururken, göz takip sistemi ile yapılan analiz sonucu üçüncül ilgi bölgesi toplam alanın sadece %0.052'sini oluşturmaktadır. Bu bağlamda yüksek kalite faktörleri göz takip verisi için daha az bir alana etki

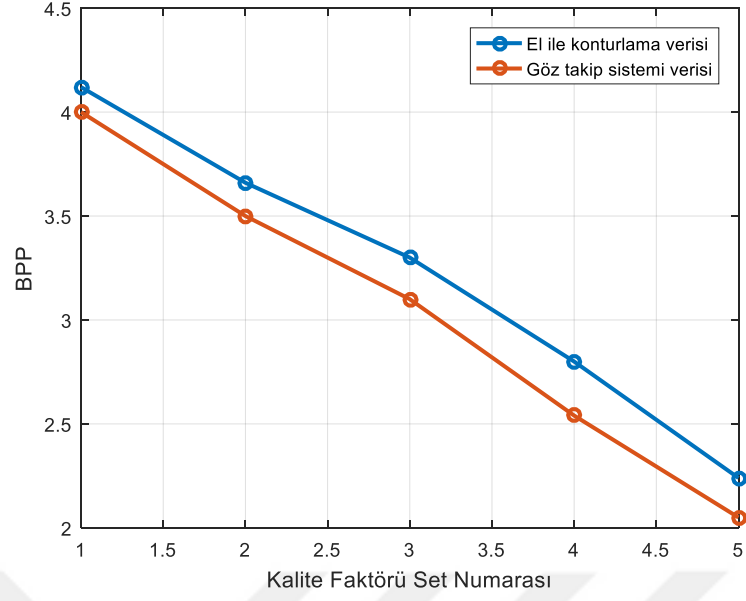
etmiştir. Başka bir deyişle göz takip sistemi verisinde arka plan bölgesi için kullanılan düşük kalite faktörü, görüntüde daha çok piksele uygulanmıştır. Kalite faktörünün azalmasının sıkıştırma oranını artıran bir etmen olduğu düşünüldüğünde göz takip verisi için daha çok pikselin bu faktörle sıkıştırılması, görüntünün genelinde el ile kontrolleme sonuçlarına kıyasla daha yüksek sıkıştırma oranına ulaşılmasını sağlamıştır.



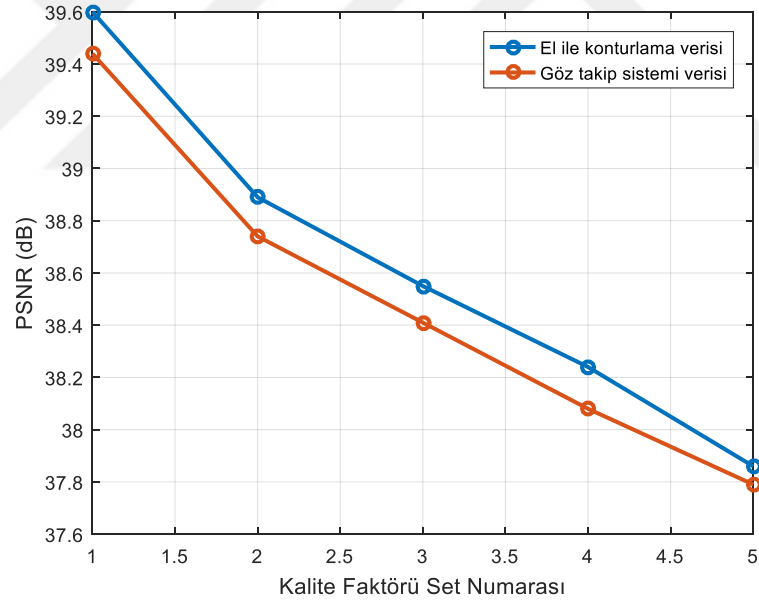
Şekil 6.6 : 5 farklı kalite faktörü seti için göz takip sistemi ve el ile kontrolleme verisinden tespit edilen sıkıştırma oranları

Şekil 6.7'ye göre göz takip sisteminden elde edilen 1 numaralı hasta görüntü verisinin farklı kalite faktörleri ile sıkıştırıldığı durumda tespit edilen BPP değerlerinin, el ile kontrol edilen aynı görüntünün için tespit edilen BPP değerlerinden daha düşük olduğu görülmektedir. Göz takip sisteminden elde edilen görüntünün daha çok sıkıştırılmış olması dikkate alındığında bu veri setine ait BPP değerlerinin daha düşük çıkması beklenen bir durumdur. Benzer şekilde, Şekil 6.8 ve Şekil 6.9'da göz takip verisinin kullanıldığı sıkıştırılmış görüntülerde daha düşük PSNR ve SNR değerleri tespit edilmiştir.

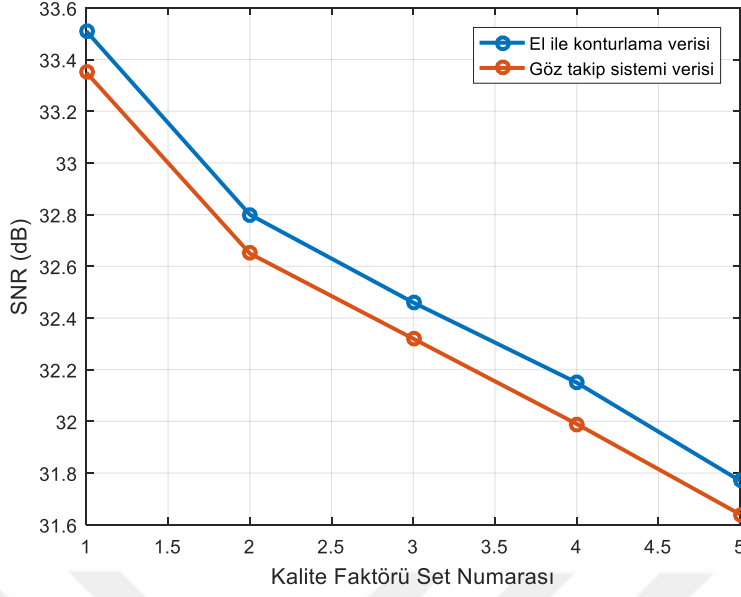




Şekil 6.7 : 5 farklı kalite faktörü seti için göz takip sistemi ve el ile kontrolleme verisinden tespit edilen BPP değerleri



Şekil 6.8 : 5 farklı kalite faktörü seti için göz takip sistemi ve el ile kontrolleme verisinden tespit edilen PSNR değerleri



Şekil 6.9 : 5 farklı kalite faktörü seti için göz takip sistemi ve el ile kontrolleme verisinden tespit edilen SNR değerleri

## 6.2 Subjektif Değerlendirme Testi

Görüntü sıkıştırma uygulamalarında sıkıştırılan verinin kabul edilebilirliğini ve kullanılabilirliğini tespit etmek amacıyla objektif kriterler kullanılarak yapılan değerlendirmenin yanında subjektif kriterlerle değerlendirmek de önemlidir. Önerilen bu çalışmanın amaç ve kapsamına bakıldığında sıkıştırılmış görüntülerin hastane uygulamalarında kullanımı sırasında bu görüntüleri değerlendirecek ve kullanacak olan kişiler, radyolog hekimlerdir. Görüntülerin sıkıştırılması sırasında fraktüre ait tanısal bilginin kaybolması, yanlış tedavi planlamasına ve hukuksal yaptırımlara neden olabilmektedir. Bu sebeple radyologların sıkıştırılmış görüntüleri görsel olarak inceledikleri ve yorum esaslı değerlendirdikleri göz önünde bulundurulduğunda, sıkıştırılmış görüntülerin görsel kalitesini ve orijinal veriye olan benzerliğini koruyabilmek büyük önem taşımaktadır.

Subjektif kriterler ile değerlendirme sürecinde hekimler arası farklılığı ve ortalama görüş puanını tespit etmek amacıyla görüntüler 3 farklı hekim tarafından değerlendirilmiştir. Veri seti olarak el ile kontrollanmış görüntüler arasında objektif değerlendirme ile en iyi sıkıştırma performansı gösteren Çizelge 6.3 - 6.5'teki görüntüler ve orijinal görüntüler kullanılmıştır. Toplamda 40 adet görüntünün kullanıldığı değerlendirmede, tüm görüntüler herhangi bir önyargıya sebebiyet

vermemek için hekimlere karışık olarak verilmiştir. Hekimlere her görüntü için 4 farklı yorum sunulmuş ve hekimlerden bu yorumlara olan katılımlarını 1 ile 5 arasında puanlandırmaları istenmiştir. Değerlendirmede kullanılan yorumlar ve cevaplandırmada sunulan seçenekler Çizelge 6.7’de gösterilmiştir.

Subjektif kriterlerle değerlendirilen görüntüler için toplamda 480 adet veri toplanmıştır. Bu veriler, her bir veri seti ve yorum için istatistiksel olarak analiz edilmiş ve “Ortalama Görüş Puanı (Mean Opinion Score, MOS)” hesaplanmıştır. Bunun yanında, hekimler arasındaki puanlandırma farklılıklarını da tespit etmek amacıyla her bir veri seti için hekimlerin ayrı ayrı OGP’si tespit edilmiştir.

OGP, özellikle görüntü ve ses uygulamalarında çıktı kalitesinin değerlendirilmesinde sıkça tercih edilen istatistiksel bir analiz yöntemidir [63]. OGP, deneklerin çıktılar için önceden hazırlanmış değerlendirme tablosunda belirtilen puanlandırma seçeneklerine verdikleri oyların aritmetik ortalaması ile istatistiksel olarak hesaplanabilmektedir.

Hekimlerin her bir veri seti görüntüsü için yöneltilen yorumlara verdikleri puanlardan tespit edilen OGP ve bu OGP değerlerinin ortalama başarı puanı Çizelge 6.9’da gösterilmiştir.

Çizelge 6.7 : Subjektif değerlendirmede kullanılan yorum ve değerlendirme seçenekleri.

Yorum	Cevaplandırma
1) Fraktür hattı izleniyor.	1- Hiç izlenmiyor 2- Net değil 3- Belli belirsiz 4- Belirgin 5- Tam belirgin
2) Fraktür çevresindeki kemik yapıların netliği yeterlidir.	1- Hiç izlenmiyor 2- Net değil 3- Belli belirsiz 4- Belirgin 5- Tam belirgin

Çizelge 6.7 (Devam) : Subjektif değerlendirilmede kullanılan yorum ve değerlendirme seçenekleri.

3) Diğer alanlarda kemik yapılarının netliği yeterlidir.	1- Hiç izlenmiyor 2- Net değil 3- Belli belirsiz 4- Belirgin 5- Tam belirgin
4) Grafi, femur fraktürü için yeterlidir.	1- Hiç katılmıyorum 2- Katılmıyorum 3- Kararsızım 4- Katılıyorum 5- Tamamen katılıyorum

Çalışmanın bu aşamasında gösterim kolaylığı olması açısından farklı kalite faktörleri ile sıkıştırılan veri setleri için kullanılan isimlendirme Çizelge 6.8’de gösterilmiştir.

Çizelge 6.8 : Kullanılan kalite faktörleri için veri seti isimlendirmesi.

İsmlendirme	İkincil ilgi bölgesi	Üçüncül ilgi bölgesi	Arka plan
Sıkıştırılmış Veri Seti 1	65	40	25
Sıkıştırılmış Veri Seti 2	50	40	20
Sıkıştırılmış Veri Seti 3	25	20	15

Çizelge 6.9 : Subjektif değerlendirme kriterleri ile tespit edilen OGP sonuçları.

	Orijinal Veri Seti	Sıkıştırılmış Veri Seti 1	Sıkıştırılmış Veri Seti 2	Sıkıştırılmış Veri Seti 3
<b>Yorum 1</b>	3,63	3,57	3,57	3,43
<b>Yorum 2</b>	3,40	3,20	3,47	3,33
<b>Yorum 3</b>	3,47	3,40	3,43	3,37
<b>Yorum 4</b>	3,53	3,60	3,73	3,60
<b>Ortalama</b>	<b>3,51</b>	<b>3,44</b>	<b>3,55</b>	<b>3,43</b>
<b>Standart Sapma</b>	<b>0,84</b>	<b>0,94</b>	<b>1,01</b>	<b>1,07</b>

Çizelge 6.9'dan elde edilen verilere göre 'Yorum 1' için en iyi sonuç OGP 3,63 ile orijinal veri seti görüntülerinde tespit edilmiştir. 'Fraktür hattı izleniyor.' ifadesinin kullanıldığı bu yorumda sıkıştırılmış veri setlerinde fraktür hattını içeren ilgi bölgelerinin kayıpsız sıkıştırılmasına rağmen 'Orijinal Veri Seti' daha başarılı bulunmuştur. Bazı durumlar için kayıplı olarak sıkıştırılmış ikincil ve üçüncül ilgi bölgelerinin birincil ilgi bölgesi ile kısmen kesişiyor olması, hekimlerin puanlamasında etkili olabilmektedir. Diğer yandan sıkıştırılmış veri setleri, değerlendirmede 'Orijinal Veri Seti' için tespit edilen OGP değerine oldukça yakın sonuçlar vermiştir. 'Sıkıştırılmış Veri Seti 1' ve 'Sıkıştırılmış Veri Seti 2' için tespit edilen OGP'nin 'Orijinal Veri Seti' OGP değerinin yalnızca %1.65 altında olması, 'Sıkıştırılmış Veri Seti 3'ün sadece %5.5'lik bir fark göstermesi ve 4 veri setinin de OGP değerlerinin 3'ün (ortalama değer) üzerinde olması, sıkıştırılmış görüntülerde de fraktür hattının izlenebildiğini göstermektedir.

Çizelge 6.9'da 'Yorum 2' için en iyi sonucu 3,47 ortalama ile 'Sıkıştırılmış Veri Seti 2' vermiştir. 'Fraktür çevresindeki kemik yapıların netliği yeterlidir.' ifadesinin kullanıldığı bu yorum için herhangi bir kayıp içermeyen 'Orijinal Veri Seti'nin OGP sıralamasında ikinci sırada yer alması, 'Sıkıştırılmış Veri Seti 2'nin orijinal görüntü verilerinden neredeyse farksız bulunduğunu göstermektedir. Diğer yandan 'Sıkıştırılmış Veri Seti 1' ve 'Sıkıştırılmış Veri Seti 3' için tespit edilen OGP değerlerinin orijinal veri setinden yalnızca %5.88 ve %2.05'lik fark göstermesi, sıkıştırılmış veri setlerinin fraktür çevresindeki kemik yapıların netliğini belirlemek için yeterli olabileceğini göstermektedir.

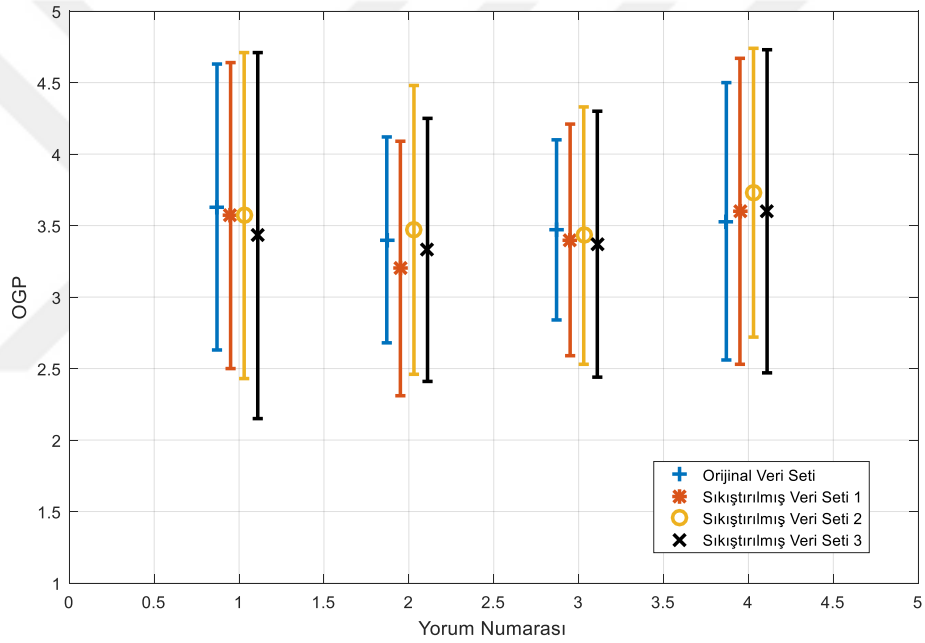
'Diğer alanlarda kemik yapıların netliği yeterlidir.' ifadesinin kullanıldığı 'Yorum 3' için yapılan değerlendirmede veri setleri birbirine oldukça yakın sonuçlar vermiştir. 3,47 OGP ile 'Orijinal Veri Seti'nin en iyi sonuçları verdiği bu değerlendirmede sıkıştırılmış veri setleri için kullanılan kalite faktörleri, gerek ilgi bölgelerinde gerekse ilgi bölgeleri dışında kalan düşük faktörler ile sıkıştırılmış bölgelerde detay ve tanısal bilgiyi koruma açısından yeterli bulunmuştur. Bunun yanında tüm veri setleri için tespit edilen OGP değerlerinin 3'ün üzerinde çıkması, kullanılan kalite faktörlerinin fraktür dışındaki alanlarda netliği korumak için yeterli bulunduğunu gösteren bir diğer bulgudur.

Tespit edilen OGP verilerine göre ‘Grafi, femur fraktürü için yeterlidir.’ ifadesinin kullanıldığı ‘Yorum 4’ için 3,73 OGP ile ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 2’ en başarılı set olarak değerlendirilmiştir. Diğer veri setleri için tespit edilen OGP değerlerinin birbirine yakın sonuçlar vermesinin yanında ‘Orijinal Veri Seti’ için tespit edilen OGP’nin sıkıştırılmış veri setlerinden daha düşük puan ortalamasına sahip olması, sıkıştırma algoritmasının başarısını ortaya koymaktadır. Subjektif değerlendirme sonuçlarına göre ‘Orijinal Veri Seti’nin diğer veri setlerine kıyasla en fazla %5,36’lık bir fark göstermesi, adaptif olarak sıkıştırılmış pelvis radyografilerinin femur fraktürüne ait bilgiyi koruyabildiğini göstermektedir.

Çizelge 6.9’da dört farklı veri seti için yapılan değerlendirmede tespit edilen OGP değerlerinin her bir veri seti için aritmetik ortalaması alındığında en iyi sonuçları ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 2’ vermiştir. ‘Orijinal Veri Seti’ne yakın hatta daha iyi bir ortalamaya sahip olan bu veri seti, elde edilen sonuçlara göre ‘Orijinal Veri Seti’ görüntülerinden neredeyse farksız olarak değerlendirilmiştir. Genel değerlendirmeye göre ‘Orijinal Veri Seti’ için tespit edilen ortalama başarı puanının ikinci sırada yer alması, iki ve dört numaralı yorumda ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 2’ye göre daha düşük puan almasından kaynaklanmaktadır. Orijinal ve sıkıştırılmış görüntü verisi arasında belirgin bir farkın gözlenemediği bazı durumlarda sıkıştırılmış veri setleri için daha iyi puanlandırmanın yapılmış olma ihtimali orijinal veri setinin ikinci sıraya düşmesine neden olabilmektedir. Değerlendirme sırasında yapılan çalışmada herhangi bir önyargı oluşmaması açısından görüntülerin hekimlere karışık olarak verilmesi, görüntülerin daha objektif bir bakış açısıyla değerlendirilmesini sağlamıştır. Bunu takiben ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 1’ ortalama OGP sıralamasında üçüncü sırada yer alırken en düşük kalite faktörleri ile ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 3’ son sırada yer almaktadır. Tüm veri setleri için tespit edilen ortalama değerlendirme puanlarının 3’ün üzerinde çıkması ve sıkıştırılmış veri setlerinin ‘Orijinal Veri Seti’ için yapılan değerlendirmeye oldukça yakın sonuçlar vermesi kullanılan kalite faktörlerinin yeterli ve kabul edilebilir olduğunu göstermektedir.

Çizelge 6.9’a ait verilere göre hekimlerin yaptığı değerlendirme sonucunda her bir yorum için tespit edilen OGP ve standart sapma değerleri Şekil 6.10’da gösterilmiştir. Görüldüğü üzere ‘Fraktür hattı izleniyor’ ifadesinin kullanıldığı yorum için puanlamadaki en yüksek standart sapma, en çok sıkıştırılan ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 3’te gözlemlenmiştir. Görüntü kalitesindeki değişikliğin en fazla olduğu ve

tanısal bilginin tespit edilmesinin zorlaştığı bu veri setinin diğer verilere kıyasla yüksek bir standart sapma göstermesi beklenen bir durumdur. Buna karşılık OGP değerinin 3,43 çıkması ve orijinal veri seti için tespit edilen OGP değerine oldukça yakın olması, bu veri setinde fraktür hatlarının ortalama bir başarı ile izlenebileceğini göstermektedir. Diğer yorumlarda tespit edilen standart sapma değerlerinin birbirlerine oldukça yakın sonuçlar verdiği görülürken, oylamadaki en düşük sapma ‘Orijinal Veri Seti’ için tespit edilmiştir. Sıkıştırılmış veri setlerine kıyasla görüntü kalitesinin en yüksek olduğu, verinin tamamen korunduğu ve daha yüksek bit ile ayrıntının en fazla olduğu bu veri seti için standart sapmanın diğer setlere göre düşük çıkması beklenen ve arzu edilen bir sonuçtur.

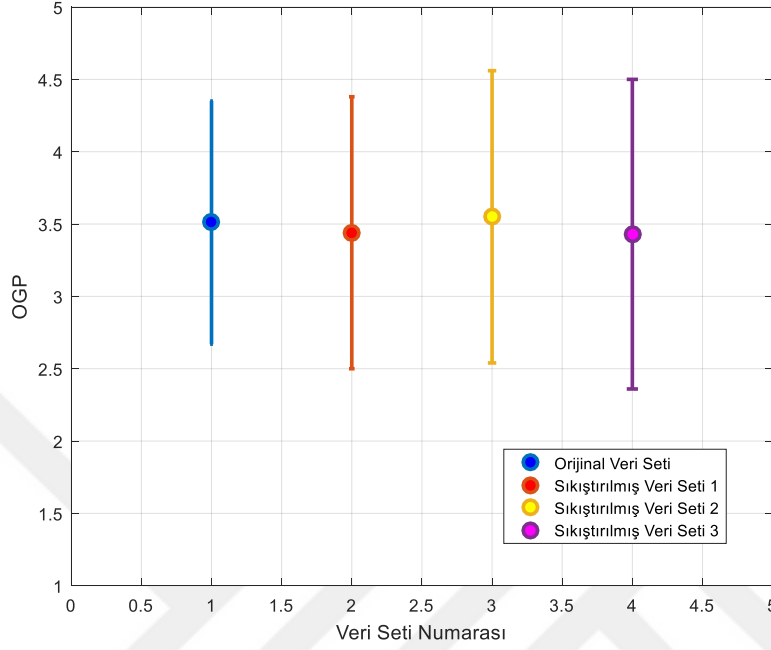


Şekil 6.10 : Her bir yorum için tespit edilen OGP ve standart sapma sonuçları

Veri setleri için tespit edilen OGP değerlerinin ortalama değerleri ve puanlamadaki standart sapmalar Şekil 6.11’de gösterilmiştir. En yüksek sapma 1,07 ile ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 3’e aittir. En düşük standart sapmanın ise ‘Orijinal Veri Seti’inde görülmesine karşın en yüksek OGP 1,01 standart sapma ile ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 2’de gözlemlenmiştir.

Çizelge 6.10’da radyolog hekimlerin her bir veri seti için 4 farklı yoruma yapmış oldukları değerlendirilmenin ortalama görüş puanları verilmiştir. Elde edilen verilere göre Radyolog 1 için orijinal veri seti görüntüleri diğer veri seti görüntülerinden daha

başarılı bulunurken; Radyolog 2 için en başarılı bulunan set ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 2’ olmuştur. ‘Orijinal Veri Seti’nden %2,66 daha iyi değerlendirilen bu veri seti, Radyolog 3 için de en iyi sonuçları veren set olarak değerlendirilmiştir.



Şekil 6.11 : OGP değerlerinin ortalamaları ve her bir veri setine verilen puanların standart sapmaları

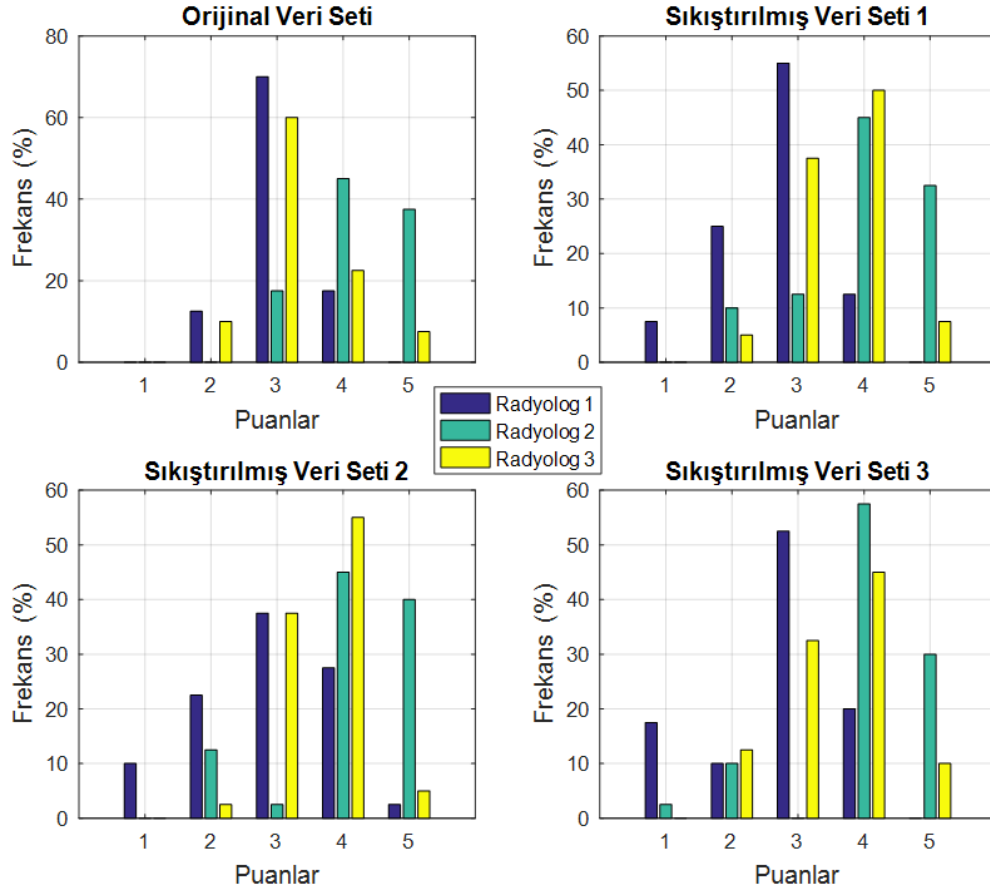
Çizelge 6.10 : Hekimlerin her bir veri seti için yaptığı değerlendirmeden tespit edilen OGP değerleri.

	<b>Orijinal Veri Seti</b>	<b>Sıkıştırılmış Veri Seti 1</b>	<b>Sıkıştırılmış Veri Seti 2</b>	<b>Sıkıştırılmış Veri Seti 3</b>
<b>Radyolog 1</b>	3,05	2,73	2,90	2,75
<b>Radyolog 2</b>	4,02	4,00	4,13	4,03
<b>Radyolog 3</b>	3,28	3,60	3,63	3,53
<b>Ortalama</b>	<b>3,51</b>	<b>3,44</b>	<b>3,55</b>	<b>3,43</b>

OGP değerlerinin ortalamaları alındığında, Çizelge 6.9 ile aynı değerlerin elde edileceği aşikardır. Hekimlerin tüm yorumlar için her bir veri setine verdikleri puanların frekans dağılımı Şekil 6.12’de gösterilmiştir. ‘Orijinal Veri Seti’ için Radyolog 1 ve Radyolog 3, değerlendirmelerini sırasıyla %70 ve %60 oranla 5 üzerinden 3 yönünde yaparak bu veri setini ortalama başarı ile değerlendirirken,



Radyolog 2 oylamanın büyük çoğunlunda (%45) 4 puan vererek orijinal veri setini diğer hekimlere göre daha iyi bulmuştur.



Şekil 6.12 : Radyolog hekimlerin veri setleri için verdikleri puanların dağılımı

Dağılımın geneline bakıldığında, Radyolog 2 ve Radyolog 3'ün 'Sıkıştırılmış Veri Seti 2'yi Radyolog 1'e göre daha yüksek puanlar ile değerlendirdikleri bilgisine ulaşılabilmektedir. Benzer durumun daha az sıkıştırılmış 'Sıkıştırılmış Veri Seti 1' için de olduğu söylenebilir. Fakat bu kez Radyolog 1'in 3 puan ile değerlendirdiği yorumların oranı %37,5'ten %55'e çıkmıştır. Diğer yandan Radyolog 2, 'Sıkıştırılmış Veri Seti 2'de olduğu gibi yaptığı değerlendirmenin %45'inde 4 puan vermiştir. Radyolog 3'ün ise 4 ile değerlendirdiği görüntülerin sayısı yine en fazladır. 'Sıkıştırılmış Veri Seti 3', en çok sıkıştırılmış olan veri seti görüntülerini oluşturmaktadır. Bu nedenle, veri setine ait görüntü kalitesi diğer veri setlerine göre daha düşüktür. Bu durum, veri setinin genel başarısında önemli bir düşüşe neden olmasa da 1 yönünde yapılan puanlandırmanın frekansında artışa neden olmuştur. Radyolog 1, sıkıştırılmış tüm veri setlerinde 1 puan ile en düşük değerlendirmede bulunmuş ve bu puanın kullanım sıklığı 'Sıkıştırılmış Veri Seti 3'te %17,5'e ulaşarak

artış göstermiştir. Buna karşın değerlendirmenin %52,5'inde önerilen yorumlara 3 puan veren Radyolog 1'in veri setini genel olarak ortalama başarı ile değerlendirdiği söylenebilir. Diğer yandan Radyolog 2 ve Radyolog 3 değerlendirmenin %57,5 ve %45'inde 4 vererek bu veri setini Radyolog 1'e göre daha başarılı bulmuştur.

Şekil 6.12'deki grafiklere ait dağılımlar genel hatlarıyla incelendiğinde tüm veri setlerinde Radyolog 1'in 3 puan ile değerlendirdiği görüntülerin, Radyolog 2'nin ise 4 puan ile değerlendirdiği görüntülerin sayısının en fazla olduğu bilgisine ulaşılmaktadır. Diğer yandan Radyolog 3, 'Orijinal Veri Seti' görüntüleri için sunulan yorumların çoğunluğunu 3 puan ile değerlendirirken; geriye kalan sıkıştırılmış veri setlerini ağırlıkta 4 puan ile değerlendirmiştir. Sıkıştırılmış veri setlerinin değerlendirilmesinde 5 üzerinden 5 ile değerlendirilen yorumların sayısı oldukça düşük çıkmıştır. Benzer şekilde orijinal veri setine ait görüntüler için de bu oranının düşük olması, kayıplı sıkıştırma algoritmasında kullanılan kalite faktörlerinin neden olduğu detay kaybından ziyade görüntülerin çekim kalitesinden ve/veya fraktürün seviyesine bağlı olarak hekimlerin görüntüleri daha hassas bir şekilde değerlendirmesinden kaynaklandığını göstermektedir.

Hekimlerin değerlendirmesi sırasındaki farklılıkların anlamlılık ölçütünü belirlemek için istatistiksel analiz yöntemlerinden biri olan P Testi ile değerlendirme yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılığın düzeyinin belirlenmesi için bulunan P değeri, bu çalışmada hekimler arasındaki istatistiksel ilişkiyi tespit etmek amacıyla kullanılmıştır. Çalışmada P değeri, SPSS yazılımı kullanılarak tespit edilmiştir. P değerinin güven aralıkları ve yorumu Çizelge 6.11'de gösterilmiştir.

Çizelge 6.11 : P değerlerinin güven aralığı ve yorumu [64].

P değeri	Yorumu
$0,01 < p < 0,05$	İstatistiksel anlamlılık
$0,001 < p < 0,01$	Yüksek düzeyde istatistiksel anlamlılık
$p < 0,001$	Çok yüksek istatistiksel anlamlılık
$0,05 < p < 0,10$	Anlamlılık eğilimi (sınırdan anlamlılık)
$p > 0,10$	Fark tesadüfen ileri gelmiştir (istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır)

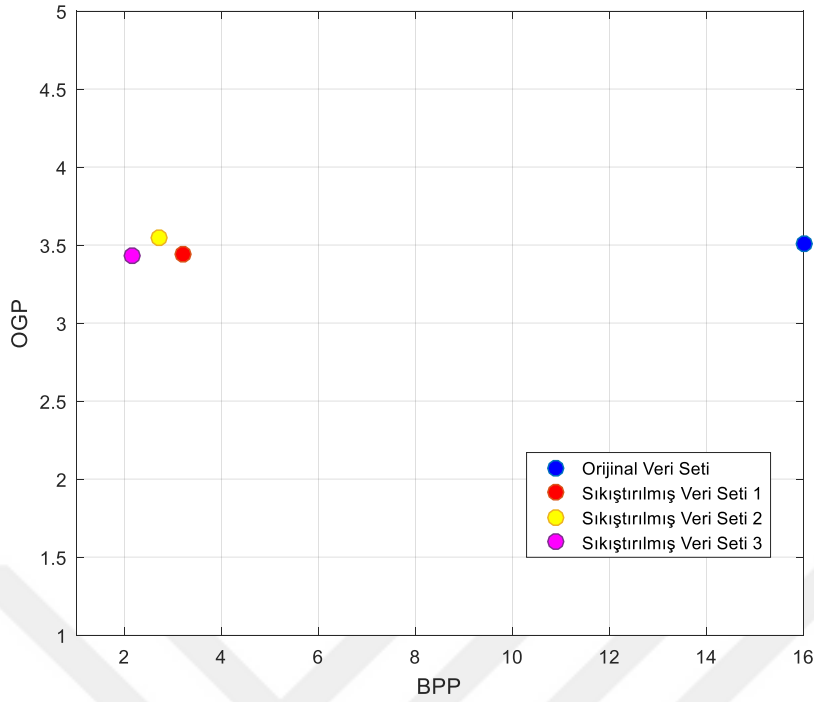
Subjektif değerlendirme testi sonucunda hekimler arası farklılığı anlamlandırmak için yapılan P Testi sonuçları Çizelge 6.12’de gösterilmiştir.

Çizelge 6.12 : Tespit edilen P değerleri.

<b>Radyolog</b>	<b>P değeri</b>
Radyolog 1 & Radyolog 2	0,0015
Radyolog 2 & Radyolog 3	0,0332
Radyolog 1 & Radyolog 3	0,0016

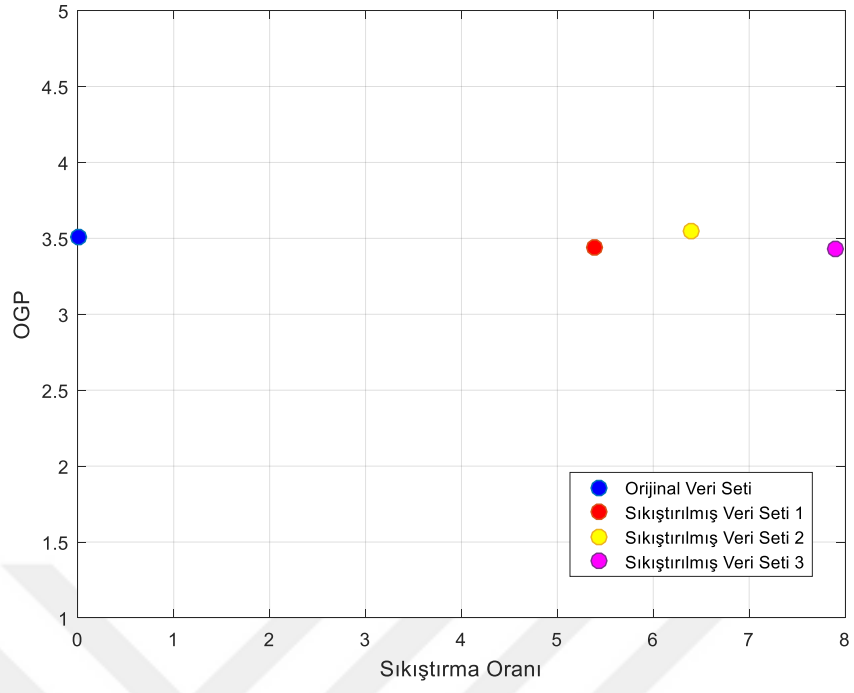
Çizelge 6.12’ye göre veri seti görüntüleri için yapılan değerlendirme sonucunda hekimler arasında anlamlı farklılıkların olduğu gözlemlenmiştir. Radyolog 1 ve Radyolog 2 için P değerinin  $0,001 < p < 0,01$  aralığında çıkması, hekimler arasında yüksek bir korelasyon olduğunu göstermektedir. Tespit edilen P değeri, Çizelge 6.11’e göre bu iki hekim arasında yüksek düzeyde istatistiksel anlamlılık olduğunu göstermektedir. Benzer durum Radyolog 1 ve Radyolog 3 için de söz konusudur. Radyolog 2 ve Radyolog 3’ün değerlendirmeleri kıyaslandığında ise P değeri bu kez biraz daha yüksek çıkmasına rağmen yine güven aralığı içinde yer almıştır.  $0,01 < p < 0,05$  aralığında çıkan P değeri, kabul edilebilir sınırlar içerisinde Radyolog 2 ve Radyolog 3 arasında istatistiksel bir anlamlılığın olduğunu göstermektedir. Hekimlerin test sırasında yaptıkları değerlendirmeler neticesinde farklı puanlandırmalar olsa dahi hekimler arası yüksek bir korelasyonun olduğu tespit edilmiş ve hekim değerlendirmeleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Objektif ve subjektif kriterlerle değerlendirilen veri setlerinden tespit edilen BPP ve OGP değerleri bir arada değerlendirildiğinde (Şekil 6.13), en yüksek OGP değerine sahip veri setinin ortalama 2,71 BPP ile ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 2’ye ait olduğu görülmektedir. BPP değerinin en düşük olduğu veri seti 2,17 BPP ile en düşük kalite faktörleri ile sıkıştırılan ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 3’ olmuştur. Bu veri setinin 3,43 OGP ile ‘Orijinal Veri Seti’nin OGP değerine oldukça yakın bir değerde çıkması, ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 3’ için uygulanan kalite faktörlerinin pelvis radyografilerinin adaptif sıkıştırılmasında kullanılabileceğini göstermektedir. ‘Sıkıştırılmış Veri Seti 1’ ise 3,22 BPP ve 3,44 OGP ile tanısal bilginin korunarak sıkıştırıldığı bir diğer veri seti olarak değerlendirilmiştir.



Şekil 6.13 : Piksel başına düşen bit değeri için tespit edilen OGP değerleri

Objektif kriterlerle tespit edilen ortalama sıkıştırma oranlarına karşılık subjektif değerlendirme sonucunda tespit edilen OGP değerleri Şekil 6.14'te gösterilmiştir. Sıkıştırma işleminin uygulanmadığı 'Orijinal Veri Seti' için sıkıştırma oranının sıfır olarak ifade edildiği görselde OGP'nin en yüksek olduğu veri seti 6,39 sıkıştırma oranı ile 'Sıkıştırılmış Veri Seti 2' olmuştur. BPP değerini en düşük ve bu nedenle de en çok sıkıştırılmış olan veri seti, 7,9 sıkıştırma oranı ve 3,43 OGP ile 'Sıkıştırılmış Veri Seti 3' olmuştur. Diğer veri setlerine kıyasla daha yüksek kalite faktörleri ile sıkıştırılan 'Sıkıştırılmış Veri Seti 1', OGP değerlendirmesinde az da olsa 'Sıkıştırılmış Veri Seti 2'nin gerisinde kalmıştır.



Şekil 6.14 : Orijinal ve farklı oranlarda sıkıştırılmış veri setlerinin sıkıştırma oranlarına karşılık OGP değerleri



## 7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, pelvis bölgesine ait radyografi görüntülerinin JPEG sıkıştırma algoritması ile tanısal bilgiyi kaybetmeden adaptif olarak sıkıştırılabileceği gösterilmiştir. İlgili bölgelerinin el ile konturlandığı 10 adet hasta görüntüsü ve göz takip sistemi ile incelenen bir hasta görüntüsünden elde edilen veriler, görüntü işleme algoritmaları yardımıyla işlenmiş ve ilgili bölgeleri önem derecesine göre tespit edilmiştir. El ile konturlanmış görüntülerde kırmızı ile konturlanmış birinci derece ilgili bölgesi kayıpsız; ikincil, üçüncül ilgili bölgesi ve ilgili bölgesi dışında kalan kısımlar (arka plan) önem derecesine göre kayıplı olarak sıkıştırılmıştır. Göz takip sistemi verilerinde ilgili bölgeleri, odak noktaları arası mesafeler ve bu noktaların yoğunluğu kullanılarak tespit edilmiştir. Ardından bu ilgili bölgeleri önem derecesine göre sıralanmış ve adaptif olarak sıkıştırılmıştır.

Farklı kalite faktörleri ile sıkıştırılmış görüntüler için oluşturulan veri setleri önce objektif kriterler ile değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda ortalama 4,21 ile 7,9 arasında değişen sıkıştırma oranları tespit edilmiştir. Bunun yanında ortalama olarak 2,17 ile 3,98 arasında değişen BPP, 36,82 dB ile 38,46 dB arasında değişen PSNR ve 29,87 dB ile 31,59 dB arasında değişen SNR gözlemlenmiştir. Daha sonra, en iyi sıkıştırma performansı gösteren 3 veri seti subjektif kriterlerle değerlendirilmek üzere orijinal görüntülerle birlikte hekimlere sunulmuştur. Bu aşamada, görüntü kalitesi ve tanısal bilginin hangi ölçüde korunup korunmadığını tespit etmek için 4 farklı yorum belirlenmiş ve bu yorumlara karşılık her bir görüntünün 1 ile 5 arasında puanlandırılması istenmiştir. Ardından değerlendirme notları için OGP hesaplanarak veri setlerinin hekimler açısından ortalama başarısı incelenmiştir. Değerlendirme sonucunda sıkıştırılmış veri setleri, ortalamanın üzerinde OGP değerleri ile kabul edilebilir bulunmuştur. Orijinal veri seti ile benzer sonuçlar veren sıkıştırılmış veri setleri arasında en yüksek OGP, ortalama 6,39 kat sıkıştırma oranına sahip olan veri seti olmuştur. Diğer yandan ortalama 7,9 kat sıkıştırılmış veri seti de orijinal görüntüler için yapılan değerlendirme puanlarına

yakın ve benzer sonuçlar verdiği için bu veri setinin de pelvis radyograflerinin sıkıştırılmasında kullanılabileceği görülmüştür.

Göz takip sistemi ile yapılan örnek çalışmada objektif değerlendirme testi, el ile konturlanmış aynı görüntüden daha iyi sonuçlar vermiştir. İlgili bölgelerinin göz takip sistemi ile daha hassas bir şekilde tespit edilmesi, düşük kalite faktörü ile sıkıştırılan arka plan alanının daha fazla olmasını sağlamıştır. Bu nedenle daha yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşılmıştır. Objektif kriterler ile değerlendirilen örnek çalışmadan elde edilen sonuçlar ışığında, göz takip sistemi ile incelenen görüntü sayısı artırıldığı takdirde hem objektif hem de subjektif değerlendirme testlerinde daha etkin sonuçlar elde edilebileceği düşünülmektedir. Bilgisayarlı radyografi görüntüleri dışında MR, BT, Ultrason ve Mikroskop gibi diğer görüntüleme modalitelerinden elde edilen görüntüler üzerinde de farklı sıkıştırma algoritmalarının başarımının ölçülmesi ayrı bir araştırma konusu olarak değerlendirilmektedir.

Çalışmanın sonucunda sıkıştırılmış görüntüler, tanısal bilgiyi koruyacak şekilde bellekte daha az yer kaplayarak veri tasarrufu sağlayacaktır. Böylelikle, PACS veri tabanının daha etkin kullanılması mümkün olacaktır. Sayısal radyografi görüntülerinin her birinin 30 MB olduğu düşünüldüğünde ortalama 7.9 kat sıkıştırılmış bir görüntü bellekte yaklaşık 3.8 MB kaplayarak sabit disk sürücüsünde daha fazla görüntünün depolanmasını sağlayacaktır. Bu sayede, görüntülerin bir merkezden başka bir merkeze iletimi de daha hızlı bir şekilde gerçekleştirilebilir. Bunun yanında geliştirilen sistemler ile radyoloji uzmanlık öğrencilerinin eğitimine katkıda bulunabilen, grafideki ilgili bölgelerini gösterebilen ve doğru konturlamaya yardımcı olan bir araç sunulmuştur.



## KAYNAKLAR

- [1] **Gonzalez, R.C. ve Woods, R.E.**, *Digital Image Processing*. Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ, Second edition, (2002).
- [2] **K. V. Sridhar**, (2008). Implementation of Prioritised ROI Coding for Medical Image Archiving using JPEG2000, *ICSES' 08 International Conference on Signals and Electronic Systems*, 239-242.
- [3] **Puja Bharti, Dr. Savita Gupta and Ms. Rajkumari Bhatia**, (2009). Comparative Analysis of Image Compression Techniques: A Case Study on Medical Images, *International Conference on Advances in Recent Technologies in Communication and Computing*, 3, 820–822.
- [4] **Karagöz, İ. ve Eroğul, O.**, (1998). Tıbbi görüntüleme sistemleri, Haberal Eğitim Vakfı (Sf. 326), Ankara, Türkiye.
- [5] **Seçil, M.**, Dijital Radyoloji, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji AD., 1-7.
- [6] **Çalışan, M., Türkoğlu, İ.**, (2011). Termal Kameralar ve Uygulamaları, *Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu*, 46-50.
- [7] **NEMA**, (2015). Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). NEMA Standards Publication PS 3.x, National Electrical Manufacturers Association, Washington DC, USA.
- [8] **Konradsson, M. (2002)**. *A Description and Analysis of the DICOM 3.0 Standard* (yüksek lisans tezi). Adres: [www.umu.se/english](http://www.umu.se/english)
- [9] **Revet, B.** (1997). DICOM Cook Book for Implementations in Modalities, Philips Medical Systems.
- [10] **National Electrical Manufacturers Association**, (2003). DICOM Part 3: Information Object Definition, Virginia, USA.
- [11] **Kellam, J.F.**, (1994). Fractures of the pelvis. *Instructional course 163. AAOS Meeting*, Orlando.
- [12] **Tile, M.**, (1995). Fractures of the pelvis and acetabulum. Second Edition. Baltimore: Williams and Wilkins.
- [13] **Hakan, K.**, (2008). Pelvis kırıkları ve tedavisi, *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi (TOTBİD)*, 7, 1-2.
- [14] **Mehmet, A., Sırrı, B., Önder, Y. ve Fahri, S.** (1996). Pelvis kırıkları, *Acta Orthopaedica Et Traumatologica Turcica*, 199-205.
- [15] **Grant, J.C.**, An atlas of anatomy, (1972). 6th edition, Baltimore Williams and Wilkins.

- [16] **Melton, L.J.M., Morrey, B.F. ve Lstrup, D.M.,** (1981). Epidemiologic features of pelvis fractures, *Clinical Orthopaedics*, 155, 43-47.
- [17] **Failinger, M.S. ve Ganity, P.L.J.,** (1992). Unstable fractures of the pelvis ring, *J Bone Joint Surg Am*, 74, 781-791.
- [18] **National Clinical Guideline Centre,** (2011). The Management of Hip Fracture in Adults. London: National Clinical Guideline Centre.
- [19] **Ballas, M. T., Tytko, J. ve Mannarino, F.** (1998). Commonly Missed Orthopedic Problems, *American Family Physician*, 57, 267-274.
- [20] **Yıldırım, P. ve Ariöz U.,** (2005). PACS (Picture Archiving and Communications System) Analizi, *2.Ulusal Tıp Bilişimi Kongresi*, 153-159.
- [21] **Brindha, B., Raghuraman, G.,** (2013). Region based lossless compression for digital images in telemedicine application, *International Conference in Communications and Signal Processing (ICCSP)*, 537-540.
- [22] **Wirth, S., Treitl, M., Villain, S., Lucke, A., Nissenmeyer, S. ve Mittermaier, I.,** (2005). PACS: speicherung und abruf digitaler radiologischer bilddaten, *Der Radiologe*, 46.
- [23] **Dodig, M., Grgic, S. ve Dodig, S.,** (2005). Quality of Chest X-ray Images Compressed using JPEG and JPEG2000, *International Conference on Computer as a Tool, EUROCON*, 931-934.
- [24] **Selvi, G. ve Nadarajan, R.,** (2010). DICOM Image Compression Using Bilinear Interpolation, *10th IEEE International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB)*, 1-4.
- [25] **Sophia, P. ve Anitha, J.,** (2014). Implementation of Region Based Medical Image Compression for Telemedicine Application, *International Conference on Computational Intelligence and Computing Research (ICCIC)*, 1-4.
- [26] **Kaur, H., Kaur, R. ve Kumar, N.,** (2015). Lossless Compression of DICOM images using Genetic Algorithm, *International Conference on Next Generation Computing Technologies (NGCT)*, 985-988.
- [27] **Yulianti, L. ve Mengko, T.R,** (2000). Application of Hybrid Fractal Image Compression Method for Aerial Photographs, *MVA2000 IAPR Workshop on Machine Vision Applications*, 574-577.
- [28] **Firoozbakht, M. , Dehmeshki, J., Martini, M., Ebrahimdoost, Y., Amin, H., Dehkordi, M., Youannic, A. ve Qanadli, S.D.,** (2010). Compression of Digital Medical Images Based on Multiple Regions of Interest, *Fourth International Conference on Digital Society*, 260-263.
- [29] **Raja, J. A., Raja, G. ve Khan, K.,** (2013). Selective Compression of Medical Images using Multiple Regions of Interest, *Life Science Journal*, 10(9), 394-397.

- [30] **Göktürk, S.B., Tomasi, C., Girod, B. ve Beaulieu, C.,** (2001). Medical Image Compression Based on Region of Interest with Application to Colon CT Images, *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1-4.
- [31] **Kaur, M. ve Wasson, V.,** (2015). ROI Based Medical Image Compression for Telemedicine Application, *4th International Conference on Eco-friendly Computing and Communication Systems (ICECCS 2015)*, 579-585.
- [32] **Seddiki, A. ve Guerchi, D.,** (2014). Medical Image Compression by Region of Interest based on SPIHT and Global Thresholding using Huffman Coding, *Recent Advances in Electrical Engineering and Educational Technologies*, 235-238.
- [33] **Onnasch, D.G.W, Prause, G.P.M ve Ploger, A.,** (1994). Quantization table design for JPEG compression of angiocardiographic images, *Computers in Cardiology*, 265-268
- [34] **Bradley, J ve Erickson, M.D,** (2002). Irreversible Compression of Medical Images, *Journal of Digital Imaging*, 15 (1), 5-14.
- [35] **Fidler, A., Likar, B., Pernus, F. ve Skaleric, U.,** (2002). Impact of JPEG Lossy Image Compression on Quantitative Digital Subtraction Radiography, *Dentomaxillofacial Radiology*, 106-112.
- [36] **Slone, R.M., Muka, E. ve Pilgram, T.K.,** (2003). Irreversible JPEG Compression of Digital Chest Radiographs for Primary Interpretation: Assessment of Visually Lossless Threshold, *Radiological Society of North America*, 228(2), 1-12.
- [37] **Wang, X., Luo, J., Senn, R. ve Foos, D.,** (1999). Method for Recognizing Multiple Radiation Fields in Computed Radiography, *Proceedings SPIE 3661*, 1625-1636.
- [38] **Luo, J. ve Senn, R.,** (1997). Collimation Detection for Digital Radiography, *Proceedings SPIE 3034*, 74-85.
- [39] **Barski, L. ve Senn, R.,** (1997). Determination of Direct X-Ray Exposure Regions in Digital Medical Imaging, U.S. *Patent 5*, 606, 587.
- [40] **Metter, R.V. ve Foos, D.,** (1999). Enhanced Latitude for Digital Projection Radiography, *Proceedings SPIE 3658*, 468-483.
- [41] **Couwenhoven, M., Sehnert, W., Wang, X., Dupin, M., Wandtke, J, Don, S., Kraus, R., Paul, N., Halin, N. ve Sarno, R.,** (2005). Observer Study of a Noise Suppression Algorithm for Computed Radiography Images, *Proceedings SPIE 5749*, 318-327.
- [42] **Modi, C.K. ve Desai, N.P.,** (2011). A Simple and Novel Algorithm for Automatic Selection of ROI for Dental Radiograph Segmentation, *24th Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE)*, 504-507.
- [43] **Kasban, H., Arafa, H., Elaraby, S.M., Zahran, O. ve El-Kordy, M.,** (2011). Automatic Segmentation of Industrial Radiographic Images,

*International Conference on Computer Engineering & Systems (ICCES)*, 213-218.

- [44] **Hue, T.T.M, Kim, J.Y. ve Fahriddin, M.**, (2011). Hand Bone Radiograph Image Segmentation with ROI Merging, *Recent Researches in Mathematical Methods in Electrical Engineering and Computer Science*, 147-154.
- [45] **Beucher, S, Lantéjoul, C.**, (1979). Use of Watersheds in Contour Detection, *International Workshop on Image Processing, Real Time Edge and Motion Detection/Estimation*, 1-12.
- [46] **Luo, H., Gaborski, R., Acharya, R.**, (2000). Automatic Segmentation of Lung Regions in Chest Radiographs: A Model Guided Approach, *International Conference on Image Processing*, 483-486.
- [47] **Ertas, G., Demirgüneş, D.D. ve Eroğul, O.**, (2012). Conventional and Multi-State Cellular Neural Networks in Segmenting Breast Region From MR Images: Performance Comparison, *International Symposium on Innovations in Intelligent Systems and Applications (INISTA)*, 1-5.
- [48] **Karthikeyan, B., Vaithyanathan, V., Venkatraman, B. ve Menaka, M.**, (2012). Analysis of Image Segmentation for Radiographic Images, *Indian Journal of Science and Technology*, 5(11), 3660-3664.
- [49] **Vasilache, S. ve Najaran, K.**, (2008). Automated Bone Segmentation from Pelvic CT Images, *International Conference on Bioinformatics and Biomedicine Workshops*, 41-47.
- [50] **Zhang, J., Yan, C.H., Chu, C.K. ve Ong, S.H.**, (2010). Fast Segmentation of Bone in CT images using 3D adaptive thresholding. *Computers in Biology and Medicine*, 40(2), 231-236.
- [51] **Behiels, G., Vandermeulen, D., Maes, F., Seutens, P. ve Dewaele, P.**, (1999). Active Shape Model-Based Segmentation of Digital X-Ray Images, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, 1679, 128-137.
- [52] **Smith, R. ve Najarian, K.**, (2009). Splines and Active Shape Model for Segmentation of Pelvic X-Ray Images, *International Conference on Complex Medical Engineering (ICME)*, 1-6.
- [53] **Park, S. ve Shin, D.**, (2008). 3D Face Recognition Based on Feature Detection Using Active Shape Models, *International Conference on Control, Automation and Systems*, 1881-1886.
- [54] **Jain, A.K.**, *Fundamentals of Digital Image Processing*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, (1989).
- [55] **Wallace, G.K.**, (1991). The JPEG still picture compression standard, *Communications of the ACM*, 34(4), 30-44.
- [56] **Annadurai, S. ve Shanmugalakshmi, R.**, (2007). *Fundamentals of digital image processing*, Pearson: Dorling Kindersley, Delhi, India.

- [57] **The International Telegraph and Telephone Consultative Committee**, (1992). Digital compression and coding of continuous-tone still images, International Telecommunication Union, USA.
- [58] **Lewis, R.**, (1990). Practical Image Processing, *Ellis Horwood Limited*, 90-91.
- [59] **Pratt, W.**, Digital Image Processing, Second Edition, John Wiley & Sons, Inc. (Sf. 561-563), New Jersey, (1991).
- [60] **Rosenfeld, A. ve Kak, A.**, Digital Picture Processing, Second Edition, Vol. 1 (Sf. 194-198), Orlando, Academic Press, (1982).
- [61] **Rissanen, J. ve Langdon, G.G.**, (1981). Universal modeling and coding, *IEEE Transactions Information Theory*, Vol. IT-27, 12–23.
- [62] **Flint, A.C.**, (2012). Determining optimal medical image compression: psychometric and image distortion analysis, *BMC Medical Imaging*, 1-6.
- [63] **Korshunov, P., Hanhart, P., Richter, T., Artusi, A., Mantiuk, R., Ebrahimi, T.**, (2015). Subjective quality assessment database of HDR images compressed with JPEG XT, *Seventh International Workshop on Quality of Multimedia Experience (QoMEX)*, 1-6.
- [64] **Kul, S.**, (2014). İstatistik Sonuçlarının Yorumu: P Değeri ve Güven Aralığı Nedir, *Plevra Bülteni*, 8 (1), 11-13.
- Url-1** <<http://archive.cnx.org/contents/5d3e57d2-d6e7-44b3-b223-81e2e5d9674e@1/introduction-to-anatomy-module-7-medical-imaging/>>, alındığı tarih: 15.12.2016.
- Url-2** <<https://www.healthcare.siemens.com/radiography/digital-x-ray/multix-fusion/clinical-use/>>, alındığı tarih: 15.12.2016.
- Url-3** <<https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=pedia-ct>>, alındığı tarih: 16.12.2016.
- Url-4** <<http://reset.me/story/the-possible-dangers-of-obstetric-ultrasound/>>, alındığı tarih: 16.12.2016.
- Url-5** <<http://jnm.snmjournals.org/content/51/4/511/F2.expansion.html>>, alındığı tarih: 16.12.2016.
- Url-6** <<http://www.mayfieldclinic.com/PE-SPECT.htm>>, alındığı tarih: 16.12.2016.
- Url-7** <<http://www.aboutkidshealth.ca/En/ResourceCentres/BrainTumours/UnderstandingDiagnosis/DiagnosticProcedures/Pages/Magnetic-Resonance-imaging-MRI.aspx>>, alındığı tarih: 17.12.2016.
- Url-8** <[http://tuncaycentel.com/anat\\_spine1.htm](http://tuncaycentel.com/anat_spine1.htm)>, alındığı tarih: 21.03.2017.
- Url-9** <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.598.5702&rep=rep&type=pdf>>, alındığı tarih: 28.12.2016.
- Url-10** <<http://www.dicomlibrary.com/dicom/study-structure/>>, alındığı tarih: 25.12.2016.
- Url-11** <<https://www.tobiiipro.com/siteassets/tobii-pro/user-manuals/tobii-pro-studio-user-manual.pdf>>, alındığı tarih: 20.02.2017.



## EKLER

Çizelge Ek.1 : AC bileşenler için JPEG Huffman tablosu.

Tekrar/Kategori	Kod	Uzunluk
0/0	1010 (=EOB)	4
0/1	00	3
0/2	01	4
0/3	100	6
0/4	1011	8
0/5	11010	10
0/6	111000	12
0/7	1111000	14
0/8	1111110110	18
0/9	1111111110000010	25
0/A	1111111110000011	26
1/1	1100	5
1/2	111001	8
1/3	1111001	10
1/4	111110110	13
1/5	11111110110	16
1/6	1111111110000100	22
1/7	1111111110000101	23
1/8	1111111110000110	24
1/9	1111111110000111	25
1/A	1111111110001000	26
2/1	11011	6
2/2	11111000	10
2/3	1111110111	13
2/4	1111111110001001	20
2/5	1111111110001010	21
2/6	1111111110001011	22
2/7	1111111110001100	23
2/8	1111111110001101	24
2/9	1111111110001110	25
2/A	1111111110001111	26
3/1	111010	7
3/2	111110111	11
3/3	11111110111	14
3/4	1111111110010000	20
3/5	1111111110010001	21
3/6	1111111110010010	22
3/7	1111111110010011	23
3/8	1111111110010100	24
3/9	1111111110010101	25
3/A	1111111110010110	26

Çizelge Ek.1 (Devam) : AC bileşenler için Huffman tablosu.

4/1	111011	7
4/2	111111000	12
4/3	111111110010111	19
4/4	111111110011000	20
4/5	111111110011001	21
4/6	111111110011010	22
4/7	111111110011011	23
4/8	111111110011100	24
4/9	111111110011101	25
4/A	111111110011110	26
5/1	1111010	8
5/2	111111001	12
5/3	111111110011111	19
5/4	111111110100000	20
5/5	111111110100001	21
5/6	111111110100010	22
5/7	111111110100011	23
5/8	111111110100100	24
5/9	111111110100101	25
5/A	111111110100110	26
6/1	1111011	8
6/2	1111111000	13
6/3	111111110100111	19
6/4	111111110101000	20
6/5	111111110101001	21
6/6	111111110101010	22
6/7	111111110101011	23
6/8	111111110101100	24
6/9	111111110101101	25
6/A	111111110101110	26
7/1	11111001	9
7/2	1111111001	13
7/3	111111110101111	19
7/4	111111110110000	20
7/5	111111110110001	21
7/6	111111110110010	22
7/7	111111110110011	23
7/8	111111110110100	24
7/9	111111110110101	25
7/A	111111110110110	26
8/1	11111010	9
8/2	11111111000000	17
8/3	111111110110111	19
8/4	111111110111000	20
8/5	111111110111001	21
8/6	111111110111010	22
8/7	111111110111011	23
8/8	111111110111100	24
8/9	111111110111101	25
8/A	111111110111110	26
9/1	111111000	10



Çizelge Ek.1 (Devam) : AC bileşenler için Huffman tablosu.

9/2	111111110111111	18
9/3	1111111111000000	19
9/4	1111111111000001	20
9/5	1111111111000010	21
9/6	1111111111000011	22
9/7	1111111111000100	23
9/8	1111111111000101	24
9/9	1111111111000110	25
9/A	1111111111000111	26
A/1	111111001	10
A/2	1111111111001000	18
A/3	1111111111001001	19
A/4	1111111111001010	20
A/5	1111111111001011	21
A/6	1111111111001100	22
A/7	1111111111001101	23
A/8	1111111111001110	24
A/9	1111111111001111	25
A/A	1111111111010000	26
B/1	111111010	10
B/2	1111111111010001	18
B/3	1111111111010010	19
B/4	1111111111010011	20
B/5	1111111111010100	21
B/6	1111111111010101	22
B/7	1111111111010110	23
B/8	1111111111010111	24
B/9	1111111111011000	25
B/A	1111111111011001	26
C/1	111111010	11
C/2	1111111111011010	18
C/3	1111111111011011	19
C/4	1111111111011100	20
C/5	1111111111011101	21
C/6	1111111111011110	22
C/7	1111111111011111	23
C/8	111111111100000	24
C/9	111111111100001	25
C/A	111111111100010	26
D/1	11111111010	12
D/2	1111111111100011	18
D/3	1111111111100100	19
D/4	1111111111100101	20
D/5	1111111111100110	21
D/6	1111111111100111	22
D/7	1111111111101000	23
D/8	1111111111101001	24
D/9	1111111111101010	25
D/A	1111111111101011	26
E/1	111111110110	13
E/2	1111111111101100	18

Çizelge Ek.1 (Devam) : AC bileşenler için Huffman Tablosu.

E/3	111111111101101	19
E/4	111111111101110	20
E/5	111111111101111	21
E/6	11111111110000	22
E/7	11111111110001	23
E/8	11111111110010	24
E/9	11111111110011	25
E/A	11111111110100	26
F/0	11111110111	12
F/1	111111111110101	17
F/2	111111111110110	18
F/3	111111111110111	19
F/4	11111111111000	20
F/5	11111111111001	21
F/6	11111111111010	22
F/7	11111111111011	23
F/8	11111111111100	24
F/9	11111111111101	25
F/A	11111111111110	26

## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : Hüseyin Nasıfoğlu  
**Uyruğu** : Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti  
**Doğum Tarihi ve Yeri** : 03.01.1991 Girne/KKTC  
**E-posta** : hnasifoglu@etu.edu.tr

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2014, Ankara Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği

### MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

Yıl	Yer	Görev
2017	TOBB ETÜ	Burslu Y.Lisans Öğrencisi

**YABANCI DİL: İngilizce (ileri), Almanca (başlangıç)**

### TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- **Nasıfoğlu, H.**, Eroğul, O., Ataç, G.K., Özdemir, G., 2017. Multi-Regional Adaptive Image Compression (AIC) for Hip Fractures in Pelvis Radiography, *IFMBE Proceedings: International Conference on Biological and Medical Engineering (CMBEBIH 2017)*, 62, 61-67.

### DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- Eroğul, O., **Nasıfoğlu, H.**, Özdemir, G., 2015. Temposu Değiştirilen MIDI Müzik Sinyalleri ile Zaman Ölçeği Değiştirilen Müzik Sinyallerinin Karşılaştırılması, Elektrik Elektronik Mühendisliği Kongresi (EEMKON 2015), Kasım 19-21, İstanbul, Türkiye.

- Özdemir, G., **Nasıfoğlu, H.**, Eroğul, O., 2016. A Time-Series Approach to Predict Obstructive Sleep Apnea (OSA) Episodes, International Conference on Biomedical Engineering and Systems (ICBES'16), August 16-17, Budapest, Hungary.
- Özdemir, G., **Nasıfoğlu, H.**, Eroğul, O., 2016. An Early Warning Algorithm to Predict Obstructive Sleep Apnea (OSA) Episodes, *Journal of Biomedical Engineering and Biosciences (JBEB)*, 3, 34-42.

