

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**X-IŞINI EL GÖRÜNTÜLERİNDE KEMİK
DOKUSUNUN BÖLÜTLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Müh. Ayhan YÜKSEL**

Anabilim Dalı : Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği

Programı : Biyomedikal Mühendisliği

HAZİRAN 2008

**X-IŞINI EL GÖRÜNTÜLERİNDE KEMİK
DOKUSUNUN BÖLÜTLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Müh. Ayhan YÜKSEL
(504051401)**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 5 Mayıs 2008
Tezin Savunulduğu Tarih : 9 Haziran 2008**

**Tez Danışmanı : Prof.Dr. Tamer ÖLMEZ
Diğer Jüri Üyeleri Prof.Dr. Halit PASTACI (Y.T.Ü.)
Doç.Dr. Mehmet KORÜREK (İ.T.Ü.)**

HAZİRAN 2008

ÖNSÖZ

Tezimi hazırlarken değerli fikirleri ve yorumlarıyla beni yönlendiren tez danışmanım Prof. Dr. Tamer ÖLMEZ'e, çalışmalarındaki ilgi ve yardımlarından dolayı Elektronik Anabilim Dalındaki tüm hocalarıma ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma, maddi-manevi beni sürekli destekleyen aileme ve dostlarıma teşekkür ediyorum.

Mayıs 2008

Ayhan YÜKSEL

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	V
TABLO LİSTESİ	VI
ŞEKİL LİSTESİ	VII
SEMBOL LİSTESİ	IX
ÖZET	X
SUMMARY	XI
1. GİRİŞ VE ÇALIŞMANIN AMACI	1
1.1. X-ışını Görüntüleme	2
1.2. X-ışını Kemik Görüntülerinin Kullanım Amaçları	3
2. X-IŞINI VE X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ	7
2.1. X-ışınlarının Oluşumu	8
2.1.1. Bremsstrahlung Olayı	8
2.1.2. Karakteristik X-ışınları	9
2.2. X-ışınlarının Dokuyla Etkileşimi	10
2.2.1. Fotoelektrik etki	10
2.2.2. Kompton saçılması	11
2.2.3. Çift üretimi	11
2.3. X-ışını Ekipmanı	12
2.3.1. X-ışını tüpü	12
2.3.2. X-ışınının odaklanması ve kontrolü	14
2.3.3. Fotoğraf filmi	15
2.4. Görüntünün Oluşumu	16
2.4.1. X-ışınının zayıflaması	16
2.4.2. Optik yoğunluk	17
3. X-IŞINI GÖRÜNTÜLERİNİ BÖLÜTLEME YÖNTEMLERİ	18
3.1. Histogram Temelli Yöntemler	18
3.2. Kenar Temelli Yöntemler	20
3.3. Bölge Temelli Yöntemler	24
3.3.1. Bölge büyütme yöntemi	24
3.3.2. Watershed dönüşümü	25
3.3.3. Bölge ayırma ve birleştirme	26
3.4. Aktif Sınırlar İle Bölütleme	27
3.5. Yapay Sinir Ağları İle Bölütleme	30

4. X-IŞINI GÖRÜNTÜLERİNDEN KEMİK DOKUSUNUN BÖLÜTLENMESİ	33
4.1. Ön İşleme	35
4.1.1. Türdeş olmayan aydınlık dağılımının giderilmesi	35
4.1.1.1. Önerilen model	36
4.1.1.2. Arka plandan örnek noktalar seçilmesi	38
4.1.1.3. Genetik algoritmalar ile parametrelerin bulunması	40
4.1.1.4. Görüntüdeki aydınlık dağılımının düzeltilmesi	41
4.1.1.5. Sonuçlar	42
4.1.2. El maskesinin bulunması	45
4.1.3. Bilek ve parmak ucu konumlarının bulunması	46
4.1.3.1. Bilek bölgesinin bulunması	46
4.1.3.2. Parmak uçlarının bulunması	47
4.2. Öznetelik Çıkartma	48
4.2.1. Özneteliklerin elde edilmesi	48
4.2.2. Özneteliklerin iyileştirilmesi	51
4.3. Bölütleme	53
4.3.1. Alt görüntü pencereleri ile bölütleme işlemi	53
4.3.1.1. Pencerelerin seçilmesi	53
4.3.1.2. Pencere içindeki özneteliklerin bölütlenmesi	54
4.3.2. Yerel bölütleme sonuçlarından genel bölütleme sonucunu elde etme	56
4.3.2.1. Benek istatistiklerinin tutulması	56
4.3.2.1. Kemik dokusuna ait beneklerin bulunması	57
4.3.3. Yapısal görüntü işleme yöntemleri ile sonuç görüntüyü elde etme	57
4.3.3.1. Genişletme işlemiyle boşlukların kapatılması	58
4.3.3.2. Bölge büyütme algoritması ile kemik dokusunun elde edilmesi	58
5. BÖLÜTLEME SONUÇLARI	60
5.1. Giriş Görüntüleri ve Bölütleme Sonuçları	60
5.2. Sayısal Başarım Sonuçları	66
6. TARTIŞMA	67
KAYNAKLAR	71
EKLER	77
ÖZGEÇMİŞ	80

KISALTMALAR

CT	: Computer Tomography
MRI	: Magnetic Resonance Imaging
PET	: Positron Emission Tomography
SPECT	: Single Photon Emission Tomography
EIT	: Electrical Impedance Tomography
ROI	: Region Of Interest
TW2	: Tanner and Whitehouse Method
PACS	: Picture Archiving and Communication System
LoG	: Laplacian of Gaussian
YSA	: Yapay Sinir Ağı
ASI	: Asian
BLK	: African American
CAU	: Caucasian
HIS	: Hispanic

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1 : Elektromanyetik yayılımın doku ile etkileşimleri	12
Tablo 4.1 : Gerçek ve bulunan model parametreleri (konum değerleri benek cinsindendir).....	42
Tablo 4.2 : İşlenmemiş/işlenmiş görüntüler için bölütleme başarımları	43
Tablo 5.1 : Çalışmada kullanılan görüntüler	60
Tablo 5.2 : Bölütleme başarımları	66

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1 : Elektromanyetik spektrum	8
Şekil 2.2 : Bremsstrahlung yayılımı.....	9
Şekil 2.3 : Karakteristik X-ışını yayılımı.....	9
Şekil 2.4 : Fotoelektrik etki.....	10
Şekil 2.5 : Kompton saçılması.....	11
Şekil 2.6 : Çift üretimi	11
Şekil 2.7 : X-ışını tüpü	14
Şekil 2.8 : X-ışınının saçılmasının önlenmesi.....	15
Şekil 2.9 : Bir X-ışını film kasetinin yapısı.....	16
Şekil 2.10 : x kalınlığında bir ortamı geçen x -ışını demeti.....	17
Şekil 2.11 : Gelen ve iletilen ışık şiddetleri	17
Şekil 3.1 : (a) X-ışını el görüntüsü (b) görüntünün histogramı.....	19
Şekil 3.2 : Çeşitli eşik değerleri için elde edilen ikili görüntüler	20
Şekil 3.3 : Sobel kenar belirleyici.....	21
Şekil 3.4 : Sobel kenar belirleyici ile bulunmuş el kenarları.....	22
Şekil 3.5 : İkinci türevi elde etmeye yarayan konvolüsyon matrisleri.....	23
Şekil 3.6 : Laplasyen temelli kenar belirleyici ile elde edilen kenar haritası	23
Şekil 3.7 : Watershed dönüşümü	25
Şekil 3.8 : Watershed dönüşümü ile bölütleme sonucu	26
Şekil 3.9 : Aktif sınır ve iç bölgesi	27
Şekil 3.10 : MR görüntüsünde sol ventrikül iç duvar sınırlarının aktif sınırlar ile bulunması	29
Şekil 3.11 : X-ışını el görüntüsünün aktif sınırlar ile bölütlenmesi	30
Şekil 3.12 : Denetimsiz yapay sinir ağının yapısı	32
Şekil 4.1 : (a) Kemik bölütleme işleminin blok diyagramı. (b) Önerilen yöntemin sonucuna bir örnek.....	34
Şekil 4.2 : Türdeş olmayan aydınlık dağılımı	35
Şekil 4.3 : Noktasal bir kaynaktan çıkan x -ışınının röntgen filmine gelişinin iki boyutlu gösterimi	37
Şekil 4.4 : Kullanılan alçak geçiren süzgecin frekans cevabı	38
Şekil 4.5 : Arka plandan örnek seçme adımları.....	39
Şekil 4.6 : Yöntemin yapay görüntüye uygulanması	43
Şekil 4.7 : Yöntemin el görüntüsüne uygulanması	44
Şekil 4.8 : El maskesinin bulunması	45
Şekil 4.9 : Ele ait kemikler	46
Şekil 4.10 : Bilek bölgesinin bulunması	47
Şekil 4.11 : Parmak uçlarının bulunması	48
Şekil 4.12 : Özniteliklerin elde edilmesi	50
Şekil 4.13 : Öznitelikleri iyileştirilmenin etkisi	51
Şekil 4.14 : Özniteliklerin iyileştirilmesi	52

Şekil 4.15	: Bölütlemenin yapıldığı pencereler	54
Şekil 4.16	: Yapay sinir ağının eğitim algoritması	55
Şekil 4.17	: Bir pencere için bölütleme sonucu.....	55
Şekil 4.18	: Benek etiket histogramları	56
Şekil 4.19	: Kemik dokusuna ait beneklerin bulunması	57
Şekil 4.20	: Genişletme işlemiyle boşlukların kapatılması	58
Şekil 4.21	: Sonuç görüntü	59
Şekil 5.1	: 3229 görüntüsü için bölütleme sonucu	61
Şekil 5.2	: 3842 görüntüsü için bölütleme sonucu	61
Şekil 5.3	: 4335 görüntüsü için bölütleme sonucu	62
Şekil 5.4	: 4482 görüntüsü için bölütleme sonucu	62
Şekil 5.5	: 4494 görüntüsü için bölütleme sonucu	63
Şekil 5.6	: 4524 görüntüsü için bölütleme sonucu	63
Şekil 5.7	: 5104 görüntüsü için bölütleme sonucu	64
Şekil 5.8	: 5209 görüntüsü için bölütleme sonucu	64
Şekil 5.9	: 5268 görüntüsü için bölütleme sonucu	65
Şekil 5.10	: 5365 görüntüsü için bölütleme sonucu	65
Şekil 6.1	: Yerel ve genel bölütleme	67
Şekil 6.2	: Pencere içinde eşiklemeler yapılarak elde edilen bölütleme sonucu.....	68
Şekil 6.3	: Çeşitli öznelilikler kullanılarak elde edilen ham bölütleme sonuçları	69
Şekil 6.4	: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonucu	70
Şekil A.1	: 3229 görüntüsü için test kümesi	77
Şekil A.2	: 3842 görüntüsü için test kümesi	77
Şekil A.3	: 4335 görüntüsü için test kümesi	77
Şekil A.4	: 4482 görüntüsü için test kümesi	77
Şekil A.5	: 4494 görüntüsü için test kümesi	78
Şekil A.6	: 4524 görüntüsü için test kümesi	78
Şekil A.7	: 5104 görüntüsü için test kümesi	78
Şekil A.8	: 5209 görüntüsü için test kümesi	78
Şekil A.9	: 5268 görüntüsü için test kümesi	79
Şekil A.10	: 5365 görüntüsü için test kümesi	79

SEMBOL LİSTESİ

V	: Elektromanyetik dalganın hızı
F	: Elektromanyetik dalganın frekansı
λ	: Elektromanyetik dalganın dalgaboyu
I_i, I_o	: Gelen X-ışınının şiddeti
I_t	: İletilen X-ışınının şiddeti
β	: Doğrusal zayıflatma katsayısı
t	: Eşik değeri
$\nabla f(x, y)$	: $f(x, y)$ fonksiyonun birinci türevi
$\nabla^2 f(x, y)$	: $f(x, y)$ fonksiyonun ikinci türevi
$\hat{i}_x, \hat{i}_y$	: x, y yönündeki birim vektör
E_{int}	: İç enerji
E_{ext}	: Dış enerji
$x'(s)$	: Birinci türev
$x''(s)$	: Birinci türev
$G_\sigma(x, y)$	: İki boyutlu gaussian operatörü
$\int \mu_x dx$	: fotonun içinden geçtiği ortamın toplam soğurma miktarı
E	: Enerji görüntüsü
σ^2_E	: Enerjinin varyans görüntüsü
$\mu_{(x,y)}$	: (x,y) konumundaki beneğin bir komşuluklu pencere içi ortalaması
L	: Enerji görüntüsü
σ^2_L	: Logaritmanın varyans görüntüsü
ϕ	: Fark görüntüsü

ÖZET

Çalışmada ilk olarak literatürde bulunan X-ışını el görüntülerinin kullanım alanları ve bölütlenmesinde kullanılan yöntemler araştırılmış ve bu yöntemlerin başarımları incelenmiştir.

X-ışını görüntüleri en sık kullanılan medikal görüntüleme yöntemidir. X-ışını el görüntülerinin analiziyle kemik yaşı ve kemik yoğunluğu bilgisine ulaşılabilir, kırık kemikler analiz edilebilir. Sayılan kullanım alanlarında objektif ve hızlı sonuç elde edebilmek için otomatik bir bölütleme yöntemine ihtiyaç vardır.

Çalışmada X-ışınlarının prensipleri araştırılmış ve X-ışını görüntülerinin oluşumu incelenmiştir. X-ışını kaynağından çıkan fotonların görüntünün her noktasına eşit şiddette gelemediği görülmüştür. Bu nedenle X-ışını görüntülerinde türdeş olmayan aydınlık dağılımı gözlemlenmiştir.

Bölütleme işlemlerinden önce, türdeş olmayan aydınlık dağılımı önerilen bir metot ile geriye dönük olarak düzeltilmiş ve bu işlemde sonra görüntünün bölütlenme başarımında artış gözlemlenmiştir.

Görüntüleri bölütlemek için değişik öznitelik çıkartma yöntemleri denenmiş, tezde önerilen varyans temelli bir öznitelik çıkartma yöntemi ile kemik dokusunun bölütlenmesinde yüksek başarımlar elde edilebildiği görülmüştür.

Görüntünün bölütlenmesi aşamasında görüntüdeki özniteliklerin uzamsal boyutta değişiklikler sergileyecekleri göz önünde bulundurularak görüntüye alt pencerelerden bakarak yerel bölütleme sonuçları elde edilmiştir.

Yerel bölütleme sonuçlarından genel bölütleme sonuçlarını elde etmek amacıyla, her benek için yerel bölütleme sonuçlarının istatistiği tutulmuş ve oylamaya benzer bir yöntemle genel bölütleme kararı üretilmiştir.

Başarım ölçümü için uzman doktor denetiminde hazırlanan test kümeleri bölütleme sonuçlarına uygulanmış, yöntem sayesinde yüksek başarımlar elde edildiği görülmüştür.

Yapılan çalışma ile literatüre iki katkı sağlanmıştır: i) X-ışını el görüntülerinde türdeş olmayan ışık dağılımının düzeltilmesi ii) X-ışını el görüntülerinde kemik dokusunun bölütlenmesi. Geliştirilen yöntemle görüntülerin otomatik olarak bölütlenmesi sayesinde yöntemin deneyimsiz kullanıcılara kolaylık sunduğu ve görüntüleme cihazlarının yeteneğini arttırması beklenir.

SUMMARY

In this study, first of all, application areas and segmentation techniques of X-ray hand images were performances of some techniques were investigated.

X-ray imaging is the most applied medical imaging technique. By analysis of X-ray hand images, bone age and bone density information can be measured and bone fractures can be analyzed. There is a need for an automatic segmentation method among these application areas to obtain objective and fast results.

In the study, the principles of X-rays and formation of X-rays images were investigated. It is observed that photons that leave X-ray source don't arrive with same intensity to all points of image. For this reason, inhomogeneous illumination distribution is viewed in X-ray images.

Before the segmentation processes, inhomogeneous illumination distribution is corrected retrospectively and after this correction, an increase is obtained in the performance of segmentation of the image.

Different feature extraction methods are tried for image segmentation, it is possible to obtain high performances in segmentation of bone tissues with a feature extraction method based on variance which is proposed in this study.

At the image segmentation step, due to the spatial variations of features in the image, local segmentation results are obtained by viewing the image by sub windows.

In order to acquire the global segmentation results from local ones, statistics of the local segmentation results for each pixel are recorded and with a method like as voting global segmentation decision is provided.

Test sets prepared in supervision of an expert doctor for measuring performance are applied to the segmentation results and high performance results are acquired.

With this study, two contributions are provided to literature: i) the correction of inhomogeneous illumination distribution ii) the segmentation of bone tissue in X-ray hand radiographs. With this developed method, with the help of the segmenting images automatically, simplicity for inexperienced users and an improvement in the ability of imaging devices are expected.

1. GİRİŞ VE ÇALIŞMANIN AMACI

İnsan vücudunun yapısının ve işleyişinin araştırılması insanlık kadar eski bir alandır. Tarihteki ilk tıp kitabının yazarı olarak bilinen eski Mısırlı Imhotep'in (M.Ö. 2600) ardından yaklaşık ikibin yıl sonra yaşayan Hipokrat (M.Ö. 460 – 370) ile başlayan modern tıp, medikal görüntüleme denilen insan vücuduna ait görüntüleme yöntemleri ile ilk olarak 22 Aralık 1895 tarihinde William Röntgen'in çektiği, eşinin eline ait X-ışını görüntüsü sayesinde tanışmıştır.

Medikal görüntüleme, insan vücuduna (ya da vücudun bir kısmına) ait görüntülerin oluşturulması için kullanılan tekniklere ve işlemlere denir. Medikal görüntülemenin kullanım alanı klinik (hastalıkların araştırılması, teşhisi ya da ilerlemesinin incelenmesi) veya tıbbi bilimler (anatomi veya organ fonksiyonlarının incelenmesi) olabilir [1]. X-ışınlarının keşfinin ve ilk X-ışını makinesinin icadından günümüze kadar birçok farklı görüntüleme yöntemleri bulunmuştur. X-ışınlarını kullanan bilgisayarlı tomografi (CT) , vücut içine gönderilen yüksek frekanslı ses dalgalarının geri yansıması ile elde edilen ultrasonik görüntüleme, manyetik alan etkisinde atom çekirdeklerinin dönüş hareketlerinden yararlanan manyetik rezonans görüntüleme (MRI), Vücut içine salınan radyoizotopların vücut dışından görüntülenmesini sağlayan radyoizotop görüntüleme (PET ve SPECT) ile vücudun elektriksel direncinin görüntüye dönüşümü yöntemi olan elektriksel empedans tomografisi (EIT) bu yöntemlerden en çok bilinenleridir [2].

Elektronikğin hızlı ilerlemesinin sonucu olarak bilgisayar alanındaki gelişmeler insan sağlığını ilgilendiren yeni tekniklere ve uygulamalara da imkan vermektedir. Anlatılan görüntüleme tekniklerinden elde edilen görüntüleri sayısal ortamda işleyip doktorlara teşhis ve tedavide yardımcı olabilecek bilgisayar temelli araçlar sunulmakta ve geliştirilmektedir [3].

X-ışını görüntüleme, en eski medikal görüntüleme yöntemi olmasına rağmen MRI gibi diğer tekniklere nazaran daha ucuz olması ve pratikliği bakımından halen en sık

kullanılan ve geçerliliğini koruyan bir görüntüleme yöntemidir [4]. Diğer tekniklere göre daha az bilgi içermesi ve insan vücuduna zarar veren iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalma tehlikesi bu görüntüleme yönteminin dezavantajlarından [5].

1.1 X-ışını El Görüntülerinin Kullanım Amaçları

Çalışmada incelenen X-ışını el görüntüleri tıp alanında yaygın kullanıma sahiptirler. Bu görüntülerin en genel kullanım amaçları üç başlık halinde sıralanabilir.

1. Kemik yaşının bulunmasında: Kemik yaşı bulma, pediatrik radyolojide sıklıkla uygulanan bir yöntemdir. Sol el bileğinin röntgen görüntüsünün incelenmesi ile kemik yaşına ulaşılabilir. Kemik yaşının kronolojik yaş ile karşılaştırılması ile iskelet gelişimindeki anormallikler görülebilir. Bu sayede hastanın gelişiminin hızlı ya da yavaş olduğu anlaşılabılır. Kemik yaşının hesaplanmasında en güvenilir yöntem TW2 yöntemi olarak da adlandırılan “Tanner ve Whitehouse” yöntemidir. Bu yöntemde el radyografi görüntülerinde eklemlerden oluşan bazı ilgi bölgeleri (ROI) belirlenip bu eklemlerin şekli ile önceden hazırlanmış bir tablodaki uyumlu eklem şekillerine bakılarak kemik gelişiminin evresi ölçülmektedir [6]. Bu yöntemi manüel olarak uygulamak oldukça zaman alıcıdır ve uygulayan kişinin tecrübesine göre elde edilen sonuç değişebilir. Bu nedenle kemik yaşının hesaplanmasını otomatik yapacak bir yöneme ihtiyaç vardır. Han ve arkadaşları, TW2 yönteminin uygulanması için sözü edilen ilgi bölgelerini radyografi görüntülerinden çıkaran otomatik bir algoritma geliştirmişlerdir [7]. Zhang ve arkadaşları, daha önce geliştirilen kemik yaşı belirleme sistemlerinin yedi yaşımdan büyükler için olduğunu belirterek daha küçük yaştaki çocukların kemik yaşlarının bulunması için bilek kemiklerini analiz eden bir yöntem sunmuşlardır [8]. Mahmodi ve arkadaşları, el radyografi görüntülerinden sınırlarını ortaya çıkarttıkları belirli kemiklerin şekil öz niteliklerinden yararlanarak kemik yaşını tahmin etmeye çalışmışlardır [9]. Pietka ve arkadaşları ise geliştirdikleri kemik yaşı belirleme sistemlerini PACS olarak bilinen görüntü arşivleme ve haberleşme sistemi ile uyumlu hale getirmişlerdir [10].

2. Kemik yoğunluğunun bulunmasında: Osteoporoz, kemik kütlelerinin azalması ve kemik mikro yapısının bozulması sonucu ortaya çıkan bir hastalıktır [11]. Bu hastalık kemikteki minerallerin azalması (kemik yoğunluğunun azalması) sonucu ortaya

çkar. Bu durumda, kemik yoğunluğu bilgisi radyografi görüntülerinden elde edilebilir. Mineralin fazla olduğu durumda x-ışınlarını daha fazla soğurulacağından mineral bakımından fazla olan kemikler röntgen görüntüsünde daha açık renkli görülecektir. Sotoca ve arkadaşları [11], radyografi görüntülerinden kemik kütlesini hesaplamak için belirli kemikleri otomatik bölütleme ile elde edip, X-ışınının soğurma karakteristiği bilinen alüminyum bir eğik düzlemi referans alarak kemik yoğunluğunu hesaplayan bir sistem önermektedir. Benzer bir şekilde Haidekker ve arkadaşları [12], küçük hayvan kemiklerini ortaya çıkardıktan sonra alüminyum eğik düzlem aracılığı ile kemik yoğunluğu incelemişlerdir. Çalışmalarda genellikle referans olarak alüminyum bir materyal kullanılmasının nedeni, alüminyumun kemik ile çok benzer bir soğurma karakteristiğine sahip olmasıdır [11].

3. Kırıkların bulunmasında ve incelenmesinde: X-ışınları kemik kırıklarında sıkça kullanılan görüntüleme yöntemidir. Kırık kemiklerin bölütlenmesi ve kırıkların veya çatlakların konumlarının doğru belirlenmesi tedavinin başarısı için önemli ölçütlerdir. Jiang ve arkadaşları [13], radyografi görüntülerinde kırık kemikleri alçıya alınmadan ve alındıktan sonraki haliyle bölütlemeye ilişkin bir yol önermiş, alçının bölütleme işlemini zorlaştırdığından bahsetmiştir. Kırık kemik alçıya alınmadan önce alınan x-ışını görüntüsünden bir şekil modeli elde edilmiş daha sonra alçılı kemiğin bölütlenmesinde bu model kullanılmıştır.

1.2 X-ışını El Görüntülerinin Otomatik Bölütlenmesi

Otomatik doku bölütlemesine geçmeden önce, dokunun tanımını yapmak uygun olacaktır. Gool ve arkadaşları [14], dokuyu: "Birbirine az ya da çok benzeyen eleman veya örüntülerin belli bir düzende bir araya gelmesinden oluşan yapı" şeklinde tanımlamışlardır. Dokular, yapısal dokular ve istatistiksel dokular olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. Yapısal bir dokuda, ana örüntü ve alt örüntüler çeşitli yerleşim kurallarına göre uzaysal bir dağılıma sahiptir. İstatistiksel doku ise, istatistiksel modellerle tanımlanabilen karmaşık bir örüntü dağılımına sahiptir. X-ışını görüntüleri, istatistiksel dokulara örnek olarak gösterilmektedir. Bu şekilde tanımlanan dokuları bölütlemek için literatürde çok sayıda çalışma mevcuttur.

Görüntü bölütleme, bir görüntünün ayırık ve kendi içlerinde renk seviyesi ya da desen gibi özellikler bakımından homojen olan ögelere ayrılması işlemidir.

İlgi duyulan fizyolojik ve biyolojik bölgeleri ayırabilmesi bakımından bölütleme işlemi, biyomedikal işaret işlemede önemli bir işlemdir [15]. Bölütleme Kapur [16] tarafından: "Biyomedikal görüntüdeki anatomik yapıyı belirlemek amacıyla, görüntüdeki her bir benek için bir etiket verme işlemi" olarak tanımlanmıştır. Biyomedikal görüntüler genellikle farklı dokuları ayıracak biçimde bölütlenirler.

Medikal görüntülerin bölütlenmesi birçok görüntü analizi ve sınıflama işlemlerinde gerekli bir ilk adım ve karmaşık bir problemdir [13]. Bölütleme işleminde üç tür yaklaşım söz konusudur: Manüel bölütleme, yarı otomatik bölütleme ve tam otomatik bölütleme. Manuel bölütlemelerde farklı anatomik yapıların seçimi kullanıcı tarafından görüntünün işaretlenmesiyle yapılır. Manüel yöntemler zordur ve zaman alıcıdır. Ayrıca görüntülerin farklı kişiler tarafından farklı biçimlerde yorumlaması tehlikesi vardır. Manüel yöntemi doğru (fakat daha verimli) şekilde taklit edebilen bir otomatik görüntüleme sistemi her zaman gereklidir [17].

Tam otomatik bölütleme sistemlerinde, bölütleme işlemleri süresince uzman desteğine ihtiyaç duyulmaz; geliştirilen algoritmalarla görüntü tamamen otomatik olarak bölütlenir. Yarı otomatik bölütlemelerde ise, bölütlemenin ya başında ya da belli aşamalarında bir kullanıcıya veya uzmana gereksinim duyulur. Bölütleme işlemine başlamadan önce, sistemdeki bazı parametrelerin ayarlanması ve/veya başlangıç pozisyonunun (ilk değerlerin) belirlenmesi uzman denetiminde yapılır. Yarı otomatik bölütleme, uzman bilgisini (manüel bölütlemeyi) içerdiğinden, genellikle daha yüksek başarıma sahiptir. Ancak, otomatik olmayan bir bölütleme işlemi uzman açısından yorucu ve zaman alıcıdır [18].

El radyografi görüntülerinin bölütlenmesi ile ilgili daha önce yapılan çalışmalara bakıldığında, kemik dokularının otomatik olarak bölütlenmesi çözümü zor bir problem olarak tanımlanmaktadır [13]. Feng'e göre, x-ışını görüntülerinin bölütlenmesinde karşılaşılan zorluklar şunlardır [19]:

1. Gürültü: X-ışını görüntülerinde temel gürültü kaynağı, x-ışını kaynağının kendisidir. Bu gürültü, x-ışını fotonlarının doğasından kaynaklanan kuantum gürültüsüdür.

2. Kemiklerin birbirine karışması: Radyografi görüntülerinde görüntüdeki bir beneği oluşturan X-ışını fotonu birkaç dokudan geçerek organı terk ettiğinden bir gölge görüntüsü sunulur. Çoğu zaman kemikler eklem bölgelerinde birbirleri içine girer gibi görüntüler oluşturduğundan bu sonuç bölütlemeyi zorlaştırır.

3. Belirsiz kenarlar. Komşu dokular arasında X-ışınının soğrulmasının benzer olduğu durumlarda kenarlar belirsiz olmaktadır. Bu nedenle çoğu zaman iki farklı doku arasında belirgin bir kenar bulmak mümkün değildir.

4. Kemik yoğunluğu farkı: Kemikler yoğunluk ve kalınlıklarına göre farklı miktarda X-ışını soğurması yaparlar. Bu nedenle her kemik aynı gri tonda görünmez. Mineral bakımından yoğun kemikler açık renkli görülürken, osteoporoz hastalarının kemikleri daha koyu görünür. Ayrıca, ortamdaki diğer dokular da kemiğin o bölgedeki rengini etkilemektedir.

5. Hastalar arası kemik şekillerinin farklı oluşu: Örneğin bir kadının leğen kemiğinin şekli bir erkeğinkine göre çok farklıdır. Diğer kemiklerde de hastalar arası benzer farklılıklar bulunmaktadır.

6. Poz farklılığı: Kemikler röntgen çekildikleri pozisyona göre filmde çok farklı şekilde ve konumda görülebilirler.

Bunların yanında, X-ışını görüntülerinde x-ışınları görüntünün her noktasına eşit şiddette gelmemektedir. X-ışını kaynağının konumundan kaynaklanan bu durum, türdeş olmayan aydınlık dağılımının oluşmasına neden olmaktadır.

Literatürde X-ışını görüntülerini bölütleyen çalışmalar mevcuttur. Fakat genel geçerliliği olan ve radyografik el görüntülerindeki tüm kemik dokusunu otomatik olarak bölütleyebilen bir algoritmaya rastlanmamıştır. Birçok çalışmada kullanılan bölütleme yöntemleri kısıtlı sayıda el görüntüsüne uygulanmış olup genele uygulanmamıştır [7,9,17]. Ayrıca otomatik bölütleme yöntemlerinin büyük bir kısmı, eldeki tüm kemiklerin bölütlenmesi için uygun değildir [6,8,11,12,20]. Bunların yanında bazı çalışmalarda da kullanıcının kontrolünü gerektiren yarı otomatik bölütleme yöntemleri önerilmektedir [20-21]. Kemik yaşının belirlenmesi için yapılan çalışmalarda [7-10] ilk adım otomatik bir bölütleme işlemidir. Bunun yanında, kemik yoğunluğunun bulunması [11,12] ve kemik kırıklarının incelenmesi için yapılan çalışmalarda da [13] otomatik bir bölütleme adımına ihtiyaç duyulmaktadır.

Tez çalışmasında, X-ışını el görüntülerinde kemik dokusunun otomatik olarak bölütlenmesini gerçekleştirmesi, böylelikle çeşitli kullanım alanları olan el X-ışını görüntülerinin bilgisayar ile analizinde kullanışlı olabilecek bir yöntemin hazırlanması amaçlanmıştır. Bu amaçla, X-ışını görüntüleri ve X-ışını ekipmanları incelenmiş, bölütleme işleminden önce gerekli ön işlemler yapılmış, çeşitli öz nitelikler ve bölütleme yöntemleri incelenmiş ve farklı el görüntülerinde başarılı sonuçlar üretebilen bir bölütleme yöntemi geliştirilmiştir. Çalışmada ayrıca X-ışını görüntülerinde tipik olarak görülen türdeş olmayan aydınlık dağılımı probleminin giderilmesine yönelik bir yöntem de önerilmiştir. Matlab yazılımı ile gerçekleştirilen yöntemlere ilişkin sonuçların başarımları el yordamı ile oluşturulmuş test kümesinden yararlanılarak elde edilmiştir.

2. X-IŞINI VE X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ

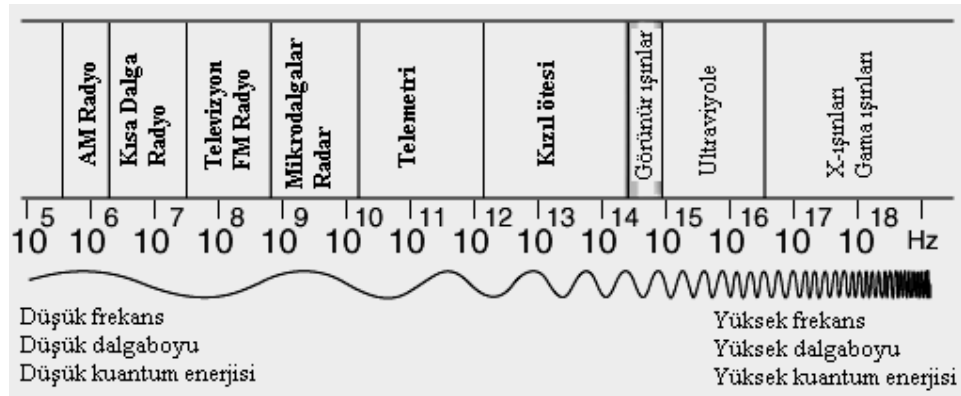
X-ışını, ışık ya da radyo dalgaları gibi elektromanyetik bir dalgadır. Bu dalgalardan farkı dalga boyu ve frekansının farklı olmasıdır. Şekil 2.1’de elektromanyetik dalgaların spektrumu görülmektedir. Elektromanyetik dalgalar su ya da ses gibi diğer dalga türlerinden farklıdırlar. Elektromanyetik dalgalar bir vakum içinde ya da boşlukta (dış uzayda) iletilebilirler. Elektromanyetik dalgaların bazı temel özellikleri aşağıda belirtilmiştir [22]:

1. $V=F\lambda$ bağıntısına uyarlar. Yani dalganın hızı (V) frekansı (F) ile dalga boyunun (λ) çarpımına eşittir.
2. Düz bir çizgi boyunca yayılırlar.
3. Ters kare yasasına ($1/d^2$) uyarlar; yoğunlukları kaynağa olan uzaklığın karesi ile ters orantılıdır.
4. Girişim ve kırınım desenleri oluştururlar.

Temel olarak, üç türlü ışıınım mevcuttur:

1. **Alfa parçacıkları:** İki nötron ve iki protondan oluşan helyum çekirdekleridir. MeV seviyelerinde yüksek enerjiye sahiptirler fakat kütleleri büyük olduğu için birkaç santimetrelik hava tabakası ya da bir kağıt parçası ile durdurulabilirler.
2. **Beta parçacıkları:** keV ila MeV seviyelerinde enerjilere sahip yüksek hızdaki elektronlardır. Daha hafif olduklarından, delicilik kabiliyetleri alfa parçacıklarından daha fazladır. Birkaç metrelik hava tabakası ya da birkaç milimetrelik plastik ile durdurulabilirler.
3. **Gamma ışınları (10^{14} MHz) ve X-ışınları (10^{10} MHz) :** Işık ışınları gibi elektromanyetik dalgalardır. Bu nedenle kütlesi ya da yükü yoktur. Işık hızında

hareket edebilen, dalga boyuna (enerjisine) bağılı olarak yüksek delicilik kabiliyetine sahip dalgalardır.



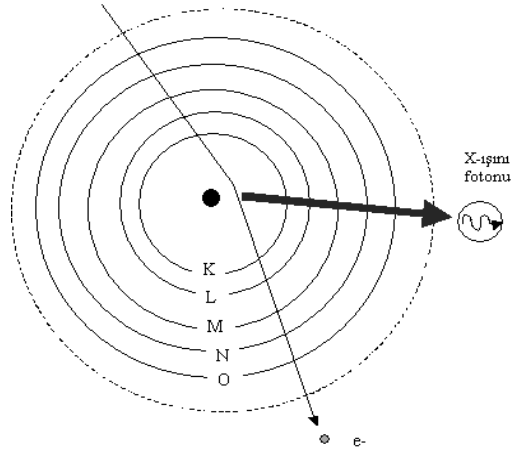
Şekil 2.1 : Elektromanyetik spektrum

2.1 X-ışınlarının Oluşumu

Enerjiye sahip elektronlar bir hedefe çarptıklarında enerjilerinin büyük kısmı hedef atomların iyonlaşmasına ve uyarılmasına harcanır. Daha sonra bu enerji ısı olarak ortaya çıkar. Geri kalan kısmı ise X-ışını olarak yayılır [23]. X-ışınları ağır bir metal hedefe yüksek hızdaki elektronların çarptırılmasıyla elde edilen elektromanyetik ışınım fotonlarıdır. Çarpışan elektronların yalnızca %1'lik kısmı X-ışını fotonu üretebilir; geri kalanı ise hedefin ısı enerjisinin artmasına neden olur. X-ışınları, Bremsstrahlung olayı ve Karakteristik yayılım olmak üzere iki yolla meydana gelir [24].

2.1.1 Bremsstrahlung Olayı

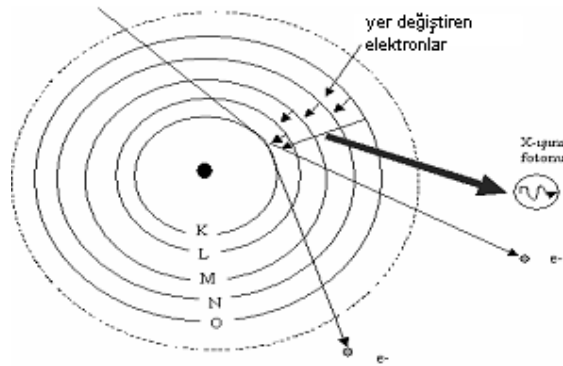
Bremsstrahlung kelime anlamı olarak “Kırılan radyasyon” anlamına gelir. Bremsstrahlung olayı, yüklü bir parçacığın çekirdeğin güçlü elektriksel alanının etkisinde yüksek bir ivme ile yavaşlaması ve yönünün değişmesidir. Parçacık (elektron) çekirdeğe oranla çok küçük bir kütleyle sahiptir. Yüksek bir hıza sahip olan parçacık çekirdeğe doğru çekilir ya da çekirdekten geri püskürtülür ve yönü değişir. Bu sapma ve hız azalması sırasında elektromanyetik spektrumun X-ışını bölgesine ait bir enerji yayılır. Şekil 2.2’de bu olay gösterilmektedir [24]. Bu tür bir etki için parçacığın belli bir enerjisi ve momentumu olmalıdır [25].



Şekil 2.2 : Bremsstrahlung yayılımı

2.1.2 Karakteristik X-ışınları

Elektron bombardımanına maruz kalan atomların iç kabuklarındaki elektronlardan bir kısmı bulundukları kabuklardan dışarı çıkartılır. Bu şekilde bombardıman elektronlarının yaklaşık % 0.1'i K-kabuğunda bir boşluk ("vacancy") meydana getirirken büyük kısmı ısı meydana getirir. Daha dış kabuklardaki elektronlar öz-nötrleşme sürecinde boş bırakılan yörüngeleri doldururlar [26]. İçteki kabukların dıştaki yörüngelerden gelen elektronlar tarafından doldurulması sonucunda elektromanyetik spektrumun X-ışını bölgesine ait bir ışıınım gerçekleşir. Şekil 2.3'te bu olay gösterilmektedir [24]. Karakteristik X-ışınının enerjisi kabuk enerjileri farkı ile belirlenir. K kabuğundaki bir elektron L kabuğundakinden çekirdeğe yakınlığından dolayı daha fazla enerjiye sahiptir [25].



Şekil 2.3 : Karakteristik X-ışını yayılımı

2.2 X-Işınlarnının Dokuyula Etkileşimi

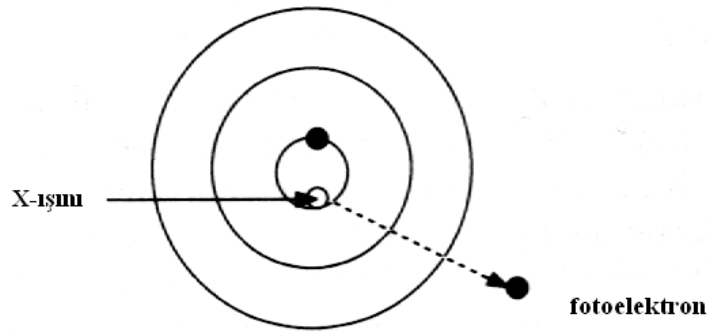
Doku içinde X-ışını fotonları saçılabilir, doku ile etkileşimde bulunmayabilir ya da tamamen soğurulup kaybolabilir. X-ışını ve gama ışını gibi enerjiye sahip fotonlar doku ile üç farklı tür etkileşimde bulunabilir: fotoelektrik etki, Kompton saçılması, çift üretimi [25].

2.2.1 Fotoelektrik etki

Fotoelektrik etkide gelen fotonun enerjisi tamamen soğurulur ve bu enerjinin bir kısmı fotonun çarptığı elektronun yörüngesinden kopmasını sağlar. Diğer kısmı ise bu elektrona kinetik enerji olarak verilir.

Fotoelektrik etki genellikle atomun K ya da L kabuğunda gerçekleşir. Elektron atomdan uzaklaştığı için protonlar ve elektronlar arasındaki denge bozulacaktır. Sonuç olarak iç kabuklarından birinde bir delik bulunan bir iyon oluşmuş olacaktır.

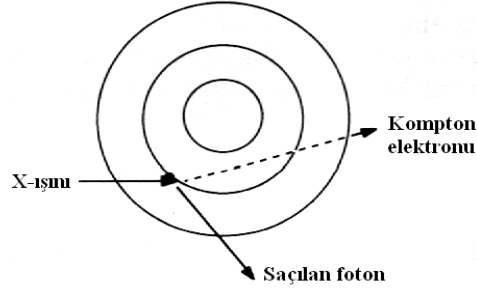
Elektron boşluğu genellikle başka bir yörüngedeki bir elektron ile doldurulur. Bu sayede ortaya çıkan fazla enerji ise karakteristik X-ışını yayılımına neden olur. Dışarı çıkan elektronun ise diğer serbest elektronlardan kinetik enerjisi dışında bir farklılığı bulunmamaktadır. Gelen fotonun yok olması ise klinik olarak önemlidir çünkü enerji tamamen hasta tarafından soğurulmuş olmaktadır. Fotoelektrik etki Şekil 2.4'te görülmektedir.



Şekil 2.4 : Fotoelektrik etki

2.2.2 Kompton saçılması

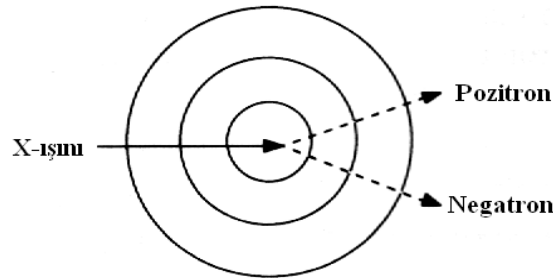
Kompton saçılması fotonun tam olmayan soğurulmasıdır. Fotonların dış yörüngedeki elektronlarla etkileşimi sonucu oluşur. Burada da fotoelektrik etki gibi bir elektronun atomdan dışarı fırlatılması vardır fakat gelen fotonun bütün enerjisi soğurulmaz. Daha düşük enerjili ve daha uzun dalga boylu bir foton meydana gelir. Kompton saçılması Şekil 2.5'te görülmektedir.



Şekil 2.5 : Kompton saçılması

2.2.3 Çift Üretimi

Çift üretimi, enerjisi 1.02 MeV'tan daha yüksek bir fotonun çekirdeğin yüksek elektrik alanının yakınından geçmesiyle oluşan bir etkileşimdir. Güçlü elektriksel kuvvet enerji-kütle dönüşümüne neden olur. Foton çekirdeğin yakınlıklarına geldiğinde tamamen kaybolur ve bir negatron, bir de pozitron olmak üzere iki farklı parçacık oluşur. Bu olayın oluşması için gelen fotonun enerjisinin en az 1.02 MeV olması gerekmektedir. Daha büyük enerjiye sahipse, bu enerji oluşan parçacıklara kinetik enerji olarak verilir. Pozitron diğer yörünge elektronlarından biri ile etkileşime girerek imha edilir ve iki fotona dönüşür. Çift üretimi olayı Şekil 2.6'da görülmektedir.



Şekil 2.6 : Çift üretimi

Tablo 2.1: Elektromanyetik yayılımın doku ile etkileşimleri

Etkileşim	Etkileşim yeri	Enerji sınırları	İkincil etkiler
Fotoelektrik etki	İç elektron kabukları	Birkaç keV-0.5 MeV	Fotoelektronlar, karakteristik X-ışınları
Kompton saçılması	Dış elektron kabukları	Birkaç keV- birkaç MeV	Kompton elektronu, saçılmış foton
Çift üretimi	Çekirdek bölgesi	>1.02 MeV	Pozitron, elektron, imha fotonları

2.3 X-ışını Ekipmanı

2.3.1 X-ışını tüpü

Bilinen X-ışını kaynakları, radyoaktif izotoplar, fisyon ve füzyon gibi nükleer reaksiyonlar ve (doğal ya da yapay) parçacık hızlandırıcılarıdır. X-ışınları ile medikal görüntüleme yapabilmek için aşağıdaki özellikleri sağlayabilecek bir kaynağa ihtiyaç vardır:

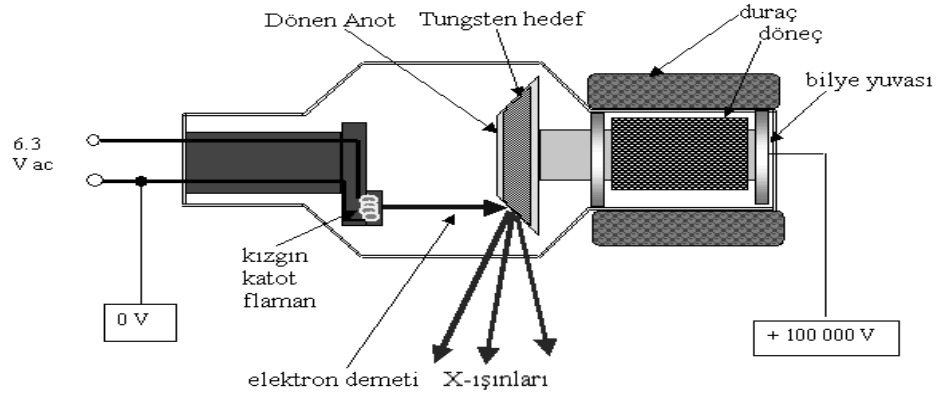
1. Kısa bir sürede yeterli miktarda x ışını üretebilmeli
2. Kullanıcı X-ışınının enerjisini değiştirebilmeli
3. Kaynak X-ışınlarını tekrar üretilebilecek bir yapıda olmalı
4. Güncel güvenlik ve ekonomi standartlarını sağlayabiliyor olmalı.

Sayılan özellikler yalnızca X-ışını tüpü olarak adlandırılan özel amaçlı parçacık hızlandırıcıları tarafından sağlanabilir. X-ışını tüplerinin tasarımları bir yüzyıl boyunca sürekli değişmiş olsa da çalışmalarının temel prensipleri değişmemiştir. Şekil 2.7’de görüldüğü gibi hızlandırılmış yüklü parçacıklar (elektronlar) ısıya ve elektromanyetik spektrumda X-ışınlarını içeren bölgeye ait dalgalara dönüşürler. Aynı prensip TV, bilgisayar monitörlerinde ve osiloskoplarda da geçerlidir. Bu cihazların tamamı katot ışını tüplerinden oluşmaktadır.

Tipik bir medikal X-ışını tüpünde katottan çıkan elektronların hızlanmasını sağlayan gerilim 30 ila 150 kV olarak ayarlanmaktadır. Böylece elektronlar anoda çarpmadan önce yüksek bir kinetik enerjiye sahip olurlar. Genellikle elektron akımı 10-100 mA seviyesindedir ve tüp tarafından harcanan enerji yaklaşık $100\text{kV} \times 100\text{ mA} = 10\text{ kW}$ olacaktır. Elektriksel olarak yüklenmiş elektronlar hedef atomlarla güçlü bir şekilde çarpışıp hedef yüzeyinin birkaç mm altına inebilirler. Elektron demetinin çok büyük bir kısmı ısıya çevrilir ve bu ısı enerjisi yalnızca yüzeyin birkaç mm'lik kısmında birikir. Elektron enerjisinin yalnızca % 1'lik kısmı tüpten dışarı çıkabilen kullanılabilir X-ışınına dönüşür. Özel önlemler olmadan elektron demeti çok hızlı bir biçimde hedef yüzeyini eritip metal üzerinde bir delik oluşturabilir. Bu nedenle tüp tasarımında en önemli problemlerden biri elektron demetinin meydana getirdiği, çok küçük bir alanda biriken 10-15 kW'lık ısı enerjisidir [27].

X-ışını tüplerinde ısı problemi ile baş edebilmek için genellikle iki yöntem kullanılmaktadır. Birincisi hedef anodu büyük kütleli bakır içine gömülmüş tungsten alaşımdan yapmaktır. Burada bir tasarım ikilemi söz konusudur. Maksimum ısı kapasitesi hedef alanının geniş olmasına bağlıdır; ancak röntgen görüntüsünün kaliteli olması da hedef alanının küçük olması ile doğudan ilişkilidir. Bu ikilemin önüne geçmek için elektronların çarptığı anodun kenarı eğimli bir yapıdadır. Böylece ısı yayılımı iyileşirken X-ışını görüntüsünde yüksek çözünürlük sağlanabilecektir.

Diğer bir çözüm ise Şekil 2.7'de görüldüğü gibi dönen bir anot olmasıdır [24]. Daha önceki tasarıdaki noktasal hedef şimdi bir diskin kenarındaki hareketli bir hedefe dönüşmüştür. Elektron kaynağı (katot) disk üzerinde küçük bir noktasal bölgeye etkilemek üzere yerleştirilmiştir. Böylece odaklanma alanı birkaç milimetrekareye düşerken ısı probleminin üstesinden gelinebilmektedir. Bu tür anot hedefler 10.000 devir/dakika hızında dönebilmektedir [22].

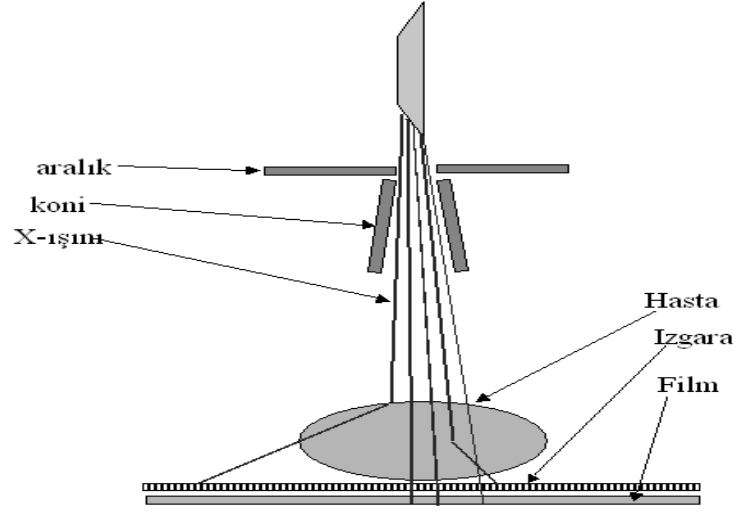


Şekil 2.7 : X-ışını tüpü

2.3.2 X-ışınının odaklanması ve kontrolü

Elektron demetinden farklı olarak, X-ışınları odaklanamazlar. Bu nedenle sadece gölge görüntüleri oluşturabilirler. Işın kaynağı küçükse keskin gölgeler, büyükse bulanık gölgeler elde edilir. Röntgenin görüntü kalitesinin iyi olması için keskin gölgelere ihtiyaç vardır. Bu nedenle X-ışını kaynağının noktasal bir kaynak gibi davranması istenir. Şekil 2.8’de X-ışınının odaklanması için kullanılan bir yöntem görülmektedir.

- Anot diskin kenarının 17° ’lik eğimi dolayısıyla X-ışını demeti daha dar biçimde yayılır.
- Kurşundan yapılmış koni gibi delikli yapılardan geçirmek X-ışını demetinin yayılmasını engeller.
- Kurşundan yapılan saçılma önleyici ızgara dokular nedeniyle saçılan X-ışınlarının, saçılma önleyici ızgara ile soğurulması sağlanarak görüntüyü bozması engellenir [24].



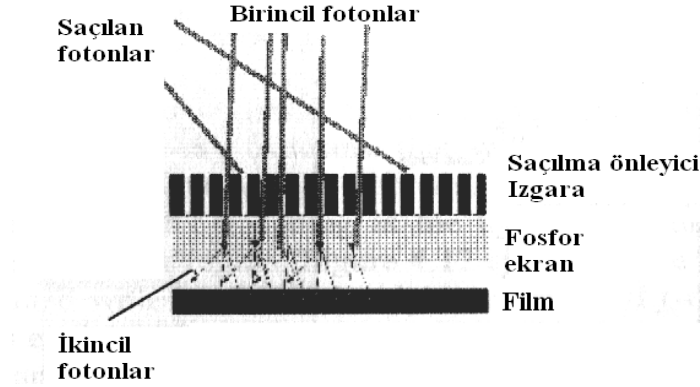
Şekil 2.8 : X-ışınının saçılmasının önlenmesi

2.3.3 Fotoğraf filmi

X-ışını filmi, asetat ya da polyesterden yapılmış saydam plastik bir malzemeden oluşur. Bu malzemenin iki tarafı ışığa duyarlı bir emülsiyon ile tabakalanmıştır. Emülsiyonun en önemli bileşenleri gümüş halojenür kristalleri ve jelatindir. Gümüş halojenür olarak en sık genellikle gümüş bromür kullanılır. Gümüş bromür kristalinin bir ışık fotonuna maruz kalmasının ardından serbest bir elektron ortaya çıkar. Bu serbest elektron ile bir gümüş iyonu gümüş atomuna dönüşecektir. Gümüş atomunun rengi siyahtır. Sonuç olarak, filmin ışığa maruz kalması, filmi karartacaktır. Karartma işlemi doğrudan gelen ışığın enerjisi ile alakalıdır [29].

Yoğunlaştırıcı ekranlar film ile birlikte kullanıldıklarında daha yüksek görüntü kalitesi sağlarlar. Yoğunlaştırıcı ekranlar, baryum titanat, çinko sülfid, sezyum iyodür gibi foton-enerji dönüştürücü olarak kullanılan ağır elementlerin bileşiklerini içerirler. Bir X-ışını fotonu bu ağır metaller tarafından fotoelektrik etki ile soğurulduğunda, metal atomu kararsız hale gelecektir. Atom bulunduğu kararsız durumdan X-ışını fotonundan daha düşük enerji spektrumuna sahip fakat daha çok sayıda görünür fotonlar yayımlayarak kurtulur. Bu sayede, yoğunlaştırıcı ekran sayesinde bir X-ışını fotonundan yüz kadar görünür ışık fotonu elde edilebilir. Elde edilen görünür X-ışını fotonları ise yoğunlaştırıcı ekranın altındaki gümüş klorür katmanında kimyasal değişime neden olup görüntü oluşmasını sağlar. Sonuç olarak yoğunlaştırıcı ekran ve fotoğrafik emülsiyon kombinasyonu ile kuantum verimliliği (fotoreaktif maddede etki uyandırabilecek foton yüzdesi) büyük miktarda artacaktır.

Şekil 2.9’da bir X-ışını filmi kasetinin yapısı gösterilmektedir. Yoğunlaştırıcı ekrana gelen bütün birincil X-ışını fotonları daha düşük enerjili fakat daha çok miktarda ikincil fotonlarına dönüşecektir ve bu ikincil fotonlar film üzerinde bir gölge görüntüsü oluşturacaktır [27].



Şekil 2.9 : Bir X-ışını film kasetinin yapısı

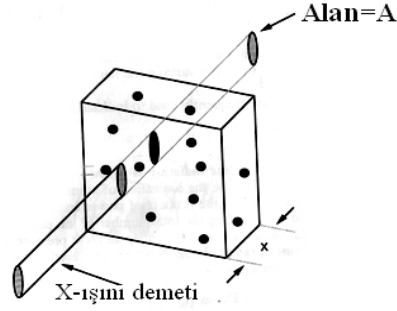
2.4 Görüntünün Oluşumu

2.4.1 X-ışınının zayıflaması

X-ışını demeti bir materyal içine girdiği zaman, fotonların ve materyalin çeşitli etkileşimlere girmesi sonucunda X-ışınının şiddeti düşer. X-ışınının şekil 2.10 deki gibi x kalınlığındaki türdeş bir ortamın içinden geçtikten sonraki şiddeti denklem 2.1’deki gibi olacaktır.

$$I = I_0 e^{-\beta x} \quad (2.1)$$

Yukarıda I , x konumundaki X-ışını şiddeti; I_0 , gelen X-ışınının şiddeti; β , doğrusal zayıflatma katsayısıdır (cm^{-1}).



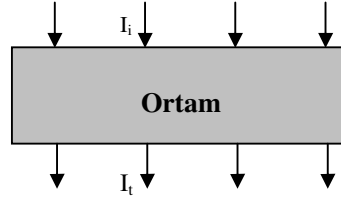
Şekil 2.10 : x kalınlığında bir ortamı geçen x-ışını demeti

2.4.2 Optik yoğunluk

Gerçekte film üzerinde ölçülen X-ışını şiddeti değil, optik yoğunluktur. Yoğunluk X-ışını filminin tipine ve kullanılan enerjinin türüne bağlıdır [29]. Optik yoğunluk denklem 2.2 ile hesaplanabilir:

$$D = \log_{10} \left(\frac{I_i}{I_t} \right) \quad (2.1)$$

D , optik yoğunluktur. I_i ve I_t şekil 2.11’de belirtildiği gibi gelen ve iletilen ışık şiddetleridir. Bu ölçü, filmin kararmasının ölçüsüdür. Daha yüksek yoğunluk, daha koyu renge veya daha az ışık iletimine karşılık gelir.



Şekil 2.11 : Gelen ve iletilen ışık şiddetleri

3. X-IŞINI GÖRÜNTÜLERİNİ BÖLÜTLEME YÖNTEMLERİ

Bölütleme, bir nesneyi arka plandan ayırt etme olarak adlandırılır [30]. İlgi duyulan fizyolojik ve biyolojik bölgeleri ayırabilmesi bakımından bölütleme işlemi, biyomedikal işaret işlemede önemli bir işlemdir [15].

Görüntüyü Ω olarak tanımlarsak, bölütleme işlemi $S_k \subset \Omega$ olacak biçimde evrensel kümesi Ω olan S_k kümelerinin bulunmasıdır. Bu bakımdan bölütleme sonucu oluşan kümeler şu eşitliği sağlamalıdır

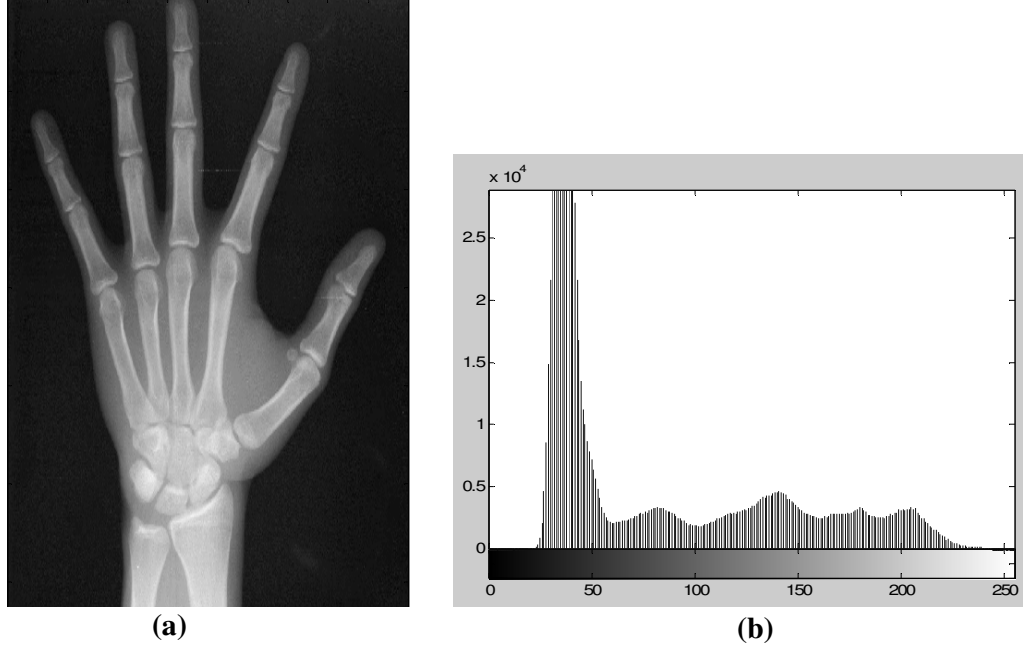
$$\Omega = \bigcup_{k=1}^K S_k \quad (3.1)$$

Öyle ki, $k \neq j$ için $S_k \cap S_j = \emptyset$ olsun ve her S_k bağlantılı olsun. İdeal olarak bir bölütleme yöntemi görüntüdeki farklı anatomik yapılara karşılık gelen bu kümeleri bulmalıdır [31].

Bölütleme için en sık kullanılan yaklaşımlar: histogram temelli yöntemler, kenar temelli yöntemler, bölge temelli yöntemler ve aktif sınırlar olarak sıralanabilir [32].

3.1 Histogram Temelli Yöntemler

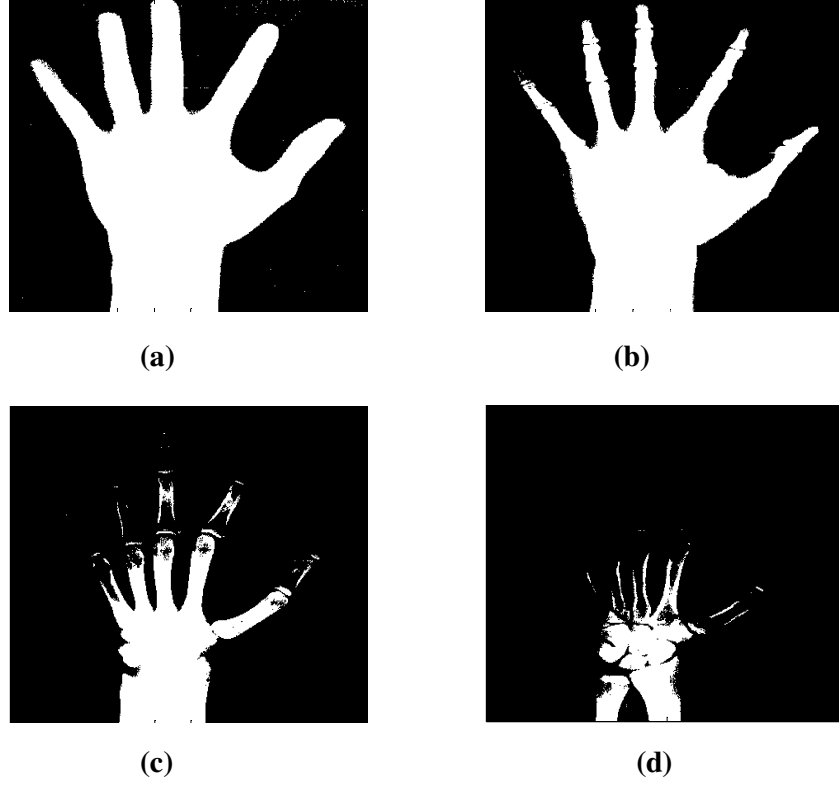
Eşikleme [33] temel bölütleme yöntemlerindendir. Bir I görüntüsü verildiğinde, eşikleme yöntemi ile bir t eşiği bulur. Eşik değerinin üstünde gri seviyeye sahip benekler birinci grup olarak belirlenirken, diğer benekler ikinci grup olarak belirlenecektir. Eşiklemenin düzgün yapılabilmesi için görüntünün çift durumlu (iki farklı kümeye sahip) olması gereklidir. Görüntünün histogramında iki tepe bulunuyorsa görüntüler verimli bir şekilde eşiklenebilecektir. Şekil 3.1'de ön işleme ile iyileştirilmiş bir el radyografi görüntüsü ve histogramı görülmektedir.



Şekil 3.1 : (a) X-ışını el görüntüsü (b) görüntünün histogramı

Histograma bakıldığında arka alan beneklerinin büyük bir tepe oluşturduğu görülebilir. Kemik dokusu ve yumuşak dokuyu ise histograma bakarak tespit etmek mümkün değildir. Kemik dokusunun ve yumuşak dokunun kalınlığı el içinde değişeceğinden arka alanda olduğu gibi belirli bir gri seviyeye denk düşmemektedir. Şekil 3.2'de çeşitli eşik değerleri için elde edilen ikili görüntüler görülmektedir. Görüldüğü gibi arka alanı görüntüden eşikleme yaparak ayırmak mümkün olsa da kemik dokusu ve yumuşak doku için bu geçerli değildir.

Medikal görüntü bölütlemeye eşikleme tek başına kullanılmamaktadır. Bunun yerine genellikle bir ilk adım olarak kullanılır. Pietka ve arkadaşları [6] el X-ışını görüntülerini bölütlerken ilk adım olarak el silüetinin çıkarılmasında konuma göre değeri değişen bir eşik kullanmışlardır. Zhang ve arkadaşları [8] kemik yaşını hesaplamak için arka alanı belirlemek amacıyla adaptif bir eşikleme yapmışlardır. Bunların yanında diğer medikal görüntü analiz yöntemlerinde de eşikleme kullanılmaktadır. İki tür dokunun bulunduğu (sağlıklı ve tümörlü) sayısal mamografi görüntülerin analizinde [34,35] de eşiklemeden yararlanılmaktadır.



Şekil 3.2 : Çeşitli eşik değerleri için elde edilen ikili görüntüler : (a) eşik=60, (b) eşik=100, (c) eşik=160, (d) eşik=190

Eşiklemenin zayıf yönleri, görüntüyü yalnızca ön ve arka alan olmak üzere iki farklı gruba ayırması ve birden çok doku bulunan görüntülere uygulanamaz oluşudur. Ek olarak eşikleme görüntünün uzamsal karakteristiklerini göz ardı eder. Bu da eşiklemeyi gürültü ve türdeş olmayan ışık dağılımına karşı duyarlı kılar [31]. Yapılan çalışmada el X-ışını görüntülerinde türdeş olmayan ışık dağılımı giderildikten sonra el silüeti bulunmuştur.

3.2 Kenar Temelli Yöntemler

İki boyutlu görüntü içinde kenar, şiddet değişimlerinin ani olduğu bölgelerdir. Nesnenin gerçek sınırlarının yanında gölgeler, yansımalar ve gürültü gibi etkenler de kenar çizgileri meydana getirebilir.

Kenar bulma işlemi, görüntü işleme konusunda sıkça kullanılmaktadır. Nesne tanıma uygulamasında kullanılan bir yaklaşım, görüntü içindeki nesneleri arka plandan ayırmaktır. Görüntüdeki benek şiddet değişimlerinin kenar olarak yorumlanmaları,

uygulamadan uygulamaya göre değişir. Bazı uygulamalarda kenar olarak tanımlanabilecek bir şiddet değişimi, diğer uygulamalarda kenar olarak düşünülmebilir.

Bir işaretin birinci türevi değişimin fazla olduğu yerlerde mutlak olarak büyük değerler almaktadır. Görüntülerde nesne kenarları şiddet değişimlerinin fazla olduğu yerler olduğundan bu bölgeler birinci türev büyüklüklerine bakılarak belirlenebilir. Görüntü iki boyutlu bir fonksiyon olarak ele alınırsa, $f(x, y)$ fonksiyonun türevi (gradyeni) $\nabla f(x, y)$, aşağıdaki şekilde tanımlanmaktadır:

$$\nabla f(x, y) = \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} \hat{i}_x + \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} \hat{i}_y \quad (3.2)$$

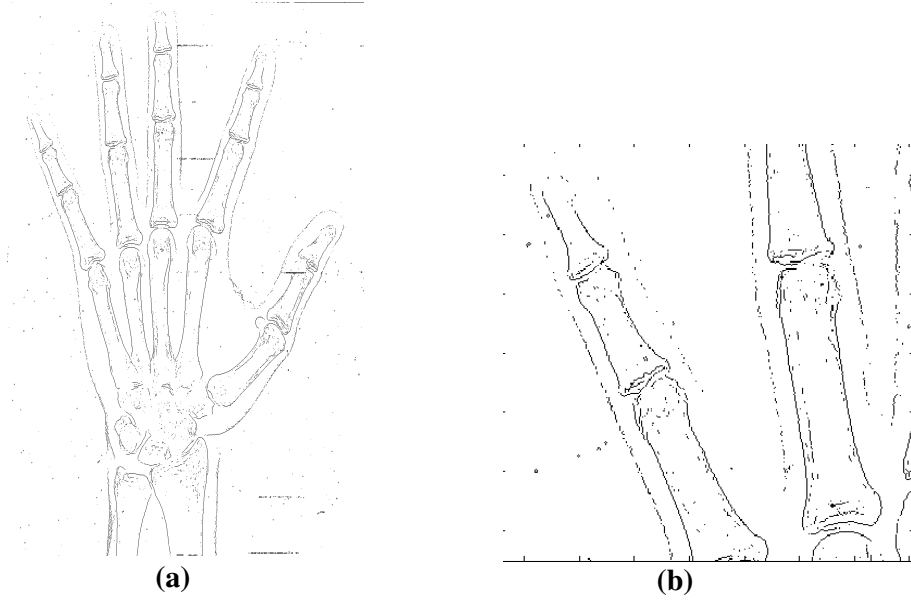
Burada $\hat{i}_x$, x yönündeki birim vektörü; $\hat{i}_y$, y yönündeki birim vektörü göstermektedir. Birinci terim y yönündeki kenarlarda büyük değerler alırken ikinci terim x yönündeki kenarlar boyunca büyük değerler alacaktır. Genellikle gradyen vektörünün modülü alınarak x ve y yönündeki kenarlar tek seferde bulunabilmektedir.

Kenar tabanlı bölütleme algoritmaları görüntüdeki kenarları bulmak için kenar belirleyicilerini kullanırlar. Sobel kenar belirleyici [36] görüntü üzerinde 3x3'lük konvolüsyon matrisleri ile x ve y yönleri boyunca birinci türevi bulmaktadır. Şekil 3.3'te Sobel kenar belirleyiciye ait konvolüsyon matrisleri görülmektedir.

$$\begin{aligned} \mathbf{G}_x &= \begin{bmatrix} +1 & 0 & -1 \\ +2 & 0 & -2 \\ +1 & 0 & -1 \end{bmatrix} * I & \mathbf{G}_y &= \begin{bmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} * I \\ (a) & & (b) \\ \mathbf{G} &= \sqrt{\mathbf{G}_x^2 + \mathbf{G}_y^2} \\ (c) \end{aligned}$$

Şekil 3.3 : Sobel kenar belirleyici, (a) x yönünde türev için konvolüsyon matrisi, (b) y yönünde türev için konvolüsyon matrisi, (c) gradyen görüntüsünün modülünün alınması.

Şekil 3.4'te Sobel kenar belirleyici ile bulunmuş kenar görüntüsü görülmektedir. Kenar benekleri arasında boşluklar bulunması ve yalnızca kemik sınırlarına ait beneklerin bulunmaması bu yöntemin bölütleme işleminde tek başına kullanımını engellemektedir.



Şekil 3.4 : Sobel kenar belirleyici ile bulunmuş el kenarları, (a) tüm ele ait kenarlar, (b) parmaklardaki kenarların detaylı gösterimi

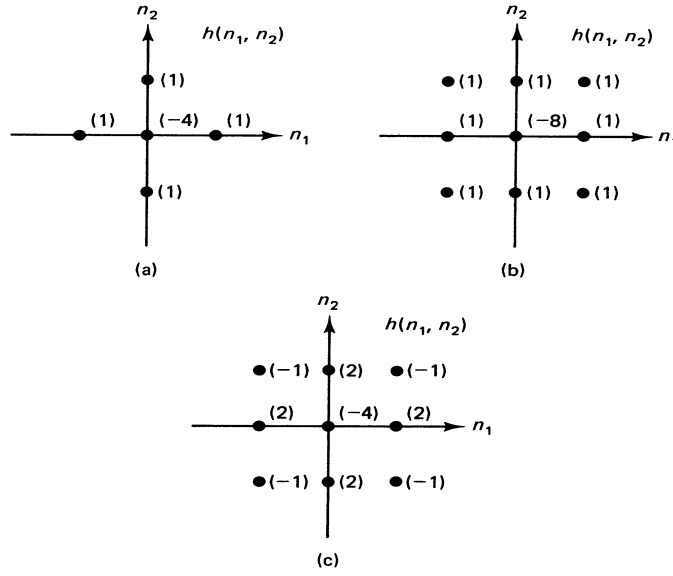
Görüntünün birinci türevini almak yerine Laplasyen operatörü ile ikinci türevini almak da kenar belirleme işlemlerinde kullanılmaktadır. Birinci türevin yerel maksimumu ikinci türevde sıfır geçişlerine karşılık gelmektedir. Görüntünün ikinci türevinin ifadesi $\nabla^2 f(x, y)$, denklem (3.3)'de verilmiştir.

$$\nabla^2 f(x, y) = \nabla(\nabla f(x, y)) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} \quad (3.3)$$

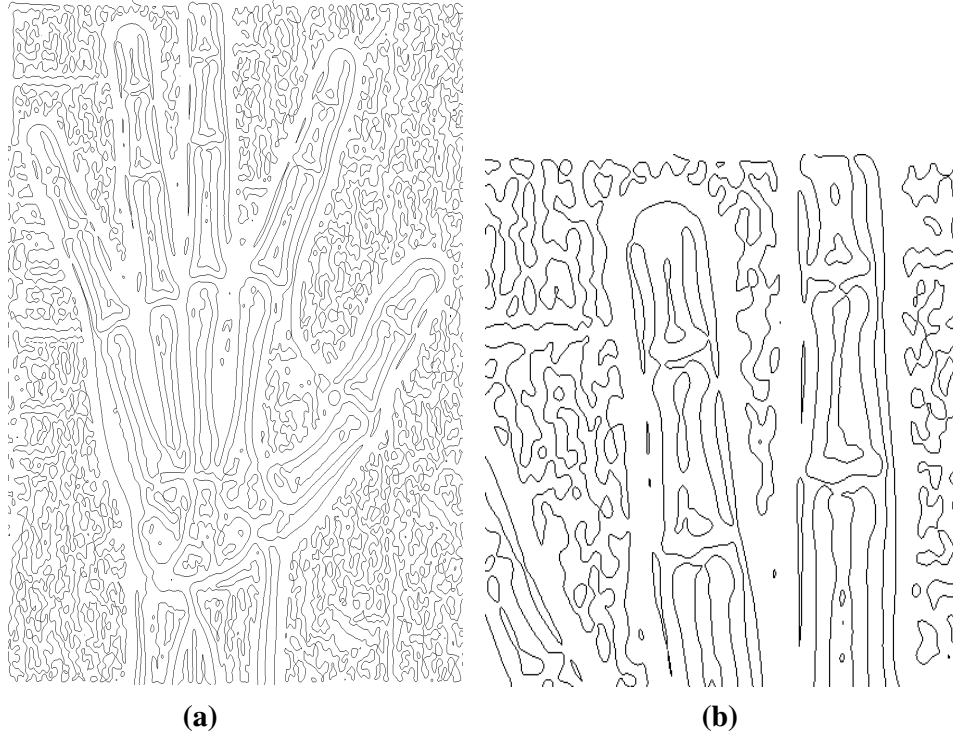
Laplasyen görüntüsü sayısal görüntü işlemede konvolüsyon matrisleri kullanılarak elde edilir. Konvolüsyon matrisleri Şekil 3.5'te verilmiştir.

Şekil 3.6'da, sadece $\nabla^2 f(n_1, n_2)$ 'nin sıfır geçiş noktalarına bakılarak kenarların belirlendiği bir örnek gösterilmektedir. Kenarların kesintisiz olması sıfır geçişlerine bakılarak Laplasyen ile bulunan kenarların özelliğidir. Bununla beraber Şekil 3.6'da

açıkça görüldüğü gibi tüm sıfır geçiş noktalarını kenar kabul etmek, çok sayıda kenar noktası üretmiştir.



Şekil 3.5 : İkinci türevi elde etmeye yarayan konvolüsyon matrisleri



Şekil 3.6 : Laplasyen temelli kenar belirleyici ile elde edilen kenar haritası (a) Laplasyen kenar belirleyici ile bulunmuş el kenarları, (b) parmaklardaki kenarların detaylı gösterimi

Laplasyen temelli metotlar, görüntünün yerel değişiminin küçük olduğu yerlerde yanlış kenar hatları oluşturmaktadır. Görüntüdeki sabit gri seviyeli bir bölgedeki en ufak benek seviyesi değişimi yanlış kenar hatları oluşmasına neden olacaktır. Laplasyenin gürültüye duyarlı olmasından ötürü görüntüye doğrudan uygulanmaz. Çoğunlukla "*Gaussyenin Laplasyeni*" (LoG) olarak bilinen bir yöntemle, Gauss yumuşatma çekirdeği (*kernel*) kullanılarak yumuşatılmış görüntüye uygulanır. Gaussyen yumuşatma çekirdeği denklem (3.4)'te gösterildiği gibi bulunur:

$$G_{\sigma}(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.4)$$

Sharif ve arkadaşları [17], X-ışını görüntülerinde kemik sınırlarını kenar belirleyiciler ile bulmuş, bu işlem için öncelikle görüntüyü Gaussyen kerneli ile yumuşatmıştır. Bomans ve arkadaşları [37] üç boyutlu MR görüntülerinin bölütlenmesi için üç boyuta genişletilmiş LoG yöntemini kullanmışlardır. Goshtasby ve arkadaşları [38] LoG yöntemini kardiyak MR görüntülerinde ventriküler endokardiyal sınırların belirlenmesinde kullanmışlardır.

3.3 Bölge Temelli Yöntemler

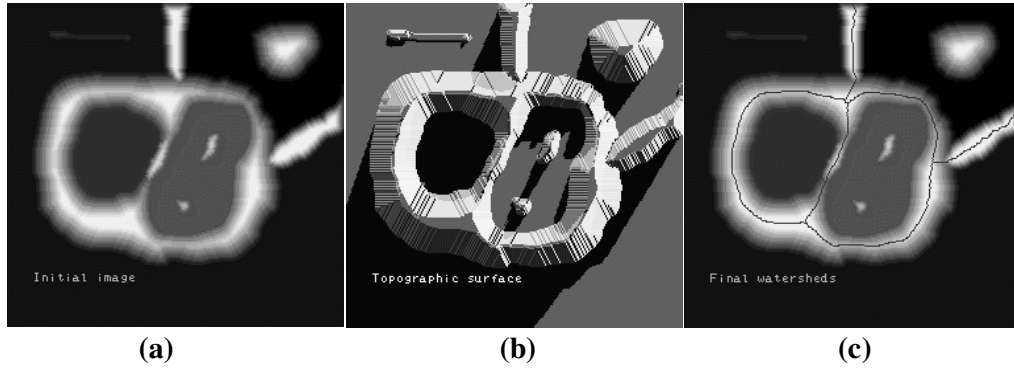
3.3.1 Bölge büyütme yöntemi

Bölge büyütme işlemi ile görüntüde kendi içinde önceden belirlenen bir ölçüt uyarınca bağlantılı bir bölge elde edilir. Beneklerin birbiri ile bağlantılı olduğu kararını üreten ölçüt genellikle benek gri seviyeleridir [31]. En basit haliyle, bölge büyütme işlemine kullanıcı tarafından seçilen bir başlangıç noktası ile başlanır. Büyütülecek bölge bir benekten oluşmaktadır. Daha sonra başlangıç beneginin komşu benekleri benzerlik ölçütüne göre bölgeye eklenir. Eklenen yeni beneklerin de komşu beneklerine bakılarak bölge sürekli olarak büyüyecektir. Bölgeye eklenecek başka komşu benzer benek bulunmayınca algoritma sonlandırılır. Bölge büyütme temelli bölütleme algoritması iki avantaj sunmaktadır: i) Bölütleme işleminde daha az benek analiz edilir, ii) Görüntü içinde aynı dağılıma sahip ayrık bölgeler içinden başlangıç noktası ile sadece bir bölgenin seçilmesi sağlanır. Eşikleme gibi bölge büyütme algoritması da tek başına nadir olarak kullanılmaktadır. Sivewright ve

arkadaşları [39] bölge büyütme algoritmasını kullanarak MR ve CT görüntülerinde kullanıcı ile etkileşimli bir bölütleme yöntemi geliştirmişlerdir. Gibbs ve arkadaşları [40] MR görüntülerinde tümör büyüklüğünü ölçmek için bölge büyütme ve kenar belirleme yöntemlerini beraber kullanmışlardır. Adams ve Bischof [41] bölge büyütme tekniğini temel alarak geliştirdikleri bir yöntem ile klasik bölge büyütme yöntemindeki parametreye bağımlılığı ortadan kaldırmışlardır. Ayrıca geliştirdikleri yöntemi çeşitli görüntülerin yanında CT kafa görüntüsüne ve X-ışını akciğer görüntüsüne de uygulamışlardır.

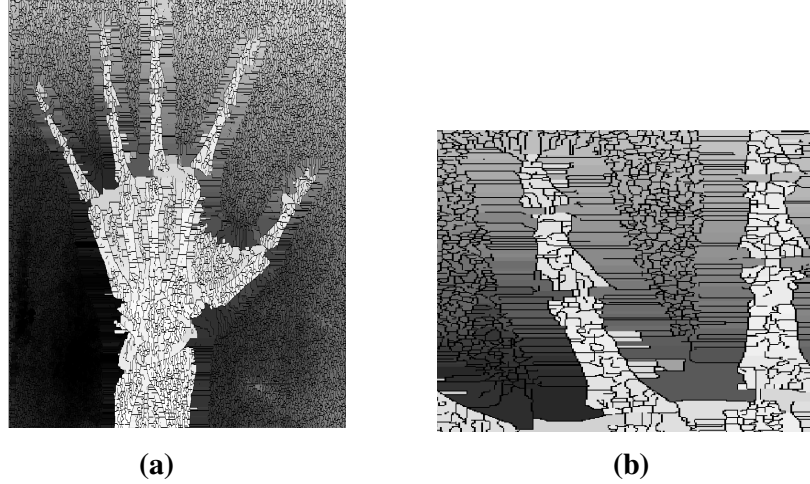
3.3.2 Watershed dönüşümü

Watershed terimi iki nehir arasındaki kara parçası olarak tanımlanmaktadır. Her görüntü, gri seviyelerine göre topografik bir yüzey olarak düşünülebilir. Bu yüzey eğer minimum noktalarından başlayarak su ile doldurulursa ve farklı kaynaklardaki suların birbirleriyle karışması engellenirse, watershed çizgileri elde edilir [42]. Şekil 3.7'de yapay bir görüntünün watershed dönüşümü ile elde edilen bölütleme sonucu gösterilmektedir.



Şekil 3.7 : Watershed dönüşümü (a) başlangıç görüntüsü (b) topoğrafik yüzey (c) watershed sonucu

Watershed dönüşümü kolay anlaşılır ve uygulanması basit olduğundan çok farklı türde görüntü bölütleme problemine uygulanabilir. Ayrıca paralel algoritmalar ile gerçekleştirilebilir [43]. Bunlara rağmen watershed dönüşümünün önemli kısıtlamaları vardır. Her su birikintisinin bir watershed bölgesi oluşturacağından aşırı bölütlemeye neden olmaktadır ve bu yüzden gürültüye karşı çok duyarlıdır. Ayrıca watershed dönüşümü zayıf kenarların ve düşük sinyal gürültü oranına sahip bölgelerin bölütlenmesinde başarısız olmaktadır. Şekil 3.8'de X-ışını el görüntüsünün watershed dönüşümü ile bölütlenmesi görülmektedir.



Şekil 3.8 : Watershed dönüşümü ile bölütleme sonucu **(a)** tüm el için elde edilen sonuç **(b)** parmakların detaylı gösterimi

Han ve arkadaşları [7] el X-ışını görüntülerinden parmak eklem bölgelerini elde etmek için el kemiklerini watershed dönüşümü ile bölütlemiştir. Huang ve Chen [44] meme US görüntülerini watershed dönüşümü ile bölütleyerek tümör incelemesi yapmışlardır. Grau ve arkadaşları [45] ise MR görüntülerinin bölütlenmesi amacıyla kuvvetlendirilmiş bir watershed yöntemi geliştirmişlerdir.

3.3.3 Bölge ayırma ve birleştirme

Bu yöntemde beneklerin bir veya daha büyük komşuluğundaki gri seviye dağılımları dikkate alınır. Komşu benek şiddetlerinin istatistiksel dağılımı, objelerin arka-plandan kolaylıkla ayrılmasını sağlayacaktır. Örnek olarak seçilen komşuluk içindeki beneklerin ortalama şiddeti ve standart sapma değerleri ayırım ölçütü olarak seçilebilir.

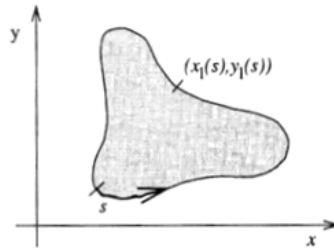
Bölütleme algoritması öncelikle görüntüyü keyfi ve bağlantısız alt bölümlere ayırır ve daha sonra verilen şartları sağlayacak şekilde bunlar birleştirilir. Bu işlem, ayırım ölçütü ile görüntü bölünemeyene kadar devam eder. Pakın ve arkadaşları [46] el ve ayağa ait X-ışını görüntülerini bölütlerken bölge ve histogram temelli yöntemleri birleştirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada görüntüyü önce bir bütün olarak düşünmüş daha sonra belirlenmiş benzerlik ölçütü uyarınca parçalara ayırmışlardır. Bir beneğin belirli komşuluğu içindeki ortalama gri seviye ve varyans değerlerini benzerlik ölçütü olarak kullanıp iki beneğin benzerliğini F-testini uygulayarak ve Maholonobis mesafesini ölçerek belirlemişlerdir.

3.4 Aktif Sınırlar İle Bölütleme

Aktif sınırlar ya da yılanlar ilk olarak Kass ve arkadaşları [47] tarafından tanıtılmıştır ve model daha sonra Cohen [48] tarafından geliştirilmiştir. Yılanlar enerji minimumlaştırma eğrileri olarak bilinirler. Yılanların enerjileri iç ve dış kuvvetler vasıtasıyla belirlenir. Genellikle dahili kuvvetler eğrinin düzgün olmasını sağlarken dış kuvvetler yılanı sınırlar gibi ilgi (çekim) bölgelerine doğru çeker. Sınırların belirlenebilmesi için dış kuvvetlerin görüntünün gradyanına göre oluşturulması gereklidir [6]. Zamana göre değişen aktif bir sınır, denklem (3.5)'teki gibi ifade edilebilir.

$$\begin{aligned} \vec{v}(s, t) &= (x(s, t), y(s, t)) \\ 0 \leq s \leq 1 \end{aligned} \quad (3.5)$$

Burada s , orantılı çizgi uzunluğu, t şimdiki zaman, x ve y ise görüntü üzerindeki koordinatlardır. Zaman ilerledikçe aktif sınır algoritması konumunu ve şeklini kendini etkileyen kuvvetlere göre değiştirir.



Şekil 3.9 : Aktif sınır ve iç bölgesi

Aktif sınır algoritması, toplam yılan enerjisini minimum yapacak biçimde yılanı deforme eder. Yılan enerjisi iç ve dış enerjilerin toplamı olarak denklem (3.6)'te verilmektedir.

$$E_{total} = \int_0^1 E(v) ds = \int_0^1 [E_{int}(v) + E_{ext}(v)] ds \quad (3.6)$$

Burada E_{int} , iç enerjiyi E_{ext} ise dış enerjiyi temsil eder. İç enerji, yılanın şeklinden dolayı sahip olduğu enerjidir. Bu enerji türü sayesinde yılan sınırları yakalamak için

sert kavisler çizmez, yumuşak bir eğri şekline sahip olur. İç enerji, denklem (3.7)'da verildiği gibi hesaplanabilir.

$$E_{\text{int}} = \int_0^1 \frac{1}{2} [\alpha |x'(s)|^2 + \beta |x''(s)|^2] ds \quad (3.7)$$

$x'(s)$ ve $x''(s)$ birinci ve ikinci türevleri belirtirken α ve β yılanın elastikliğini ve katılığını düzenleyen keyfi değerlerdir [49]. Elastiklik kuvveti yılanın uzamasına karşı bir kuvvettir. Katılık ise yılanın bükülmesine karşı bir kuvvettir. Yalnızca iç kuvvetler tarafından yönlendirildiğinde yılanın denge durumundaki şekli bir nokta olacaktır [48].

Dış enerji, görüntüden elde edilir. Yılanın görüntü üzerinde sınırlar gibi ilgilenilen bölgelere yönelmesini sağlar. Genel olarak kullanılan dış enerji fonksiyonu denklem (3.8) 'de verilmiştir.

$$E_{\text{ext}}(x, y) = -|\nabla[G_{\sigma}(x, y) * I(x, y)]| \quad (3.8)$$

Burada $G_{\sigma}(x, y)$, iki boyutlu gaussian operatörü olup standart sapması σ 'dır. ∇ ise gradyen operatörüdür. Gaussian operatörü sayesinde görüntü bulanıklaşacak, böylece gradyen ile aranan görüntü sınırları daha çok yayılacaktır. Bu işlem kenar noktalarını arayan yılanın kapsama alanını artıracaktır. Denklemdaki $-$ işareti, sınırlarda enerjinin minimum olması gerektiği için kullanılmaktadır.

Denge durumunda bir yılanın iç ve dış enerji toplamı 0 olacaktır. Kuvvet dengesi aşağıdaki biçimde ifade edilebilir:

$$F_{\text{int}} + F_{\text{ext}} = 0 \quad (3.9)$$

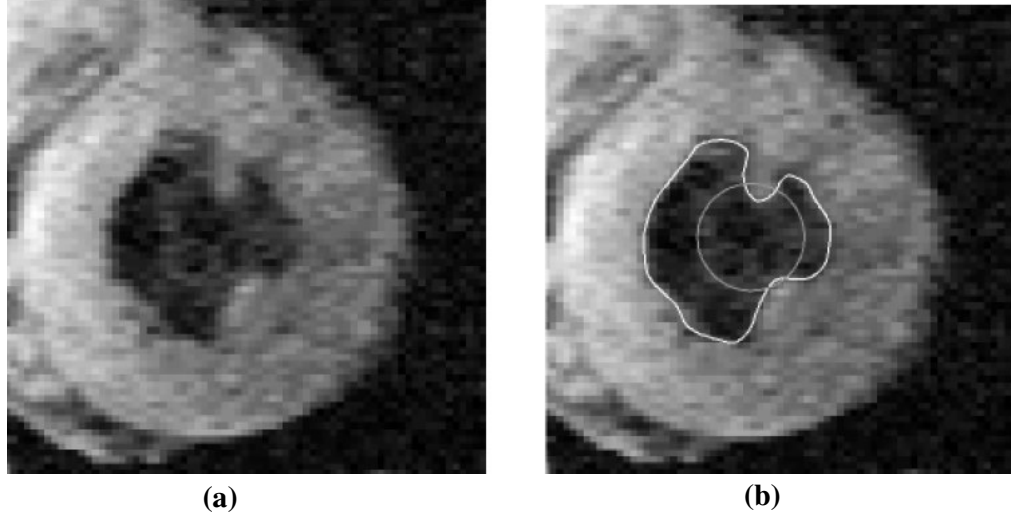
Dış ve iç kuvvetler ise denklem (3.10)'da belirtilmektedir:

$$\begin{aligned} F_{\text{int}} &= \alpha x''(s) - \beta x''''(s) \\ F_{\text{ext}} &= -\nabla E_{\text{ext}} \end{aligned} \quad (3.10)$$

İç kuvvetler yılanın gerilip büzülmesini engellerken dış kuvvetler yılanın sınırlara doğru yönelmesini sağlayacaktır.

Aktif sınırlar ile görüntüde bir nesnenin kenarlarını çıkarmak için aranan nesne yakınlarına kapalı bir eğri yerleştirilmelidir. Daha sonra tekrarlı bir şekilde her

defasında enerjisi azaltılmak üzere yılan kenar koordinatları güncellenir. Şekil 3.10'da sol ventrikülere ait MR görüntüsünde damar iç duvarının sınırlarının aktif sınırlar ile bulunması gösterilmiştir.

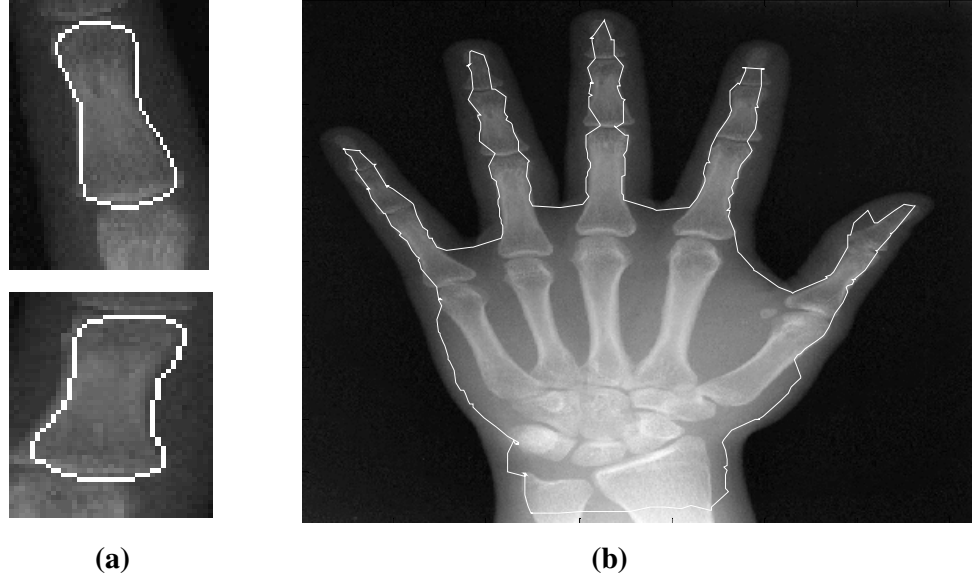


Şekil 3.10 : MR görüntüsünde sol ventrikül iç duvar sınırlarının aktif sınırlar ile bulunması. (a) orijinal görüntü, (b) yılan başlangıç sınırları ve yakınsama sonucu.

Aktif sınırların temel avantajları, kapalı eğriler oluşturmaları ve iç enerjilerinden dolayı (düzgün bir şekle sahip olacağından) gürültüye karşı duyarsız oluşlarıdır. Literatürde medikal görüntülerin aktif konturlarla bölütlenmesine ilişkin çalışmalar mevcuttur. Jiang [50], kemik kırıklarının bulunmasında aktif sınırlar ile matematiksel morfoloji işlemlerinden yararlanmıştır. Garcia ve arkadaşları [6], aktif sınırlar için farklı bir dış kuvvet tanımlamış ve el X-ışını görüntülerinde parmak kemiklerinin bölütlemişlerdir. Yaptıkları çalışmada sınırlara yakınsamaya yarayan dış kuvvete ek olarak yılanın alan olarak zamanla genişlemesini sağlayan bir balon kuvveti de kullanmışlardır. Han ve arkadaşları [7] aktif sınırları kullanarak kemik yaşı belirlemede ilgi bölgeleri olan parmak eklem bölgelerini bölütlemişlerdir. McInerney ve Terzopoulos [51] aktif sınırlarında dahil olduğu deformasyon modelleri ile medikal görüntü analizi tekniklerine ilişkin bir araştırma yapmışlar ve bu yöntemleri kullanan çalışmalardan bahsetmişlerdir.

Aktif sınırlar medikal görüntü işlemede popüler bir yöntem olmasına karşın düzgünlük ve katılık parametrelerinin uygun seçilmesi gerekliliği ve (kapsama alanı probleminden ötürü) ilgilenilen nesneye yakın yerlerde başlatılmaları zorunluluğu aktif sınırların başlıca kısıtlamalarındandır. Bunların yanında aktif sınırlar iç

enerjilerinin kısıtlamalarından dolayı konkav bölgeleri bölütleyememektedirler. Şekil 3.11'de X-ışını görüntülerinde aktif sınırlar ile yapılan bölütleme sonuçları gösterilmektedir. Şekilde görüldüğü gibi aktif sınırlar tek tek kemikleri bölütlemeye başarılı olurken tüm el kemiklerinin bölütlenmesinde parmak araları gibi konkav bölgelerden dolayı başarısız olmaktadır.



Şekil 3.11 : X-ışını el görüntüsünün aktif sınırlar ile bölütlenmesi **(a)** tek parmak kemiğinde uygulanan bölütlemenin sonucu, **(b)** tüm ele uygulanan bölütlemenin sonucu.

3.5 Yapay Sinir Ağları İle Bölütleme

Yapay sinir ağları, eğitim aşamasından sonra bir giriş işaretine ağın düğüm ağırlıklarına göre bir etiket belirler. Bugüne kadar yapılan birçok görüntü bölütleme çalışmasında, yapay sinir ağları kullanılmıştır. YSA'ların kullanılmasının nedenleri başlıca beş kısma ayrılabilir [52]:

1. Eğitim kümesindeki vektörler kullanılarak sonuca adım adım yaklaşılmaktadır.
2. Eğitim kümesinde bulunmayan giriş vektörlerine uygun cevap üretilmektedir (genelleme yeteneği).
3. Literatürde geliştirilmiş çoğu ağ fiziksel olarak kolaylıkla gerçekleştirilebilmektedir.

4. Ağlar paralel bir yapıya sahip olduğu için sınıflama işleminde hızlı cevap üretmektedir.

5. YSA'lar kompleks sınıf dağılımlarını temsil edebilme yeteneğine sahiptir.

Özniteliklerin düzgün belirlenememesi durumunda bile yapay sinir ağlarının yetenekleri sayesinde doğru sınıflama kararları elde edilir. Karar veren sistemin tasarımında, sınıflara ait özniteliklerin belirlenmesi için aşırı bir araştırma yapılmadan YSA'ların yetenekleri kullanılarak çözümler üretilir.

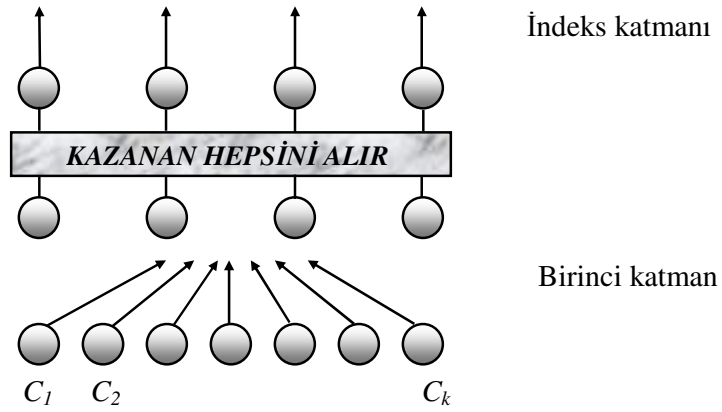
Genel olarak bir YSA'nın öğrenmesi, çevreden ve varsa eğiticiden aldığı girişler uyarınca (çoğunlukla belirli bir amacı daha iyi yapabilmek için) giriş-çıkış işlevini, içyapısını uyarlayarak değiştirmesi olarak tanımlanmaktadır. İçyapıdaki değişiklikler; yeni bağlantılar oluşturmak, mevcut bağlantıları yok etmek veya mevcut bağlantıların ağırlıkları değiştirilerek gerçekleşmektedir.

Denetimli öğrenme yöntemlerinde ağ, kendi çıkışı ile arzu edilen çıkış arasındaki farkı azaltacak şekilde parametrelerini değiştirmektedir. Ağın eğitim kümesi, her sınıftan aynı sayıda rastgele seçilmiş vektörlerden oluşmaktadır.

Denetimsiz öğrenme yönteminde ağ, sınıfların öznitelik uzayındaki dağılımını inceleyerek kendi parametrelerini değiştirmektedir. Bu yöntemde arzu edilen çıkış yoktur veya eğitim algoritması tarafından kullanılmaz, eğitimde kullanılan denklemler içinde de gözükmez.

Çalışmada denetimsiz yapay sinir ağı kullanılmıştır. Ağın eğitimi yarışmalı öğrenme yöntemiyle yapılmaktadır. Her iterasyonda *kazanan hepsini alır* kuralı gereğince, ağın çıkış düğümlerinden sadece birinin kazanması sağlanır. Kazanan düğüme 1, diğerlerine 0 değeri verilerek; kazanan düğümün ağırlığı (genellikle komşu düğümleri ile birlikte), giriş ve kazanan düğümün ağırlıkları farklarının bir fonksiyonu olacak şekilde değiştirilir. Eğitici-siz öğrenmede giriş uzayındaki özniteliklerin hangi sınıfa ait olduğu bilinmez; eğitim tamamlanıp düğüm ağırlıkları uzayda belirli pozisyonlara yerleştikten sonra, bir etiketleme yöntemi kullanılarak düğümlerin sınıfları belirlenir. Yarışmalı öğrenme mekanizmasını kullanan yapay sinir ağlarından en bilineni Kohonen ağıdır [53]. Şekil 3.12'de yarışmalı öğrenmeye sahip bir ağın yapısı verilmiştir. Eğitim aşamasından sonra verilen bir giriş vektörüne

en yakın düğüm o giriş vektörünü kazanır ve sınıf etiketi olarak düğümün etiketi atanır.



Şekil 3.12: Denetimsiz yapay sinir ağının yapısı

Barski ve arkadaşları [54], sayısal X-ışını görüntülerini yumuşak doku ve kemik dokusu olarak bölütlemişlerdir. Vannier ve arkadaşları [55] MR görüntülerini denetimsiz yapay sinir ağı ile bölütlemişlerdir. Kapur ve arkadaşları [56] yapay sinir ağları ile MR görüntülerini bölütlerken uzamsal gri seviye farklılıklarından dolayı yanlış bölütlemeleri önlemek için komşuluk ve geometrik bilgiyi de sınıflayıcı yapısına katmışlardır.

4. X-IŞINI GÖRÜNTÜLERİNDEN KEMİK DOKUSUNUN BÖLÜTLENMESİ

X-ışını el görüntülerinde kemik dokusunun bölütlenmesi; kemik yaşının bulunması, kemik yoğunluğunun ölçülmesi ve kemik kırıklarının incelenmesi gibi çalışmalarda önemli bir adım ve çözümü zor bir problemdir.

Kemik dokusunun bölütlenmesinin zor bir problem olmasının asıl sebebi, kemik ve kemiğin etrafını saran yumuşak dokudan elde edilen özniteliklerin görüntünün farklı kesimlerinde farklı değerlerde olmaları, hatta sık sık bu iki dokuya ait öz niteliklerin iç içe geçmesidir.

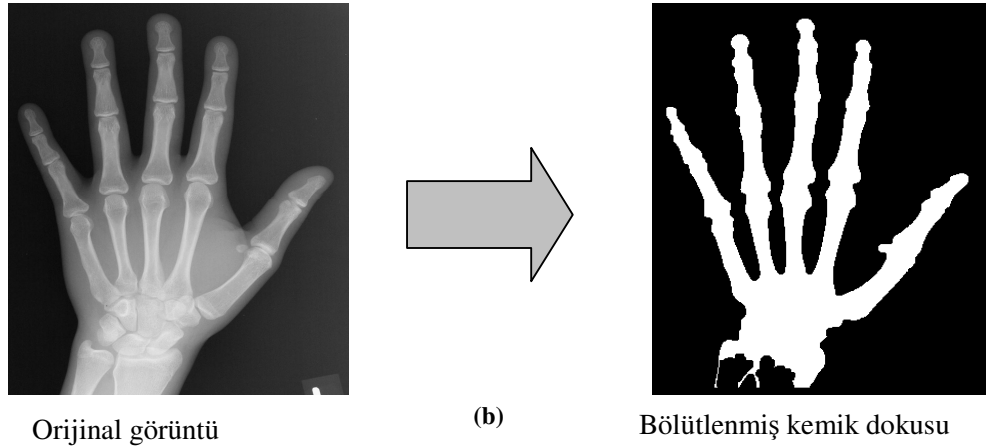
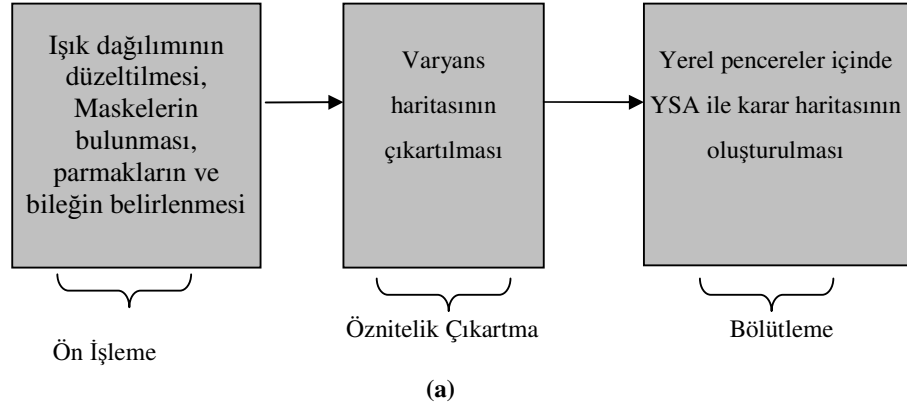
Kemik dokusunu görüntünün bütünü içinde düşünüldüğünde farklılıklar sergileyeceğinden görüntüye pencerelerden bakarak bölütlemek daha doğru sonuçlar vermektedir. Bu sayede yerel farklılıklar ile kemik dokusu yumuşak doku ile arka alandan ayrılmış ve elde edilen yerel sonuçlar birleştirilerek genel sonuç elde edilmiştir.

Çalışmada bölütleme işlemi üç aşamada ele alınmıştır: önışleme, öznitelik çıkarma ve YSA ile bölütleme. İlk aşamada X-ışını görüntüsü çeşitli gürültülerden arındırılmış, bölütleme aşamasını kuvvetlendirme amaçlı türdeş olmayan aydınlık dağılımı türdeş hale getirilmiş, görüntüdeki elin konumu belirlenmiş ve ele ilişkin bir maske görüntü elde edilmiştir. Ayrıca önışleme aşamasında ele ait çeşitli önbilgiler kullanılarak yapısal bilgiler elde edilmiştir. Parmak ucu ve bilek konumlarını içeren yapısal bilgilerden yararlanarak bu bölgelerdeki öz nitelikler kuvvetlendirilmiştir.

Öznitelik elde etme aşamasında benek enerjisine ait bir varyans haritası çıkartılmış ve bu varyans haritasından homomorfik süreçlerle el kenarları yok edilip yumuşak doku-kemik farklılığı güçlendirilmiştir. Elde edilen özniteliklerin kemik dokusunu tatmin edici düzeyde temsil edebildiği görülmüştür.

Üçüncü aşamada karar süreci içinde denetimsiz bir yapay sinir ağı kullanılarak kemik dokusu bölütlenmektedir. Bölütleme işleminde varyans haritasının tamamı yapay sinir ağına bir anda verilmemiştir. Yapay sinir ağı, seçilen bir pencere boyutundan varyans haritasına bakarak bir karar haritası (bölütlenmiş görüntü) üretmektedir. Yerel bilgilere bakılarak yapılan bu tür bölütleme sayesinde kemik dokusuna ait özneliklerin görüntünün geneli boyunca sahip olduğu farklılıkların olumsuz etkileri yok edilmiştir.

X-ışını el görüntülerinden kemik dokusunun bölütlenmesi için gerçekleştirilen işlemler Şekil 4.1’de blok halinde verilmiştir. Önerilen yöntem Şekil 4.1’de görüldüğü gibi el X-ışını görüntülerinde uygulanmış ve kemik dokusunun bölütlenmesinde genel bir yüksek başarımla elde edilmiştir.



Şekil 4.1 : (a) Kemik bölütleme işleminin blok diyagramı. (b) Önerilen yöntemin sonucuna bir örnek

4.1 Ön İşleme

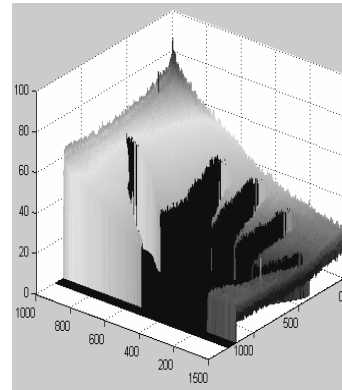
Kemik dokusunun bölütlenmesi sürecinde yalnızca öznelitliklerin elde edilip görüntünün bölütlenmesi yeterli değildir. Gürbüz bir bölütleme işlemi için el görüntüsü çeşitli iyileştirme yöntemlerine tabii tutulmalı ve ileriki aşamalarda gerekli çeşitli ön bilgiler elde edilmelidir. Ön işleme aşamasında giriş görüntüsü iyileştirilir ve çeşitli ön bilgiler elde edilir. Ön işleme işlemi üç aşamada incelemek mümkündür: türdeş olmayan aydınlık dağılımının giderilmesi, el maskesinin bulunması ve ele ait ön bilgilerin elde edilmesi.

4.1.1 Türdeş olmayan aydınlık dağılımının giderilmesi

Normal ışık ışınları gibi X-ışınlarının da kaynaktan çıktıktan sonra bir yüzeyde oluşturacağı aydınlatma şiddeti (röntgen filmi için karartma şiddeti gibi düşünülebilir) fotonun yüzeye gelme açısına bağlıdır [57]. Bu durumda X-ışını fotonları röntgen filmi yüzeyinin her yerine eşit şiddetle çarpmayacaktır. Sonuçta, röntgen görüntüsünün farklı kısımlarında farklı renk yoğunlukları görülecektir. Bu etki bir X-ışını görüntüsünün arka-planında kolayca gözlemlenebilir. X-ışını fotonları bir engelden geçmeden geldikleri için arka-plan, el dokusuna göre daha koyu renklidir. Fakat bu koyuluk arka-planın her yerinde aynı yoğunlukta değildir. Şekil 4.2a'da bir x-ışını el görüntüsü ve 4.2b'de bu görüntünün arka-plan ışık dağılımı üç boyutlu olarak gösterilmektedir. Her yerde aynı seviyede olması gereken arka planda gri seviyenin değişimi üç boyutlu gösterimde açıkça görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 4.2 : Türdeş olmayan aydınlık dağılımı (a) orijinal görüntü (b) arka alandaki ışık dağılımının 3 boyutlu görünümü

Türdeş olmayan ışık dağılımı, X-ışını görüntülerinin renk seviyelerine bağlı analizini zorlaştırmaktadır. Bu durum radyografik görüntüleri otomatik bölütleyen algoritmaların karmaşıklaşmasına neden olmaktadır [12] . Bu nedenle otomatik bölütleme yöntemlerinde, parlaklık dağılımını türdeş hale getirmeye yönelik bir ön işlem son derece önemlidir.

El X-ışını görüntülerinin bölütlenmesine yönelik yapılmış çalışmalar incelendiğinde, bölütleme işlemi için ilk adımın genellikle arka-planın belirlenip elin sınırlarının ortaya çıkartılması olduğu görülmektedir. Böylece parmakların konumu, elin büyüklüğü ve kemiklerin tahmini yeri gibi şekilsel ön bilgiler elde edilebilmektedir [4,6,10]. Fakat ışık dağılımının türdeş olmaması, arka-planın görüntüden ayıklanabilmesi işlemini zorlaştırmaktadır. Sözü edilen problem nedeniyle çoğu zaman arka-planı el dokusundan ayırabilecek bir eşik bulmak söz konusu olamamaktadır.

Ön işleme kısmında yapılan çalışmada önerilen bir model ile türdeş olmayan ışık dağılımının benzetimi yapılmış, daha sonra genetik algoritmalar yardımıyla model parametreleri kestirilip gerçekleştirilen düzeltme algoritması ile el görüntüsündeki ışık dağılımı türdeş hale getirilmiştir. Son olarak, ışık dağılımı düzeltilmiş görüntülerde arka-plandan elin bölütlenmesine yönelik bir başarımlı inceleme yapılmıştır.

4.1.1.1 Önerilen model

Şiddeti I_0 olan noktasal bir kaynaktan çıkan bir X-ışını fotonunun r uzaklıktaki beneğe çarpmasıyla oluşturduğu karartma denklem (4.1) ile hesaplanabilir.

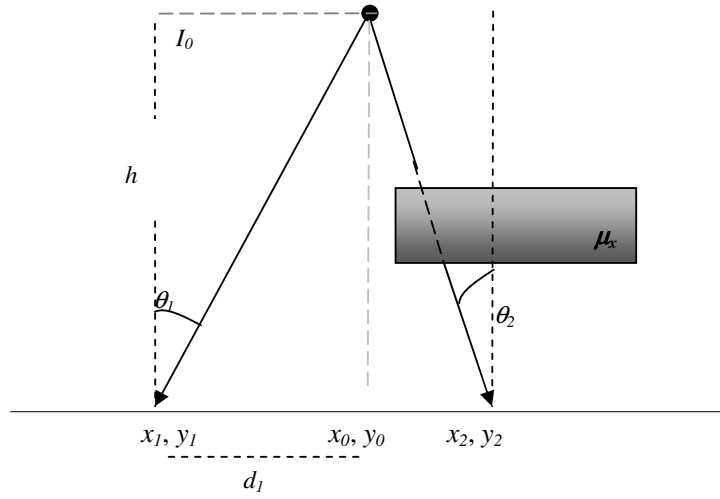
$$I_x = I_M - I_0 \cdot e^{-\int \mu_x dx} \cdot \cos \theta \quad (4.1)$$

Burada I_x değeri görüntüde görülen pikselin renk seviyesini, I_M değeri beneğin alabileceği maksimum değeri, $\int \mu_x dx$ fotonun içinden geçtiği ortamın toplam soğurma miktarının ve θ açısı gelen fotonun yüzey normali ile yaptığı açıyı ifade etmektedir. Şekil 4.3'te modelin iki boyutlu hali görülmektedir. Herhangi bir beneğe X-ışınının geliş açısının kosinüsü $\cos \theta$, model üç boyutlu hale dönüştürüldüğünde (4.2) denklemi ile hesaplanabilir.

$$\cos \theta = \frac{h}{\sqrt{d^2 + h^2}} \quad (4.2)$$

$$d = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} \quad (4.3)$$

Şekil 4.3'te görüleceği gibi d , X-ışını kaynağının röntgen filmi üzerine iz düşümünün konumu (x_0, y_0) ile gelme açısının arandığı beneğin konumu (x, y) arasındaki öklit mesafesi, h ise X-ışını kaynağının yüksekliğidir.



Şekil 4.3 : Noktasal bir kaynaktan çıkan X-ışınının röntgen filmine gelişinin iki boyutlu gösterimi

Önerilen model uyarınca, noktasal bir kaynaktan çıkan X-ışınları görüntüde ele ait bir dokunun bulunmadığı arka alana geldiklerinde zayıflatıcı bir engelle karşılaşmamış olduklarından (4.1) denklemindeki üstel terimin etkisi olmayacaktır. Bu nedenle bir arka-plan beneği için görülen gri seviyesi denklem (4.4)'teki gibi olacaktır.

$$I_x = I_M - I_0 \cdot \cos \theta \quad (4.4)$$

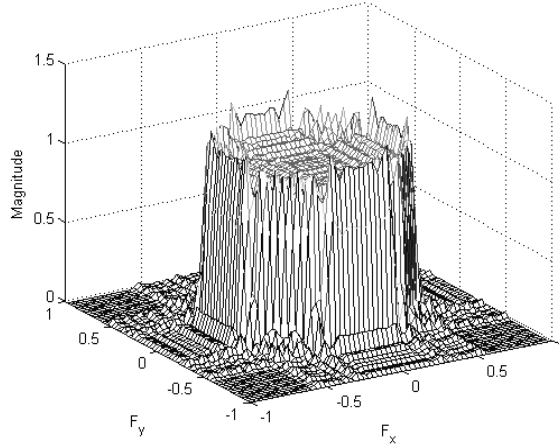
(4.2), (4.3) ve (4.4) no.'lu denklemler birleştirildiğinde model parametreleri ile ölçülen renk seviyesi arasındaki ilişki (4.5)'teki gibi olacaktır.

$$I_M - I_x = I_0 \cdot \frac{h}{\sqrt{h^2 + (x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}} \quad (4.5)$$

Denklem (4.5)'te, I_M görüntüdeki bir beneğin bit sayısına bağlı olarak alacağı en büyük değer olarak atanırsa, modele ilişkin aranacak parametreler $\langle x_0, y_0, h, I_0 \rangle$ şeklinde olacaktır. Bu parametrelerin bulunması için öncelikle arka-plandan belirli sayıdaki noktalar otomatik olarak örneklenmiş, daha sonra bu noktaların konumları ve gri seviyelerine bakarak (4.5) denklemini en iyi sağlayan parametreler genetik algoritmalar yardımıyla hesaplanmıştır.

4.1.1.2 Arka plandan örnek noktalar seçilmesi

Arka-planın renk seviyesindeki düzensizlikten ötürü, belirli bir eşikle arka-planı elde etmek çoğu zaman mümkün değildir. Bu kısımda, elin arka-planını bulmak için X-ışını görüntüsü öncelikle bir alçak geçiren süzgeç ile yumuşatılarak gürültüden temizlenmiştir. Kullanılan alçak geçiren süzgecin frekans cevabı Şekil 4.4'te görülmektedir.



Şekil 4.4 : Kullanılan alçak geçiren süzgecin frekans cevabı

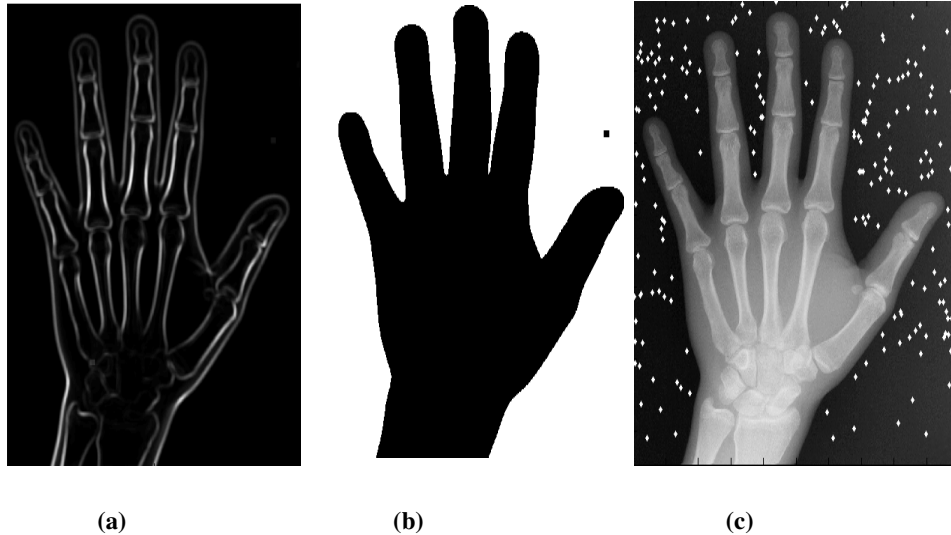
Gürültüden temizlenen görüntüdeki her beneğin 8 komşuluklu alt-penceresinin varyansı alınarak görüntüdeki kenarlar açığa çıkartılmıştır. Bu sayede varyansın büyük olduğu doku geçiş bölgeleri bulunabilecektir. Varyans görüntüsü denklem (4.6)'da belirtildiği gibi elde edilmiştir.

$$\sigma^2_{I(x,y)} = \frac{1}{289} \sum_{j=-8}^8 \sum_{i=-8}^8 (I_{(x+i,y+j)} - \mu_{E(x,y)})^2 \quad (4.6)$$

Denklem (4.6)'da $\sigma^2_{I(x,y)}$, varyans görüntüsüne ait bir benek değeri, $\mu_{E(x,y)}$ ise aynı alt pencerenin ortalama gri seviyesidir. Alt pencere 8 komşuluklu olduğundan içinde 289 benek olacaktır.

Varyans görüntüsüne bir eşik uygulanarak kenar görüntüsü elde edilmiştir. Uygulanan eşik değeri çalışmada kullanılan tüm görüntüler için sabit 20 seçilmiştir ve bu değer ile kabaca el sınırlarının bulunduğu görülmüştür. Daha sonra bir bölge büyütme algoritması ile arka-plana ait benekler bulunmuştur. Bölge büyütme algoritması, görüntünün herhangi bir noktasından başlayarak belirli bir benzerlik kriterine uygun, bağlantılı benekleri bulur. Arka plandaki bir benekten başlayan bölge büyütme algoritması ile görüntü arka planı çıkartılmıştır.

Arka planın bulunması için anlatılan yöntem elin kaba bir şekilde arka-plandan ayrılmasını sağlamaktadır; gerçek el bölütleme görüntülerini elde etmek için uygun değildir. Ancak bu algoritmanın kullanımı arka-plandan örnek seçmede büyük bir kolaylık sağlamaktadır. Varyans görüntüsü, kaba el maskesi ve bu maskeden arka plan için örnek seçimi Şekil 4.5'te görülmektedir



Şekil 4.5 : Arka plandan örnek seçme adımları: **(a)** varyans görüntüsü, **(b)** bölge büyütme sonucunda elde edilen arka plan, **(c)** arka plandan örneklenmiş noktalar.

Parametrelerin kararlı bir şekilde hesaplanabilmesi için 200 arka alan beneği örneklenmiştir. Beneklerin görüntüdeki x ve y konumları ile gri seviyeleri, genetik algoritma ile parametrelerin hesaplanması için saklanmıştır.

4.1.1.3 Genetik algoritmalar ile parametrelerin bulunması

Genetik algoritma, temelde bir optimizasyon metodudur. Doğada, çevreye uyum sağlayan canlı türlerinin hayatta kalırken, diğerlerinin yok olması olarak bilinen doğal seçilim süreci sonucunda ortamda çevre koşullarına uyum sağlayabilen canlılar sonraki nesillere sağlıklı genler aktarabilirler. Canlıların sahip oldukları özellikler ortamın değişen şartlarına uyum sağlayacak biçimde baskın çıkarlar ya da yok olurlar. Bir doğal ortamda, bir canlı türünün çeşitli özelliklere sahip birçok üyesi bulunsun. Genetik havuz olarak adlandırılan doğal ortamda, nesiller sonra o ortama en iyi uyum sağlayacak genler baskın çıkarken, bu canlı türü bu ortama en iyi ayak uydurabilecek özelliklere sahip olmuş olur.

Genetik algoritmalar doğada bulunan bu süreci taklit eden bir doğal optimizasyon metodudur. Birçok parametreye sahip olan bir sistemin bazı durumlarda en iyi parametrelerini bulmak çok zor olabilir. Böyle durumlarda, çözüm, olası parametre değerlerinin araştırılması şeklindedir. Rastgele bir araştırma metodu ise çoğu zaman oldukça zaman alıcıdır. Bu durumda genetik algoritma istenilen çözümü kısa bir sürede üretebilir.

Tipik bir genetik algoritma için aşağıdaki iki madde tanımlanmalıdır:

1. Çözüm uzayının genetik temsili
2. Çözümü aramak için gerekli uyum fonksiyonu.

Çözüm genellikle “bit” olarak adlandırılan ikili dizileri biçimindedir. İkili dışı farklı temsiller de kullanılabilir. Uygun temsil biçimleri ile sabit uzunluktaki kodlar sayesinde gen alışverişi (crossing-over) işlemleri kolayca gerçekleştirilebilmektedir.

Uyum fonksiyonu genetik temsile uygun tanımlanır ve sunulan çözümün *kalitesini* belirtir. Uyum fonksiyonu her zaman probleme bağlıdır.

Çözüm uzayı ve uyum fonksiyonu tanımlandıktan sonra genetik algoritma çözüm popülasyonunu rastgele oluşturur, ardı ardına yapılan kopyalama, çaprazlama ve mutasyon işlemleri ile popülasyonu yeniler [58].

Çalışmada gerçekleştirilen genetik algoritma, seçilen noktaların gri seviyelerinin en az hata ile hesaplanmasını sağlayan model parametrelerini araştırır. Havuzdaki her genetik dizi, 4 parametreyi temsil etmektedir: X-ışını kaynağının i) x koordinatı, ii) y koordinatı, iii) yüksekliği ve iv) parlaklığı. Her parametre için 2 bayt kullanılmıştır ve havuz 16 diziden oluşmaktadır. Genetik algorithma kullanılan uyum fonksiyonu, (2.6) denkleminde gösterilmektedir.

$$f_u = \frac{1}{1 + \sum_{i=1}^N \left| I_{x_i} - (I_M - I_0) \cdot \frac{h}{\sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2 + h^2}} \right|} \quad (4.7)$$

Bu denklemde i , bir önceki adımda örneklenmiş nokta indisini, x_i , y_i ve I_{x_i} sırasıyla seçilen noktaların x ve y konumları ile gri seviyelerini, I_M değeri beneğin alabileceği maksimum değeri göstermektedir. x_0 , y_0 , h , I_0 daha önce belirtilen model parametrelerdir. N sayısı ise arka plandan örneklenen noktaların sayısıdır. Denklem payda kısmı modelin hatasını belirtmektedir. En az hata üreten model parametreleri uyum fonksiyonunu maksimize edecektir.

4.1.1.4 Görüntüdeki aydınlık dağılımının düzeltilmesi

(4.1) denkleminde X-ışının geçtiği ortamın zayıflatma sabitinin yanında beneğin gri seviyesinin X-ışını fotonunun geliş açısına da bağlı olduğu belirtilmiştir. (4.1) denkleminin θ açısına bağımlılığı (4.8) denklemi ile yok edilebilir.

$$I_y = I_M - (I_M - I_x) \cdot \frac{\sqrt{h^2 + (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}}{h} \quad (4.8)$$

(4.5) denkleminde $I_M - I_x$ (4.8)'de yerine yazılırsa arka plan beneği için aşağıdaki denklem elde edilir:

$$I_y = I_M - I_0 \quad (4.9)$$

(4.9) denkleminde I_y , I_x gri seviyesine sahip arka alan beneğin düzeltme işleminden sonra alacağı yeni renk seviyesidir. (4.8) denklemi, radyografi görüntüsündeki bütün beneklere uygulanmaktadır.

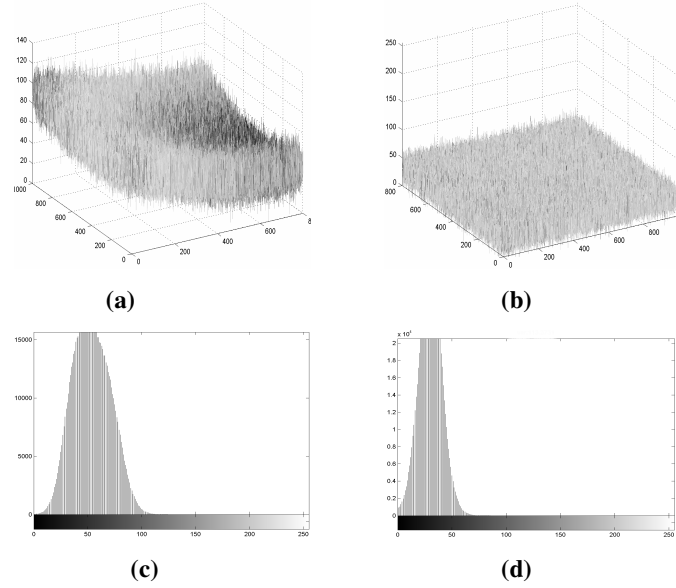
4.1.1.5 Sonuçlar

Yöntemin geçerliliğinin araştırılması için görüntü histogramından yararlanarak eli arka-plandan ayıran bir otomatik eşikleme algoritmasının başarımı incelenmiştir. Yöntem uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra otomatik eşik ile görüntü ikili hale getirilmiş, daha sonra test noktaları ile sayısal bir başarımlar elde edilmiştir. Başarımlar on farklı görüntü için hesaplanmıştır. Çalışmada kullanılan el radyografi görüntüleri Güney Kaliforniya Üniversitesi Görüntü İşleme Laboratuvarı'nın veri tabanından [59] alınmıştır.

Yöntemin geçerliliğinin araştırılmasında öncelikle konumu belli bir X-ışını kaynağı ile karartılmış yapay bir görüntü için benzetim sonuçları analiz edilmiştir. Gerçek şartlara benzetmek için yapay görüntüye ayrıca sıfır ortalamalı varyansı 100 olan Gauss gürültüsü eklenmiştir. Yapay görüntüye ilişkin sonuçlar Şekil 4.6'da verilmiştir. Histogramlara bakıldığında sonuç görüntüde ışık kaynağının etkisinin yok edildiği, dolayısıyla histogramdaki yayılmanın azaldığı görülebilir. Modele ilişkin gerçek parametreler ve hesap sonucu bulunan parametreler ise Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1: Gerçek ve bulunan model parametreleri (konum değerleri benek cinsindendir)

Parametre	Gerçek değer	Bulunan değer
x_0	750	758
y_0	400	398
H	1000	1010
I_0	225	225

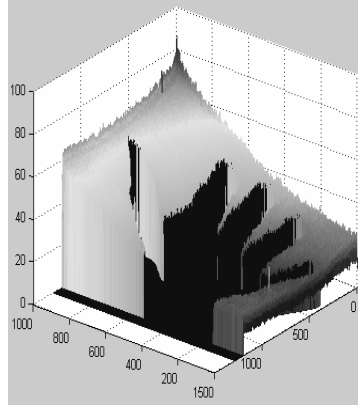


Şekil 4.6 : Yöntemin yapay görüntüye uygulanması: **(a)** Yapay görüntünün üç boyutlu görünümü, **(b)** ışık dağılımı düzeltilmiş görüntünün üç boyutlu görünümü, **(c)** yapay görüntünün histogramı **(d)** ışık dağılımı düzeltilmiş görüntünün histogramı.

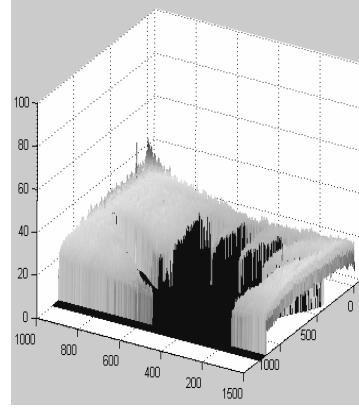
Çalışmada kullanılan el radyografi görüntüleri farklı kişilerden alınmıştır. Bu sayede yöntemin geçerliliği daha iyi görülebilecektir. Her görüntü yöntem uygulanmadan ve uygulandıktan sonra bölütlemeye tabii tutulmuş ve el-yordamıyla oluşturulan test kümesi yardımıyla bölütleme performansına bakılmıştır. Şekil 4.7’de ise sadece bir el için işlenmiş/işlenmemiş görüntüler, bu görüntülerin histogramlarındaki değişimler ve bu görüntülerin bölütleme sonuçları gösterilmektedir. Tablo 4.2’de 10 adet görüntü için işlenmiş/işlenmemiş görüntülere ait bölütleme başarımları verilmektedir.

Tablo 4.2: İşlenmemiş/işlenmiş görüntüler için bölütleme başarımları

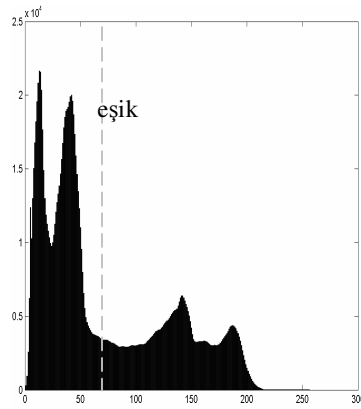
İşlenmemiş görüntüler için başarım (%)	İşlenmiş görüntüler için başarım (%)
92	100
75	99
86	99
98	100
90	100
94	100
58	98
79	100
59	99
53	98



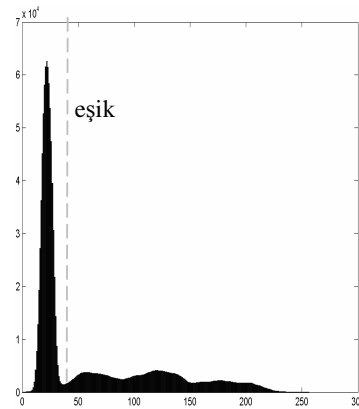
(a)



(b)



(c)



(d)



(e)



(f)

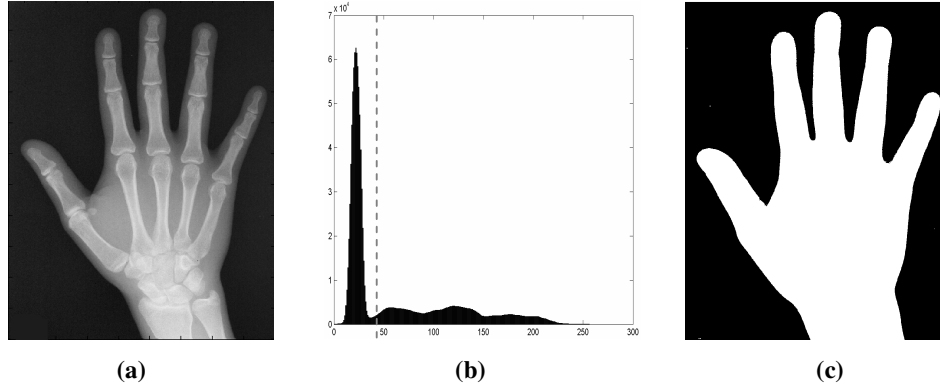
Şekil 4.7 : Yöntemin el görüntüsüne uygulanması: (a) Orijinal X-ışını görüntüsünün arka planı maskelenmiş üç boyutlu görünümü, (b) ışık dağılımı düzeltilmiş görüntünün arka planı maskelenmiş üç boyutlu görünümü (c) orijinal görüntünün histogramı, (d) ışık dağılımı düzeltilmiş görüntünün histogramı, (e) orijinal görüntünün bölütleme sonucu, (f) ışık dağılımı düzeltilmiş görüntünün bölütleme sonucu

Sonuçlar incelenirse yöntemin, bölütleme başarımını artırdığı kolayca görülebilir. Kemik dokusunu bölütleme işlemi; kırık tespiti, kemik yaşının bulunması ve kemik yoğunluğunun ölçülmesi gibi uygulamalar için son derece önemlidir. Gelecek çalışmalarda yöntemin kemik dokusunun bölütlenmesine olan katkısı incelenecektir. Ayrıca elin bölütlenmesi işleminin, ele ait kenarların kemik dokusuna ait kenarlardan ayrılmasına da bir katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

4.1.2 El maskesinin bulunması

Özniteliklerin belirlenmesinde elin yapısal özelliklerinden de faydalanmak gerekir. Bu bağlamda çalışmada özniteliklerin belirlenmesinde kullanılmak üzere görüntüye ait önce bir el maskesi oluşturulur. Işık dağılımı türdeş biçime getirildiği için arka planı görüntüden ayırmak oldukça kolay olmaktadır. El maskesi aşağıdaki üç adımda bulunmuştur. Şekil 4.8’de yapılanlar görülebilir.

1. Histogramdaki en yüksek tepe bulunur
2. Tepeden sonra gelen ilk çukur noktası eşik olarak belirlenir
3. Eşik üstündeki benekler ele, diğerleri arka plana ait olacaktır



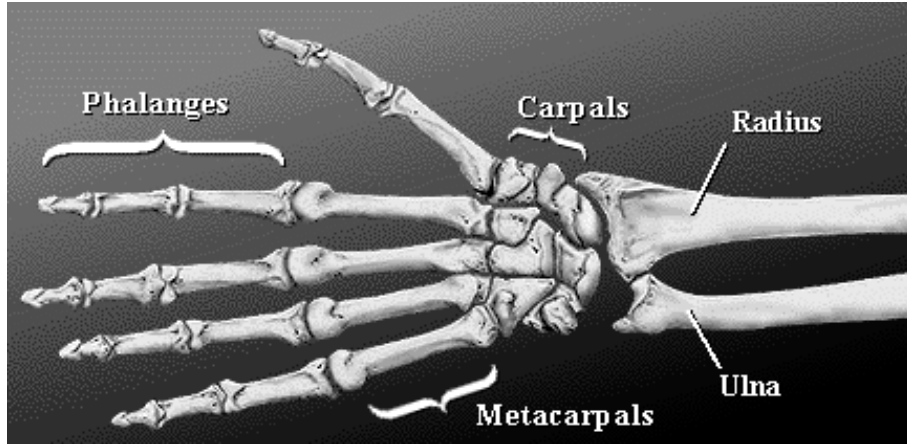
Şekil 4.8 : El maskesinin bulunması: (a) Işık dağılımı düzeltilmiş görüntü, (b) Görüntünün histogramı ve belirlenen eşik (kesik çizgi ile gösterilmiş), (c) Belirlenen eşik sonucu elde edilen el maskesi

4.1.3 Bilek ve parmak ucu konumlarının bulunması

Ele ait çeşitli bölgelerin belirlenmesi daha sağlıklı bölütleme yapmaya olanak tanımaktadır. Bu amaçla el maskesi yardımıyla el hakkında çeşitli ön bilgilerden yararlanılarak elin bileğe ve parmak uçlarına karşılık gelen bölgeleri x-y koordinatları olarak bulunur.

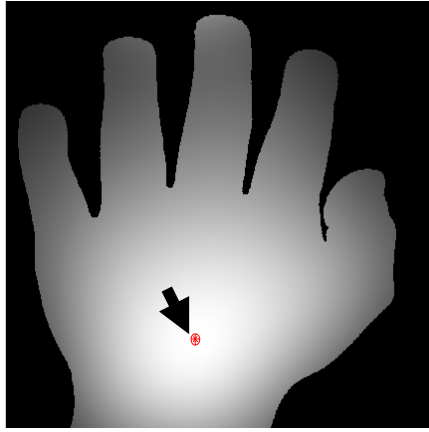
4.1.3.1 Bilek bölgesinin bulunması

Bilek bölgesindeki kemikler daha kalındır. Kalın oldukları için gelen x-ışınına daha fazla soğuracaktır. Bu nedenle bilek bölgesindeki kemikler parlaklık olarak daha büyük değerdendirler. Şekil 4.9'da görüldüğü gibi karpal kemiklerinin bulunduğu bu bölge kısa kemiklerden oluşur [60]. Yetişkin bir insanda karpal kemikleri bir arada durduğundan X-ışını görüntülerinde bu bölgede doku geçişleri görülmeyecektir. Bu nedenle düşük kontrasta sahip bu bölgenin ön bilgi kullanılarak bulunması daha sağlıklı bölütleme sonuçları sağlayacaktır.

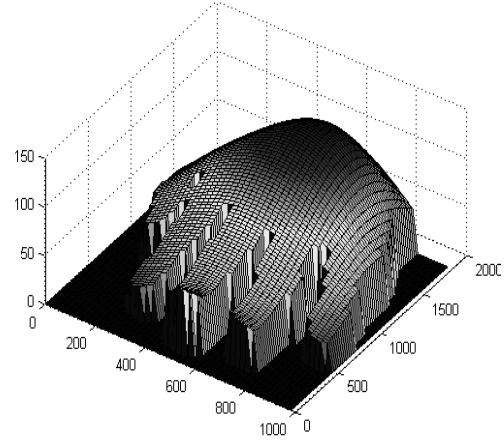


Şekil 4.9 : Ele ait kemikler

Bileğin belirlenmesinde bulunan maske ile maskelenmiş el görüntüsü 0.5 ölçek değerli sürekli dalgacık süzgecinden geçirilir. Küçük ölçek değerli sürekli dalgacık süzgecinden geçirilen görüntü bir siluet görüntüsüne dönüşür. Çalışmada süzölmüş el görüntüsünde maksimum genlik değeri veren noktanın koordinatının yaklaşık olarak bilek bölgesini temsil ettiği varsayılmıştır. Elde edilen siluet görüntüsü ile bileğin konumu Şekil 4.10'da görülmektedir.



(a)



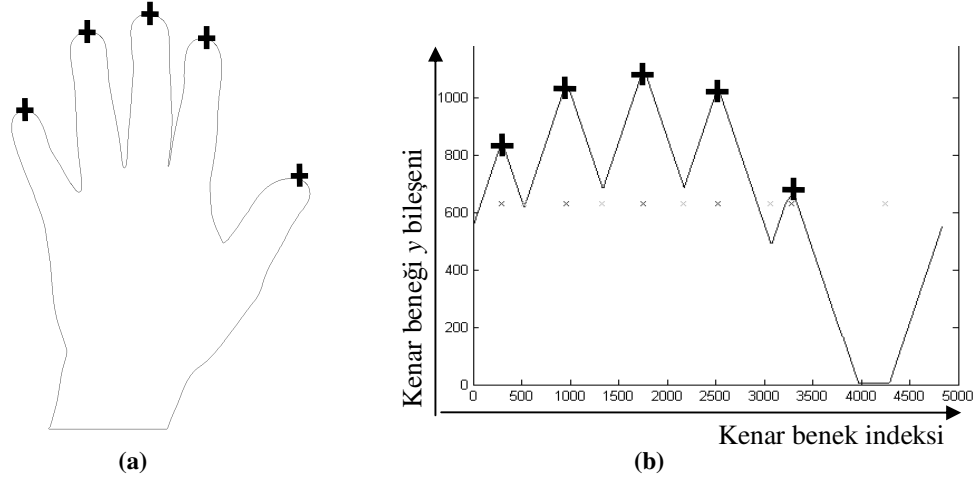
(b)

Şekil 4.10 : Bilek bölgesinin bulunması: (a) Sürekli dalgacık dönüşümü ile süzölmüş görüntüsü, (b) görüntüdeki gri seviyelerin üç boyutlu gösterimi

4.1.3.2 Parmak uçlarının bulunması

Parmak uçları, distal phalanks olarak adlandırılan kemiklerden oluşur. Bu kemikler eldeki en ince kemiklerdir. Bu nedenle diğer kemiklere göre daha koyu görülürler. Yumuşak doku ile arasında daha az gri seviye farkı olduğundan parmak uçları düşük karşıtlığa sahip bölgelerdir. Bilek bölgesi gibi parmak uçlarının da bulunması bölütleme başarımını artıracaktır.

Parmak uçlarını bulmak için, öncelikle el maskesinin sınır benekleri bulunmuştur. Bu benekler elin sol yanından başlayarak saat yönünde olacak biçimde sıralanmış ve her beneğin konumlarının y bileşenleri incelenmiştir. İncelenen X-ışını görüntülerinde elin yukarı doğru durduğu bilindiğinden, tepelere denk gelen kısımlar parmak uçları olarak belirlenmiştir. Şekil 4.11’de el kenarları ve bu kenarlardaki beneklerin y değerleri görülmektedir. İşaretli konumlar parmak uçlarına denk düşmektedirler ve otomatik olarak bulunmuşlardır.



Şekil 4.11 : Parmak uçlarının bulunması: (a) El kenarları ve bulunan parmak uçları , (b) kenar beneklerinin y koordinatlarının grafiği ve bulunan tepe noktaları

4.2 Öz nitelik Çıkartma

4.2.1 Öz niteliklerin elde edilmesi

Çalışmada el X-ışını görüntülerinden kemik dokusu, gri seviye ve pencere içi varyans değerlerinden yararlanılarak ayrılmıştır. Genellikle kemik dokusu, arka plan ve yumuşak dokuya oranla küçük bir pencere içinde daha yüksek varyans değerine sahip olmaktadır. Fakat bu özellik tek başına kemik dokusunu bölütlemek için yeterli değildir. Kemik gri seviye değerlerinin yumuşak dokuya göre daha yüksek olduğu bilindiğinden, öncelikle görüntüdeki her benekğin bir komşuluklu pencere içinde ortalama enerji değeri hesaplanmıştır. Böylece yüksek gri seviyeye sahip bölgelerin varyansının daha da artırılması sağlanmıştır. Sonuç olarak enerji görüntüsünün varyansı kemik dokusunu baskın hale getirecektir. Enerji görüntüsünün (E) ve varyans görüntüsünün (σ^2_E) hesaplanması denklem (4.10) ve (4.11) de görülmektedir.

$$E_{(x,y)} = \frac{1}{9} \sum_{j=-1}^1 \sum_{i=-1}^1 I_{(x+i,y+j)}^2 \quad (4.10)$$

$$\sigma^2_{E(x,y)} = \frac{1}{9} \sum_{j=-1}^1 \sum_{i=-1}^1 (E_{(x+i,y+j)} - \mu_{E(x,y)})^2 \quad (4.11)$$

Denklem (4.11)'de $\mu_{E(x,y)}$, enerji görüntüsünde (x,y) konumundaki beneğin bir komşuluklu pencere içindeki ortalamasıdır.

Arka plan ve yumuşak doku arasındaki sınırdaki oluşan (el kenarları) yüksek varyans değerlerinden kurtulmak için görüntünün doğal logaritmasının varyansı alınmıştır. Logaritma işlemi, düşük renk seviyesindeki beneklerin varyansını artıracığından elde edilen varyans görüntüsünde arka plan ile yumuşak doku arasındaki sınırlar baskındır. Logaritma görüntüsünün (L) ve varyans görüntüsünün (σ^2_L) hesaplanması denklem (4.12) ve (4.13)'te görülmektedir.

$$L_{(x,y)} = \ln\left(\frac{1}{9} \sum_{j=-1}^1 \sum_{i=-1}^1 I_{(x+i,y+j)}\right) \quad (4.12)$$

$$\sigma^2_{L(x,y)} = \frac{1}{9} \sum_{j=-1}^1 \sum_{i=-1}^1 (L_{(x+i,y+j)} - \mu_{L(x,y)})^2 \quad (4.13)$$

Burada $\mu_{L(x,y)}$ logaritma görüntüsünde (x,y) konumundaki beneğin bir komşuluklu pencere içindeki ortalamasıdır.

Öncelikle her iki (denklem (4.11) ve (4.13)) görüntü aynı ortalama değere sahip olmak üzere normalize edilir. Daha sonra denklem 4.14'te belirtildiği gibi $\sigma^2_{E(x,y)}$ niteliğinden $\sigma^2_{L(x,y)}$ niteliğini çıkartılır. Bu süreç, görüntüde yalnızca kemiğe ait kenarları baskın yapacak, yumuşak doku ve arka plana ait kenarları ise bastıracaktır.

$$\phi = \sigma^2_E - \sigma^2_L \quad (4.14)$$

Şekil 4.12'de enerji ve logaritma görüntülerinin varyans nitelikleri ile ϕ fark görüntüsü gösterilmektedir.



(a)



(b)

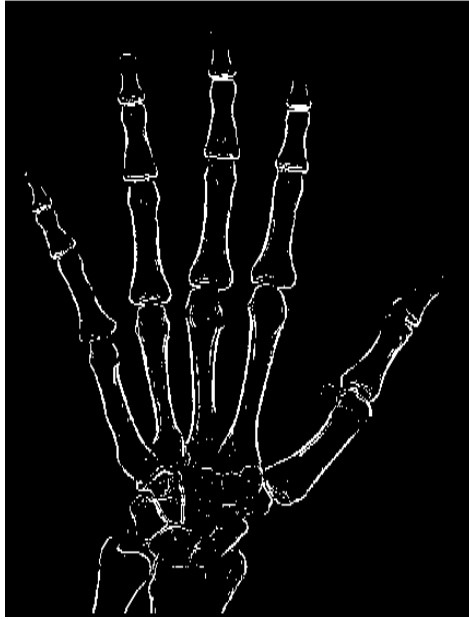


(c)

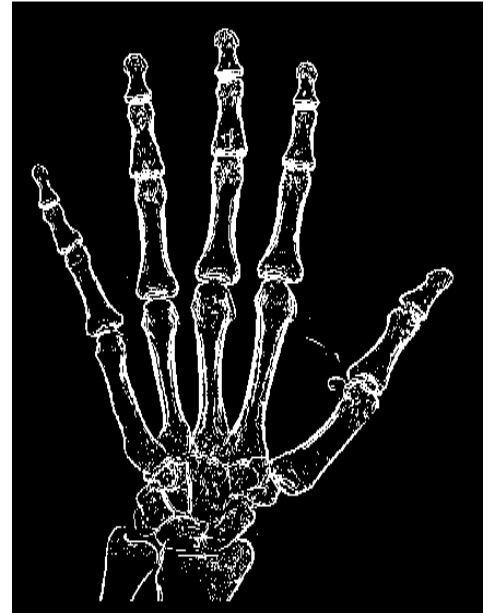
Şekil 4.12 : Özniteliklerin elde edilmesi: (a) Enerjiye ilişkin varyans haritası, (b) logaritma sonucu elde edilen varyans haritası, (c) fark görüntüsü

4.2.2 Özniteliklerin iyileştirilmesi

ϕ , kemik dokusunun bölütlenmesi için yeterli bilgiyi içerir fakat yapılan denemelerde bu öz niteliğin (düşük varyans değerlerinden dolayı) parmak uçları ve bilek bölgesindeki kemikleri bulmada başarısız olduğu görülmüştür. Bu konumlara karşılık gelen öz nitelik değerlerini kuvvetlendirmek, bölütleme başarımını artıracaktır. Şekil 4.13'te iyileştirilmiş ve iyileştirilmemiş öznitelikler için bölütleme adımına ilişkin bir sonuç görülmektedir. Görüldüğü gibi düşük karşıtlığa sahip bölgelerde bölütleme sonuçları istenildiği gibi değildir. Bu yüzden parmak ucu ve bilek konumlarına denk düşen düşük karşıtlık bölgelerindeki öznitelikleri iyileştirmek önemli bir adımdır. Bu amaç için, arka plan ve el bölgesi olarak iki sınıfa ayrılmış maske görüntüsünde el hakkındaki yapısal ön bilgilerden yararlanılarak parmak uçları ve bilek bölgesi konumları tahmin edilmiş, bu bölgelere ve etrafına denk düşen öznitelik değerleri otomatik olarak hesaplanan ve uzaklaştıkça azalan (çan şeklinde) katsayılarla çarpılmak suretiyle kuvvetlendirilmiştir. Kuvvetlendirilecek bölgeleri işaretlenmiş maske görüntüsü, çarpım katsayıları ve kuvvetlendirilmiş öznitelik görüntüsü Şekil 4.14'te gösterilmektedir.

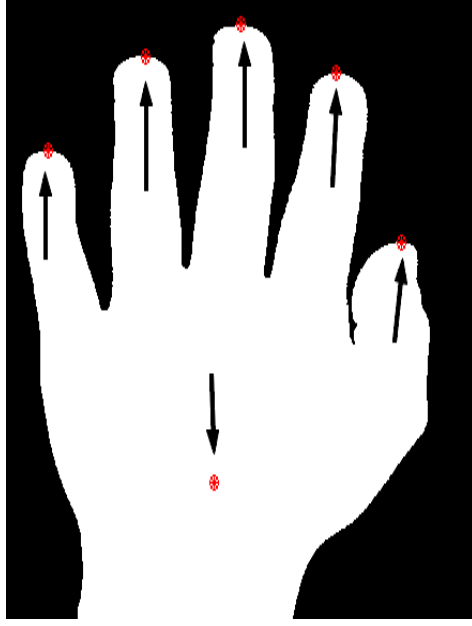


(a)

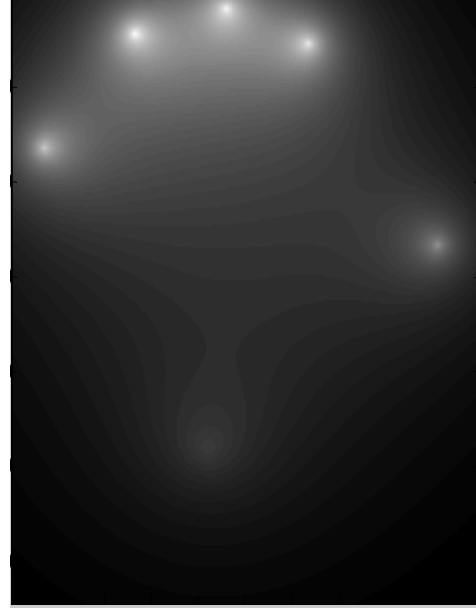


(b)

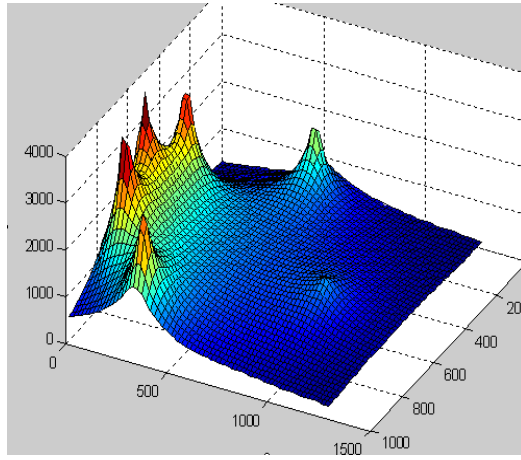
Şekil 4.13 : Öznitelikleri iyileştirilmenin etkisi: (a) İyileştirilmemiş öz nitelikler ile ara bölütleme sonucu, (b) İyileştirilmiş öz nitelikler ile ara bölütleme sonucu.



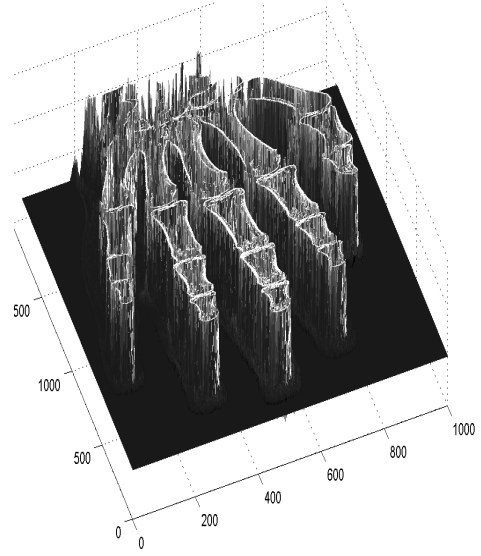
(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 4.14 : Özneliklerin iyileştirilmesi (a) Öznelikleri kuvvetlendirilecek bölge merkezleri, (b) ve (c) Çarpım katsayılarının iki ve üç boyutta görünümü, (d) kuvvetlendirilmiş özneliklerin üç boyutta görünümü

4.3 Bölütleme

Çalışmada kullanılan bölütleme yönteminde görüntüye küçük boyutta pencerelerden bakılarak beneklere yapay sınır ağı desteği ile istatistiksel bir etiket ataması uygulanmaktadır. Daha sonra elde edilen yerel bölütleme sonuçlarından genel bir bölütleme sonucu elde edilmiş, son olarak elde edilen bölütleme sonucu yapısal işlemler kullanılarak kemik görüntüsü bölütlenmiştir. Bölütleme işlemini üç başlık altında incelemek mümkündür: pencereler içinde bölütleme yapma, yerel bölütleme sonuçlarından genel bölütleme sonucunu elde etme, yapısal görüntü işleme yöntemleri ile sonuç görüntüyü elde etme.

4.3.1 Alt görüntü pencereleri ile bölütleme işlemi

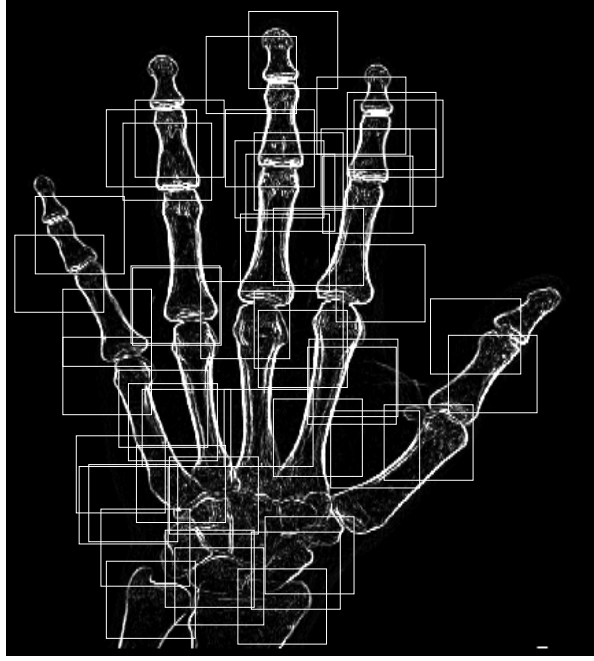
4.3.1.1 Pencerelerin seçilmesi

Çalışmada bölütleme işlemi tek seferde yapılmamaktadır. Bunun yerine görüntüde konumu rastgele seçilen pencereler içinde bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Kemiğe ait öz nitelik değerlerinin görüntü genelinde farklılıklar sergileyeceğinden, tüm görüntüyü dikkate alan bir bölütleme işlemi düşük başarımlara neden olmaktadır.

Çalışmada kullanılan bölütleme yönteminde görüntüye küçük boyutta pencerelerden bakılarak görüntüdeki her beneğe YSA kullanımı ile elde edilmiş istatistiksel sonuçlara göre bir etiket atanmıştır. Pencereleri el içinde seçmek için daha önce hazırlanmış olan maske görüntüsünden yararlanılmaktadır. Pencereler belirli boyuttadır (150x150). Seçilen pencere boyutu kullanılan görüntüler için yaklaşık olarak görüntüdeki bir parmağın kalınlığı kadar olmaktadır. Çok sayıda (>1000) adet pencere seçilerek her beneğin birden fazla sayıda pencereye girme ihtimali artırılmaktadır.

Yerel öznitelik değişimlerine bakarak bölütleme yapmak ve sonuçları istatistiksel bir veri olarak yorumlayarak bölütlemeyi gerçekleştirmek güvenilir sonuçların elde edilmesine olanak sağlamıştır. Pencerelerin kesişmesi sayesinde bir benek için birden çok bölütleme sonucu elde edileceğinden, oylamaya benzer bir sistemle kemik ya da kemik değil biçiminde karar üretilir. Böylece elde edilen sonuç daha güvenilir

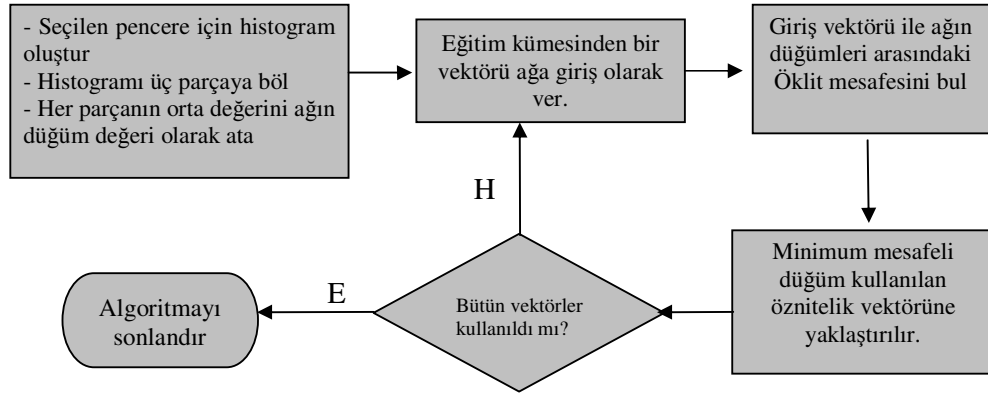
olacaktır. Şekil 4.15'te bölütleme pencereleri görülmektedir. Anlaşılır olması bakımından şekilde yalnızca 50 pencere bulunmaktadır.



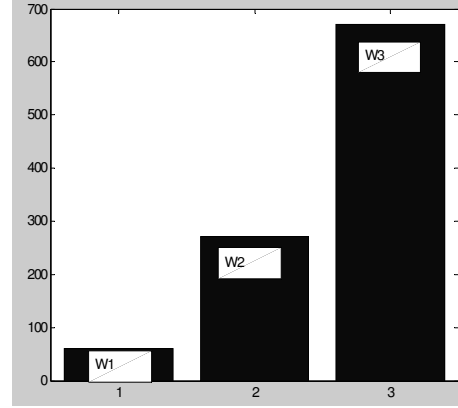
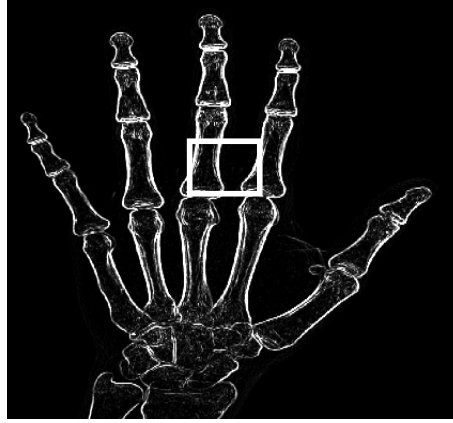
Şekil 4.15 : Bölütlemenin yapıldığı pencereler

4.3.1.2 Pencere içindeki özniteliklerin bölütlenmesi

Pencereler öz düzenlemeli yapay sinir ağı ile bölütlenmiştir. Yapay sinir ağının eğitilmesinde sınıf etiketleri için belirli bir eğitim kümesine ihtiyaç duyulmaz. Pencere içindeki özniteliklerin dağılımı eğitim aşamasında yapay sinir ağının düğümlerini sınıf merkezlerine doğru çekecektir. Bu sayede ağın düğümlerinin değerleri otomatik olarak belirlenecektir. Ağın düğüm sayısı önceden üç olarak belirlenmiştir. Bu nedenle işlem sonucunda pencere içindeki öznitelikler üç sınıfa ayrılacaktır. Şekil 4.16'da yapay sinir ağının eğitim algoritması verilmiştir. Ağın eğitilmesi için eğitim kümesi pencere içindeki her gri değer için bir boyutlu öz nitelik vektörünün oluşturulmasıyla meydana getirilmiştir.



Şekil 4.16 : Yapay sinir ağının eğitim algoritması



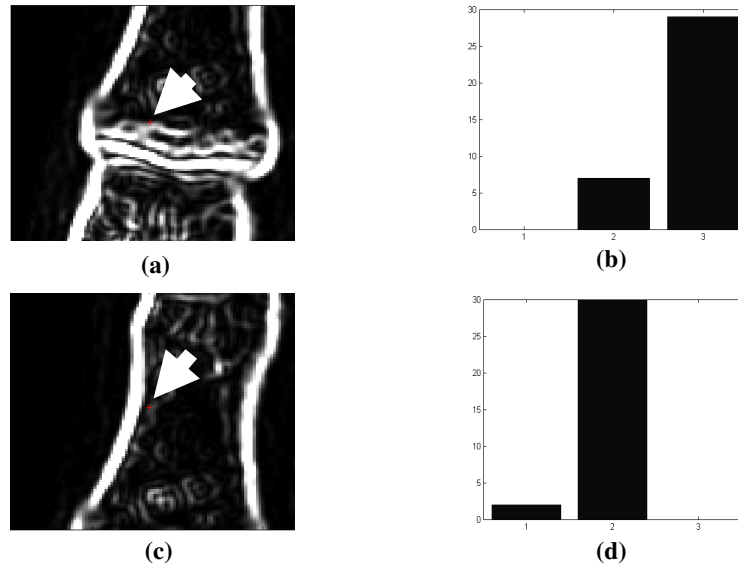
Şekil 4.17 : Bir pencere için bölütleme sonucu: (a) Bir bölütleme penceresi, (b) bu pencere içinde eğitim sonucunda ağırlık değerlerinin ağırlıkları, (c) pencereye ilişkin bölütleme sonucu

Seçilen pencere için yapay sinir ağının eğitimi tamamlandıktan sonra bölütleme işlemine geçilir. Bölütleme işlemi sırasında, her bir benek için bir öznitelik vektörü oluşturulur ve o pencere için eğitilen yapay sinir ağına sunulur. İlgilenilen beneğin etiketi, o beneğin oluşturduğu öz nitelik vektörüne ağda en yakın düğümün etiketi ile belirlenir. şekil 4.17’de bir pencere için bölütleme sonucu görülmektedir. Elde edilen sonuca göre her beneğe bir renk atanmıştır.

4.3.2 Yerel bölütleme sonuçlarından genel bölütleme sonucunu elde etme

4.3.2.1 Benek istatistiklerinin tutulması

Tüm görüntü üzerinde rastgele seçilen pencere sayısının çok fazla (>1000) olmasından dolayı her benek, birden fazla defa pencere içine girecektir. Doğal olarak seçilen her pencere için bölütleme sonucu farklı olacaktır. Bölütleme sonuçlarını saklamak amacıyla her benek için 3 etiket gözü atanır. Pencere içine düşen her beneğin bölütleme sonucuna göre bu üç gözden bir tanesinin değeri bir artırılır. Genel bölütleme sonucu oluşturulurken, beneklere atanan 3 etiket gözü (bellek) incelenir, hangi bellek gözünün değeri büyükse o göze ait etiket beneğin bölütleme sonucu olacaktır. Aslında bu şekilde bir analiz ile her benek için bir etiket histogramı oluşturulmuştur. şekil 4.18’de iki beneğe ait etiket histogramları gösterilmektedir.



şekil 4.18 : Benek etiket histogramları: (a) ve (c) görüntü üzerinde iki farklı benek, (b) ve (d) bu beneklere ait etiket histogramları.

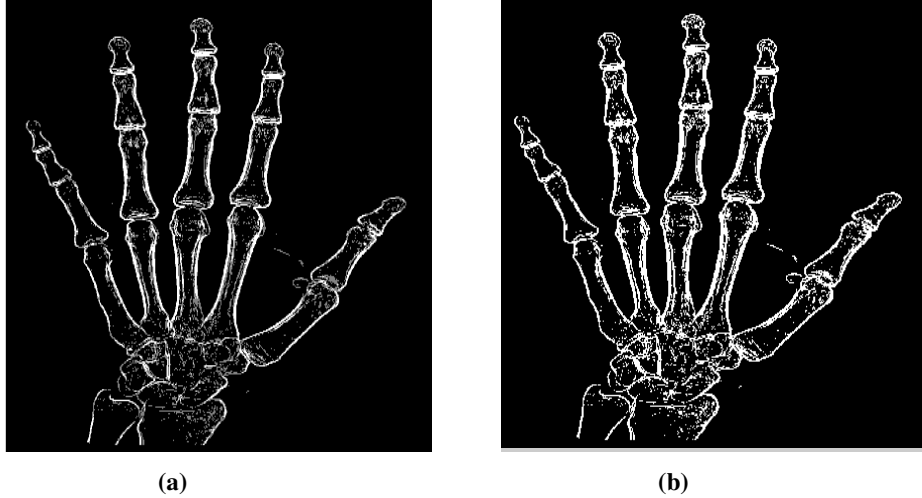
4.3.2.2 Kemik dokusuna ait beneklerin bulunması

Etiket histogramı değerlerine bakılarak elde edilen genel bölütleme sonucunda doğal olarak üç renk mevcut olacaktır. Çalışmada amaç kemik dokusunun elde edilmesi olduğundan, kemik dışındaki dokular arka plan olarak nitelendirilecektir.

Yapılan denemelerde, atanan üç farklı rengin aşağıdaki üç bölgeye denk düştüğü görülmüştür:

1. Arka plan ve yumuşak doku içinde varyans değerinin düşük olduğu bölgeler ve yumuşak doku ile arka plan arası geçiş bölgeleri
2. Kemik içinde gri seviye dalgalanmalarının olduğu bölgeler.
3. Kemik ve yumuşak doku arasındaki geçiş bölgeleri

Bu amaçla üç etiketten düşük değerli öz niteliğe sahip olan birincisi arka plan, geri kalan iki etiket ham kemik dokusu olarak nitelendirilir. Elde edilen ham kemik dokusu Şekil 4.19'da görülmektedir.



Şekil 4.19 : Kemik dokusuna ait beneklerin bulunması: **(a)** üç sınıflı genel bölütleme sonucu, **(b)** ham kemik dokusu

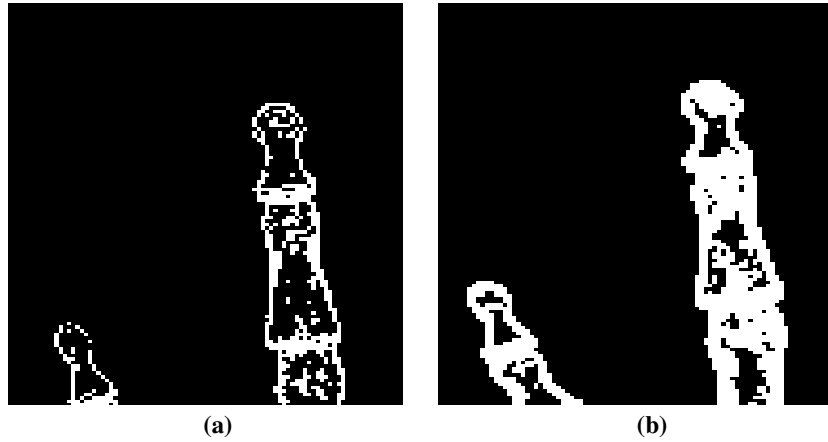
4.3.3 Yapısal görüntü işleme yöntemleri ile sonuç görüntüyü elde etme

Elde edilen ham görüntüde tüm kemik dokusu değil, yalnızca kemik dokusunun kenar bölgeleri bulunmuştur. Şekil 4.18b'deki ham kemik dokusu incelenirse, kemik sınırları büyük oranda bulunmuş, yumuşak doku neredeyse yok olmuştur.

Bölütlemenin son aşamasında elde edilen ham görüntü çeşitli yapısal görüntü işleme teknikleri ile işlenip kemik dokusu elde edilecektir.

4.3.3.1 Genişletme işlemiyle boşlukların kapatılması

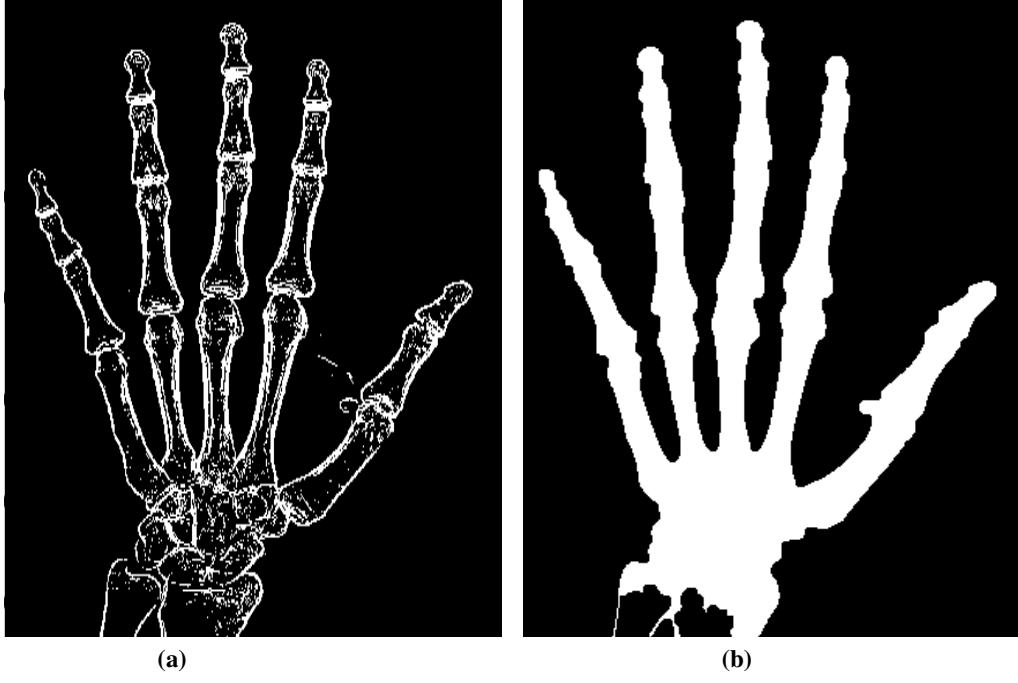
Ham kemik dokusundaki boşlukları kapatmak için 5x5 boyutlarında tamamı birlerden oluşan bir yapısal eleman kullanılarak genişletme (*dilation*) işlemi gerçekleştirilmiştir. Genişletmenin etkisi Şekil 4.20’de görülebilir



Şekil 4.20 : Genişletme işlemiyle boşlukların kapatılması: (a) ham kemik dokusundan bir kısım, (b) genişletme işlemi sonucu

4.3.3.2 Bölge büyütme algoritması ile kemik dokusunun elde edilmesi

Kenarları kapatılmış kemik dokusu içindeki boşlukları kapatmak için, arka plan bölge büyütme algoritması ile tamamen bulunmuş ve arka plan dışındaki benekler kemik olarak nitelendirilmiştir. Bölge büyütme işlemi bir arka plan beneğinden başlayarak aynı benek değerine sahip bütün bağlantılı benekleri kümeler. Geri kalan dokunun kemik olduğu kabulüyle kemik dokusu içindeki boşluklar da kapanmış olacaktır. Elde edilen kemik dokusu Şekil 4.20’de görülmektedir.



Şekil 4.21 : Sonuç görüntü: **(a)** ham kemik dokusu **(b)** bölütleme sonucu

5. BÖLÜTLEME SONUÇLARI

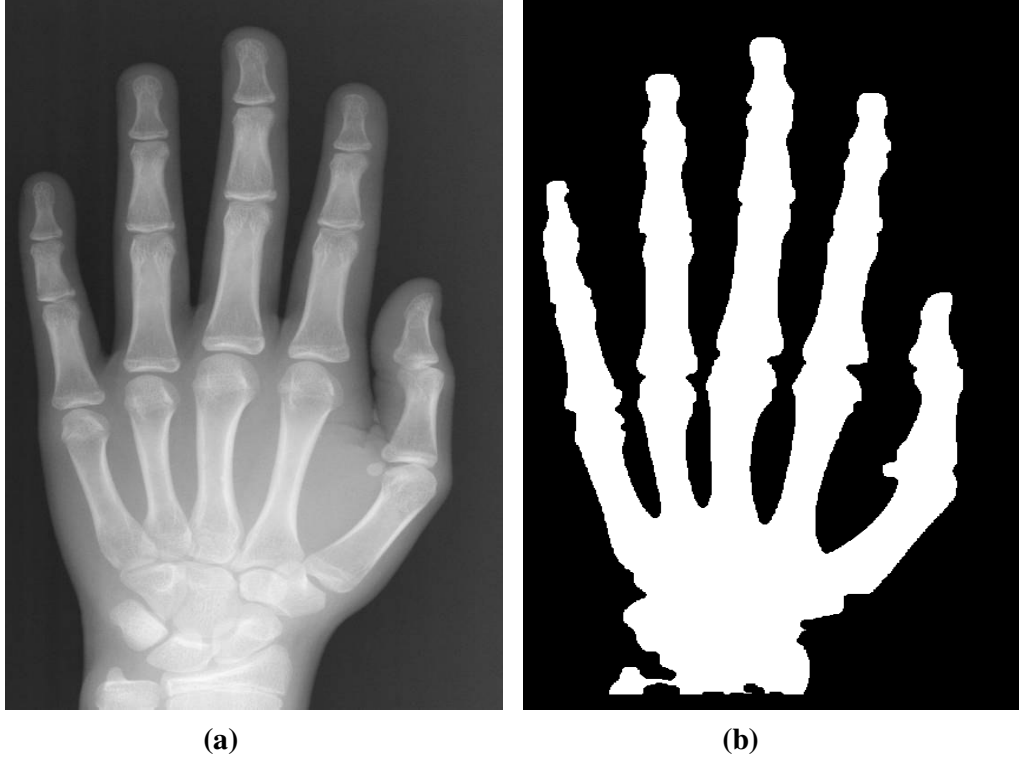
Bu bölümde önerilen yöntemin el X-ışını görüntülerinin bölütlenmesine ilişkin sonuçları ve bölütleme başarımları sunulacaktır.

5.1 Giriş Görüntüleri ve Bölütleme Sonuçları

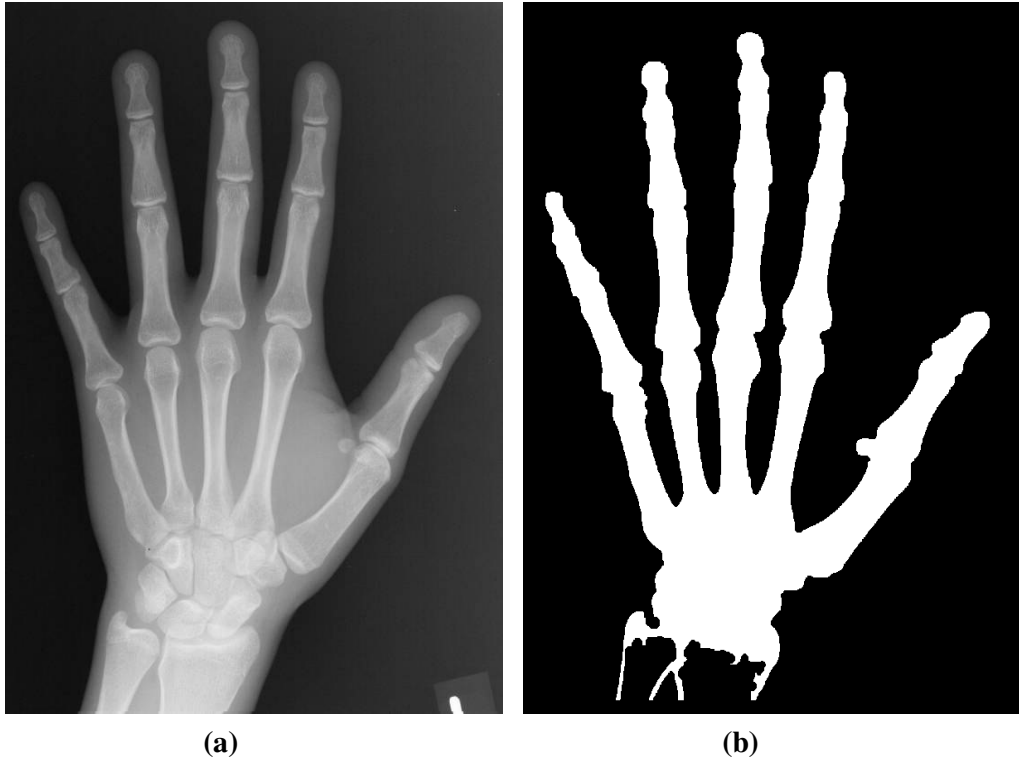
Yöntem on farklı görüntüye uygulanmıştır. Çalışmada kullanılan el radyografi görüntüleri Güney Kaliforniya Üniversitesi Görüntü İşleme Laboratuvarı'nın veri tabanından [59] alınmıştır. Tablo 5.1'de kullanılan görüntüler hakkında bilgi verilmiş, Şekil 5.1-5.10 arasında görüntüler ve bölütleme sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 5.1: Çalışmada kullanılan görüntüler

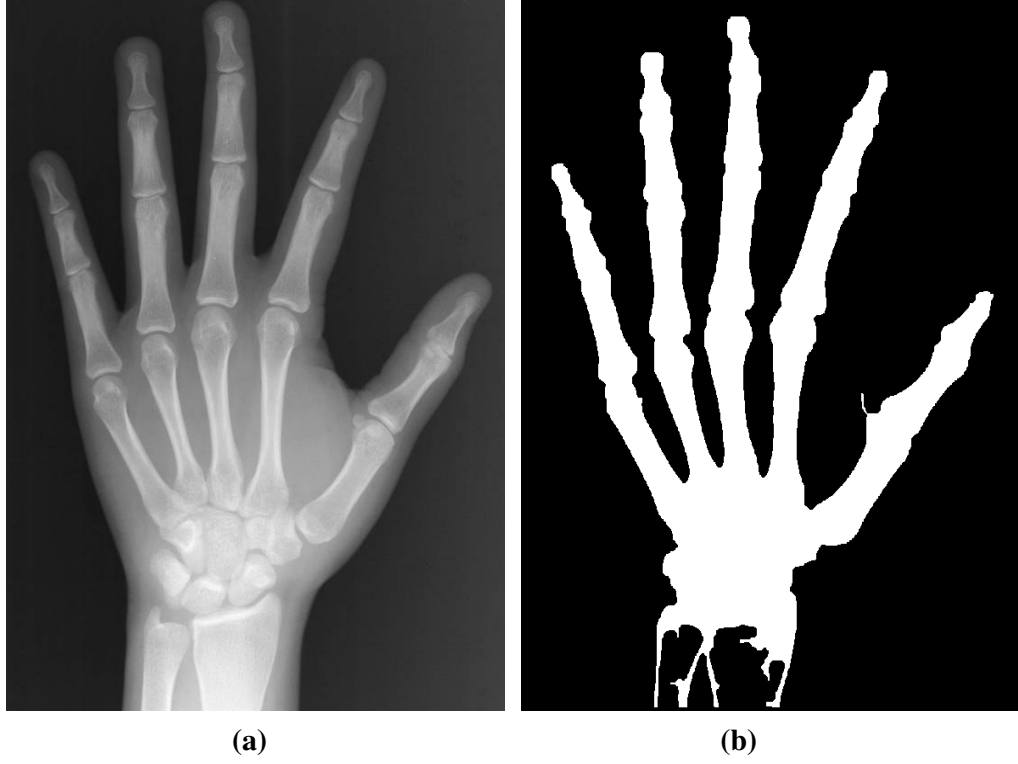
Görüntü adı	Irkı	Cinsiyeti	Yaşı
	(ASI: Asyalı; BLK: Afrika Amerika; CAU: Kafkas; HIS: İspanyol)	(F: Kadın; M:Erkek)	
3229	BLK	F	13
3842	BLK	F	17
4335	BLK	F	18
4482	BLK	F	16
4494	BLK	M	18
4524	CAU	M	13
5104	HIS	F	18
5209	ASI	F	18
5268	HIS	F	18
5365	BLK	M	17



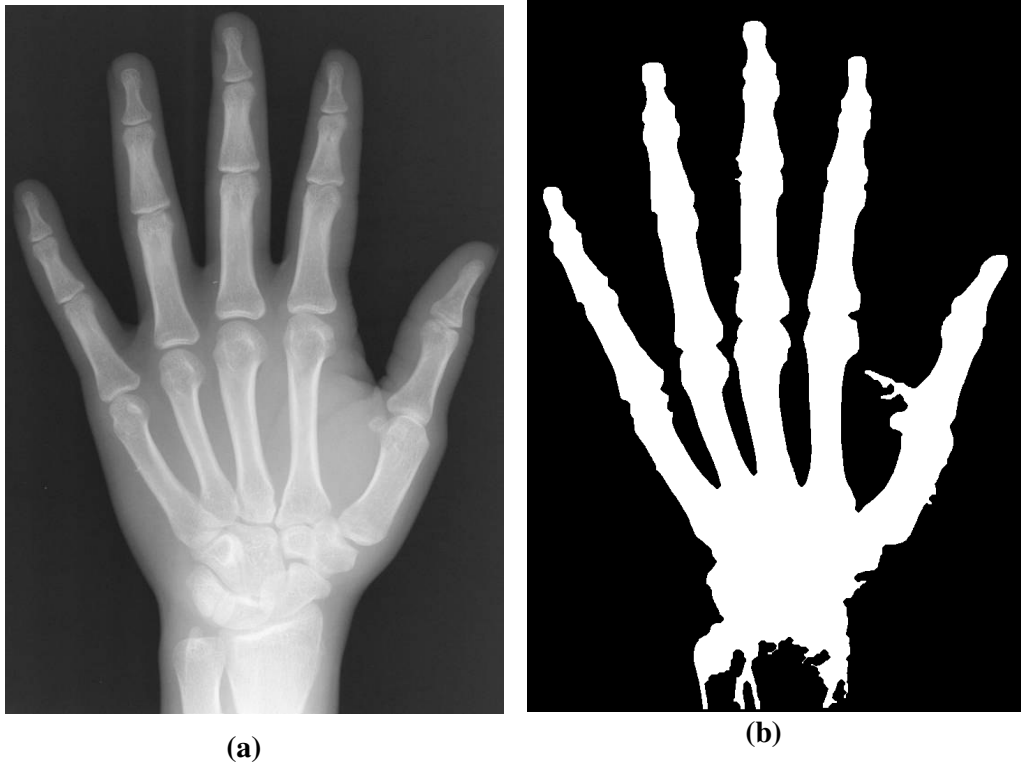
Şekil 5.1: 3229 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) Orijinal (b) Bölütleme Sonucu



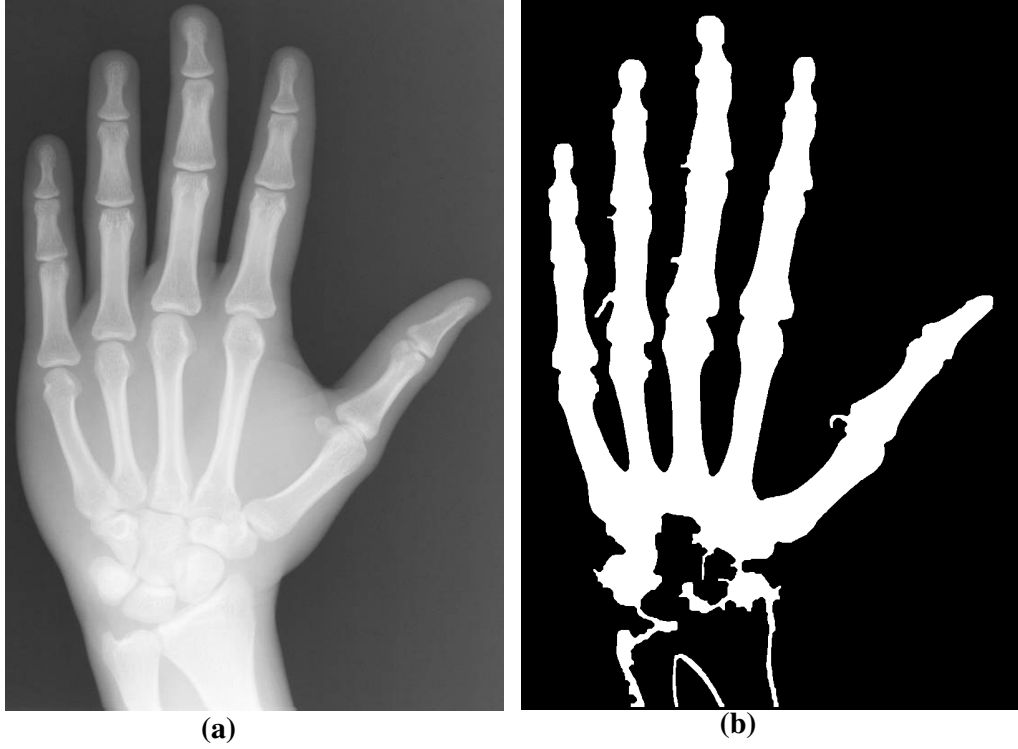
Şekil 5.2: 3842 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) Orijinal (b) Bölütleme Sonucu



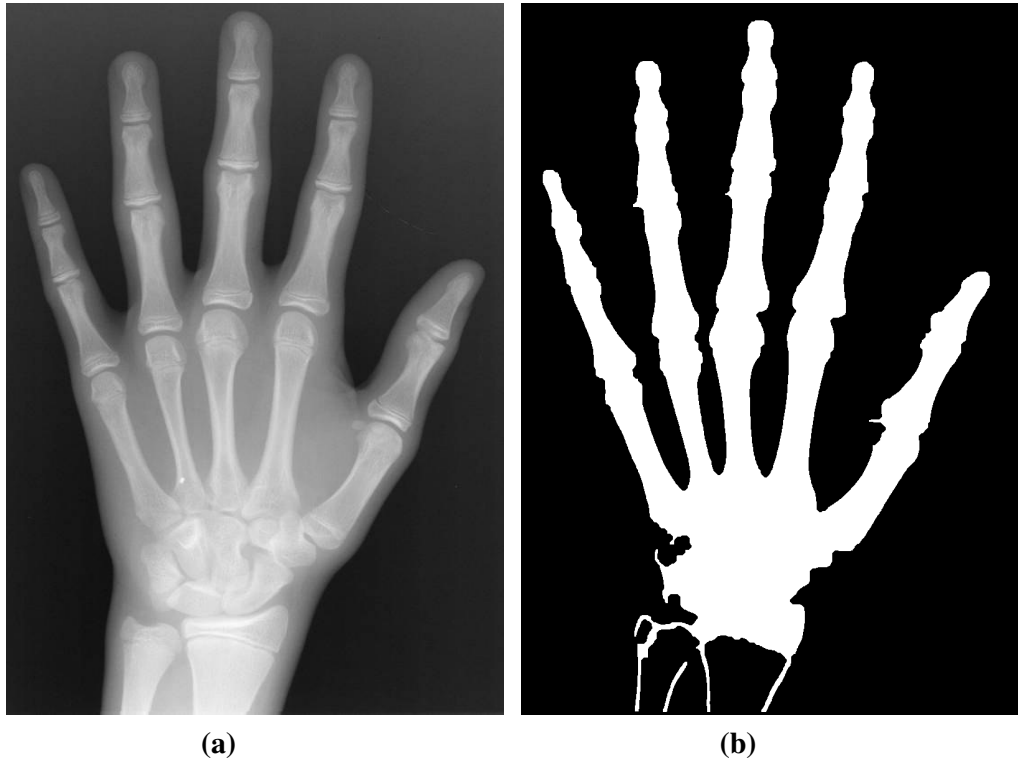
Şekil 5.3: 4335 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) Orijinal (b) Bölütleme Sonucu



Şekil 5.4: 4482 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) Orijinal (b) Bölütleme Sonucu



Şekil 5.5: 4494 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) orijinal (b) bölütleme sonucu



Şekil 5.6: 4524 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) orijinal (b) bölütleme Sonucu



(a)



(b)

Şekil 5.7: 5104 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) orijinal (b) bölütleme Sonucu



(a)

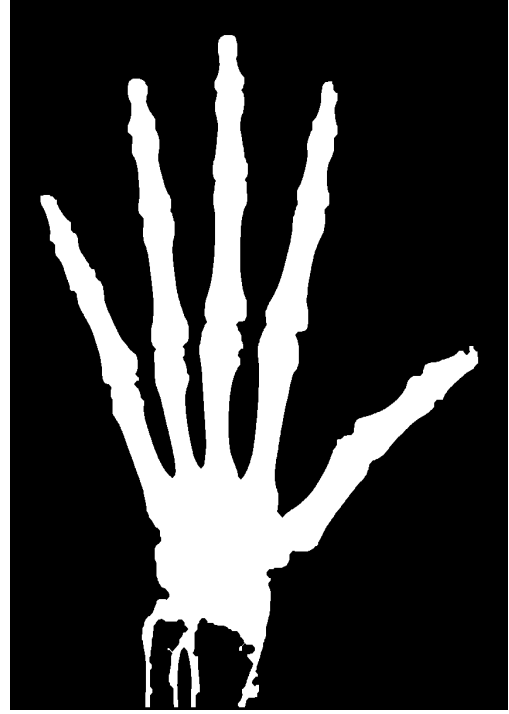


(b)

Şekil 5.8: 5209 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) orijinal (b) bölütleme Sonucu



(a)

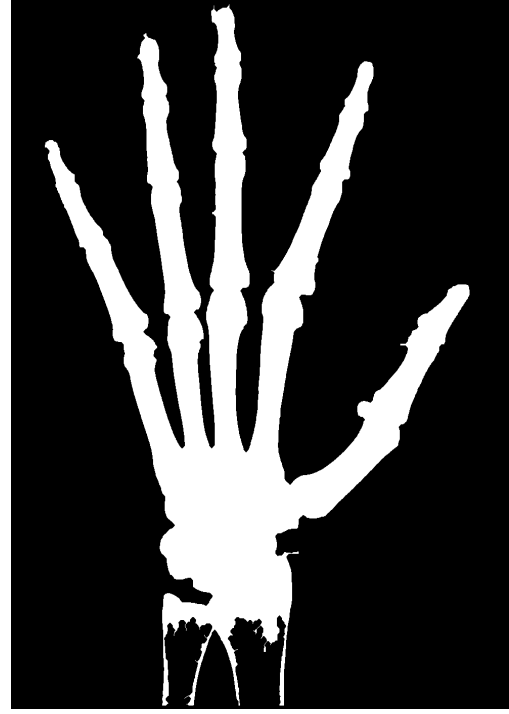


(b)

Şekil 5.9: 5268 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) orijinal (b) bölütleme Sonucu



(a)



(b)

Şekil 5.10: 5365 görüntüsü için bölütleme sonucu (a) orijinal (b) bölütleme Sonucu

5.2 Sayısal Başarım Sonuçları

Yöntemin geçerliliğinin araştırılması için farklı kişilere ait X-ışını görüntüleri bölütlenmiş ve her görüntü için önceden hazırlanmış bir test kümesi baz alınarak başarımlar hesaplanmıştır. Test kümeleri uzman doktor [61] denetiminde yapılmış olup seçici olması bakımından kemik ve yumuşak doku sınırlarına yakın beneklerden oluşur. 150 adet kemik içinden ve 150 adet kemik dışından seçilen noktalar ile bölütleme başarımları aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$\%Basarim = \frac{dogru\ karar\ adedi}{denemekumesiboyutu} .100 \quad (5.1)$$

Tablo 5.2’de on adet görüntü için kemik dokusunun bölütlenme başarımları verilmiştir. Görüntülere ait test kümeleri EK-A da verilmiştir.

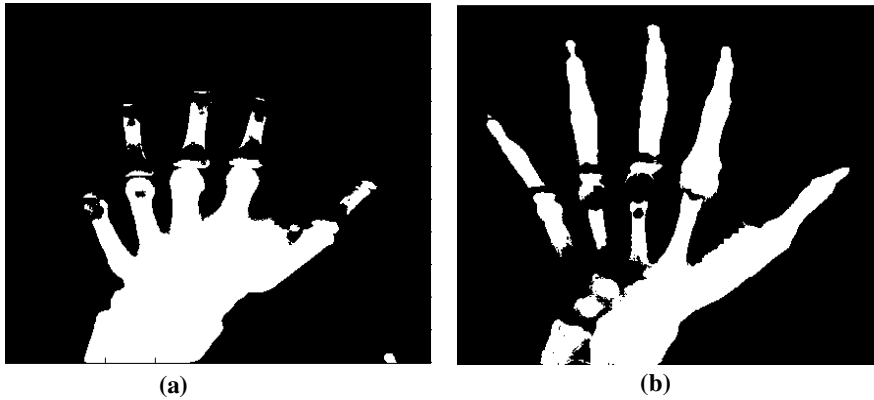
Tablo 5.2: Bölütleme başarımları

Görüntü Kodu	Başarım (%)
3229	99.7
3842	100
4335	100
4482	98
4494	96
4524	99.3
5104	99.7
5209	100
5268	99
5365	99.7

6. TARTIŞMA

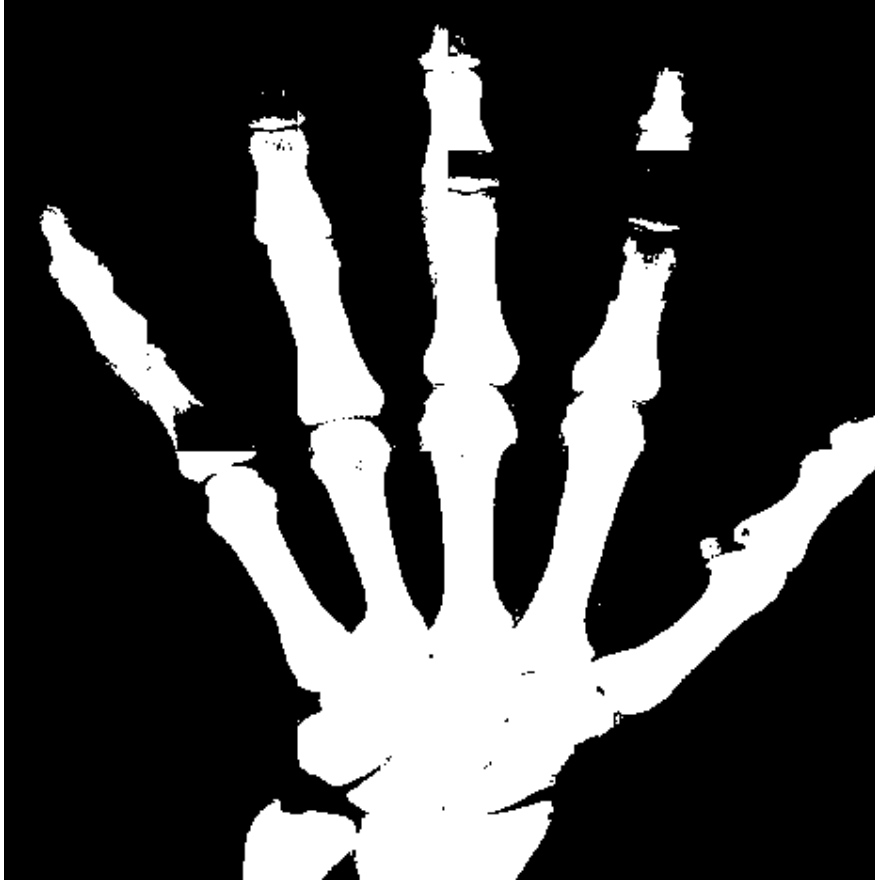
Çalışma içersinde literatüre 2 yeni yöntem ile katkıda bulunulmuştur: i) X-ışını el görüntülerinde türdeş olmayan ışık dağılımının düzeltilmesi ii) X-ışını el görüntülerinde kemik dokusunun bölütlenmesi. X-ışını görüntülerinin bölütlenmesi zor ve karmaşık bir süreçtir. Kemiğe ilişkin öznitelikler görüntünün her yerinde aynı özellikleri göstermez, bu nedenle görüntünün sadece genelini bölütleyen yöntemler çoğu zaman kemik dokusunu algılayamamakta ya da et dokusunu da kemik olarak algılamaktadırlar.

Yapay sinir ağı ile bölütleme aşamasında yerel öznitelik değişimlerine bakarak bölütleme yapmak ve sonuçları istatistiksel bir veri olarak yorumlayarak bölütlemeyi gerçekleştirmek güvenilir sonuçların elde edilmesine olanak sağlamıştır. Şekil 6.1'de sürekli dalgacık dönüşümü (parametreler en iyi bölütleme sonucu üretecek şekilde seçildi) ile bulunmuş özniteliklerden yararlanılarak pencereler kullanılarak ve kullanmadan yapılan bölütleme sonuçları verilmektedir. Pencere kullanılmadan elde edilen sonuçlarda parmak uçları arka alan olarak tanımlanmışken, yerel öznitelik değişimlerine bakılarak elde edilen sonuçta parmak uçlarındaki kemikler de bölütlenebilmiştir.



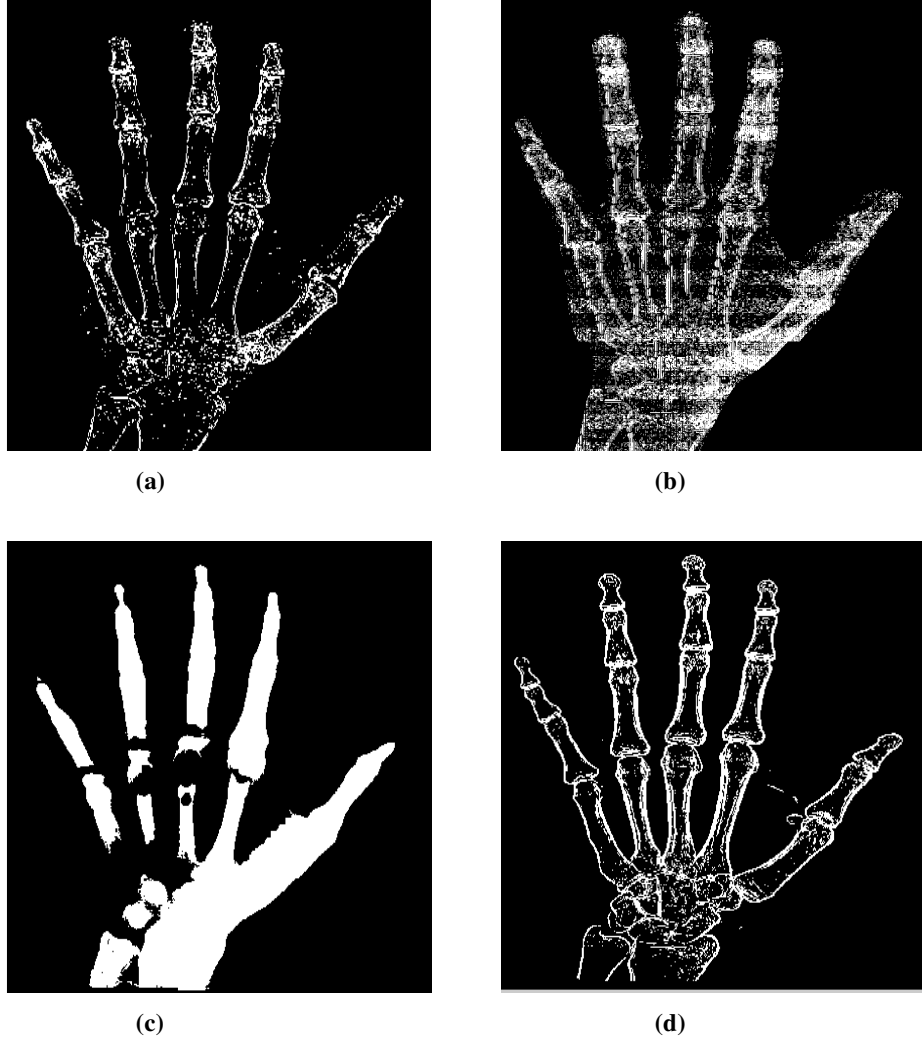
Şekil 6.1 : Yerel ve genel bölütleme: **(a)** Pencere kullanmadan elde edilen genel bölütleme sonucu, **(b)** Yerel öznitelik değişimlerine bakılarak elde edilen sonuç

Kemik dokusunu yalnızca gri seviye değerlerine bakarak elde etmeye çalışmak çoğu zaman kusurlu bölütleme sonuçlarına yol açmaktadır. Tez çalışmasında küçük pencereler içinde kalan beneklerin gri seviye histogramlarına bakarak kemik dokusunun bölütlenmesi denenmiştir. Fakat Şekil 6.2'de görüldüğü gibi kemik dokusu -küçük pencereler içinde bile olsa- yumuşak dokudan eşikleme yöntemi ile doğru bir biçimde ayıramamaktadır. Parmak uçları tam bulunamamıştır ve Pencere içinde eşikleme sonucunda kemiğe ait kısımlar yok olmuştur. Görüntünün her yerinde çalışabilecek otomatik bir eşik bulma yönteminin olmaması bu yöntemin en büyük zorluğudur. Ayrıca elde edilen sonuç pencere büyüklüğünün seçimine çok bağlıdır.



Şekil 6.2 : Pencere içinde eşiklemeler yapılarak elde edilen bölütleme sonucu

Tez çalışmasında kemik dokusunun bölütlenmesi için kullanılan öznelilikler yanında sürekli dalgacık dönüşümü, ayrık dalgacık dönüşümü ve ayrık kosinüs dönüşümüne ait öznelilikler de incelenmiş, tezde önerilen öznelilik çıkarma yönteminin daha iyi bölütleme sonuçları sağladığı görülmüştür. Çeşitli öznelilikler kullanılarak yapılan bölütlemelerin sonuçları şekil 6.3'te görülmektedir.



Şekil 6.3 : Çeşitli öz nitelikler kullanılarak elde edilen ham bölütleme sonuçları (a) ayırık kosinüs dönüşümü, (b) ayırık dalgacık dönüşümü, (c) sürekli dalgacık dönüşümü, (d) tezde önerilen öz nitelikler ile bulunan ham bölütleme sonucu

Popüler bölütleme metotlarından aktif sınırlar da tez çalışmasında ayrıca denenmiştir. Bu amaç için Bölüm 4.1.2'de anlatıldığı gibi el maskesi bulunmuş ve aktif kontur algoritması için başlangıç pozisyonu olarak el maskesinin sınırları belirlenmiştir. Yalnızca kemik ile yumuşak doku arası sınırların yılanı çekebilmesi için gradyen görüntüsünün arka alan ile yumuşak doku arasındaki değerleri sıfırlanmıştır. Ayrıca uzak mesafelerdeki gradyenleri de yakalayabilen bir dış kuvvet olan "gradient vector flow" yöntemi [49] kullanılarak doku-kemik sınırları araştırılmıştır. Yapılan çalışmadan elde edilen bir sonuç şekil 6.4'te görülmektedir. Görüldüğü gibi iç enerjilerinin kısıtlamaları nedeniyle aktif konturlar konkav bölgelere yakınsayamamaktadır.



Şekil 6.4 : Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonucu

Kemikleri otomatik olarak belirlemek zor bir süreçtir. Çalışmada önerilen bölütleme işlemleri 1000x1200 benek boyutlarındaki bir görüntü için ortalama 3 dakika sürmektedir. (Ön işleme~1 dk, öznetelik çıkarma~30 s, bölütleme~1.5 dk).

Farklı kişilere ait görüntüler bölütlendiğinde benzer sonuçlar elde edilebilmesi yöntemin genelliğini göstermektedir.

Bu tez çalışmasında geliştirilen yöntem, çeşitli organlara ait X-ışını görüntülerinde kemik dokularının bölütlenmesine de imkan sağlayacaktır. Bu çalışmada ele ait kemik görüntüsü bölütlenmektedir. Eldeki kemikler, ayrı ayrı parçalar şeklinde belirlenmemektedir. Tez çalışmasında geliştirilen yöntem bir şablon oluşturarak el kemiklerinin ayık olarak bölütlemesi işlemine imkan sağlayacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] “Medical Imaging”, http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_imaging
- [2] **Schmidt, F.**, 1999. Development of a Time-Resolved Optical Tomography System for Neonatal Brain Imaging, *PhD Thesis*, UCL, London.
- [3] **Suri, J.S., Setarehdan S.K. and Singh, S.**, 2002. Advanced Algorithmic Approaches to Medical Image Segmentation, Springer, London.
- [4] **Felisberto, M.K., Lopes H.S., Centeno, T.M. and Arruda L.V.R.**, 2006, An object detection and recognition system for weld bead extraction from digital radiographs, *Computer Vision and Image Understanding*, 102, 238-249.
- [5] “Disadvantages Of X-Ray”, http://medindia.net/Patients/PatientInfo/xray_disadvantages.htm
- [6] **Garcia, R.L., Fernandez, M.M., Arribas, J.I. and Lopez C.A.**, 2003. A fully automatic algorithm for contour detection of bones in hand radiographs using active contours, *International Conference on Image Processing*, Barcelona, Spain, September 2003, 421-424.
- [7] **Han, C.C., Lee, C.H. and Peng, W.L.**, 2007. Hand radiograph image segmentation using a coarse-to-fine strategy, *Pattern Recognition*, **40**, 2994-3004.
- [8] **Zhang, A., Gertych, A. and Liu, B.J.**, 2007. Automatic bone age assessment for young children from newborn to 7-year-old using carpal bones, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, **31**, 299-310.
- [9] **Mahmoodi S., Sharif B.S., Chester, E.G., Owen J.P. and Lee R.**, 2000. Skeletal growth estimation using radiographic image processing and analysis, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, **4**, 292-297.

- [10] **Pietka, E., Kurkowska, S.P., Gertych A. and Cao, F.**, 2003. Integration of computer assisted bone age assessment with clinical PACS, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, **27**, 217-228.
- [11] **Sotoca, J.M., Inesta, J.M. and Belmonte M.A.**, 2003. Hand bone segmentation in radioabsorptiometry images for computerised bone mass assessment, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, **27**, 459-467.
- [12] **Haidekker, M.A., Stevens, H.Y. and Frangos J.A.**, 2004. Computerised methods for X-ray-based small bone densitometry, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, **73**, 35-42.
- [13] **Jiang, Y. and Babyn, P.**, 2004. X-ray bone fracture segmentation by incorporating global shape model priors into geodesic active contours, *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Chicago, USA, June 2004, 219-224.
- [14] **Gool, L. V., Dewaele P. and Oosterlinck, A.**, 1985. Survey: Texture Analysis Anno 1983, *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, **29**, pp.336-357.
- [15] **Semmlow, J.L.**, 2004. Biosignal and Biomedical Image Processing. Marcel Dekker, New York.
- [16] **Kapur T.**, 1999. Model based three dimensional medical image segmentation, *Ph.D. Thesis*, Artificial Intelligence Laboratory, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA.
- [17] **Sharif, B.S., Chester E.G., Owen J.P. and Lee E.J.**, 1994. Bone edge detection in hand radiographic images, *Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers*, Baltimore, USA, March 1994, 514-515.
- [18] **Kurnaz, M.N.**, 2006. Artımsal Yapay Sinir Ağları Kullanılarak Ultrasonik Görüntülerin Bölütlenmesi, *Doktora Tezi*, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [19] **Feng, D.**, 2006. Segmentation of Bone Structures in X-ray Images, *MSc Thesis*, National University, Singapore.

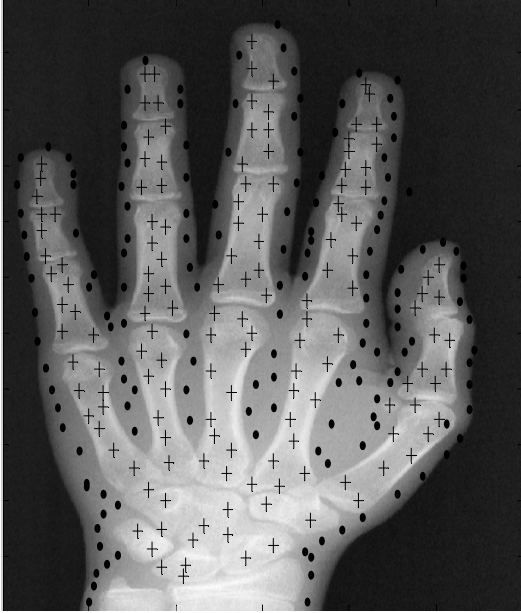
- [20] **Bocchi, L., Ferrara, F., Nicoletti, I. and Valli G., 2003.** An artificial neural network architecture for skeletal age assessment, *International Conference on Image Processing*, Barcelona, Spain, September 2003, 1077-1080.
- [21] **Behiels, G., Maes, F., Vandermeulen D. and Suetens P., 2002.** Evolution of image features and search strategies for segmentation of bone structures in radiographs using Active Shape Models, *Medical Image Analysis*, **6**, 47-62.
- [22] **Carr, J.J. and Brown J.M., 2000.** Introduction to Biomedical Equipment Technology. Prentice Hall, New Jersey.
- [23] **Profio, A.E., 1993.** Biomedical Engineering. John Wiley & Sons, Inc., Canada.
- [24] “X-Rays”, http://www.antonineeducation.co.uk/Physics_A2/Options/Module_6/Topic_7/topic_7_x.htm
- [25] **Bernier D.R., Christian P.E. and Langan J.K., 1997.** Nuclear Medicine Technology and Techniques. Mosby-Year Book, Inc., Missouri.
- [26] “The Origin of Characteristic X-rays” , <http://www4.nau.edu/microanalysis/Microprobe/Xray-Characteristic.html>
- [27] **Guy C. and Ffytche D., 2000.** An Introduction to the Principles of Medical Imaging. Imperial College Press, London.
- [28] **Shung K.K., Smith M.B. and Tsui B., 1992.** Principles of Medical Imaging. Academic Press, Inc., California.
- [29] “X-ray attenuation”, [http://www.nrg-nl.com/docs/nrglib/2004/44395i11-X-ray attenuation.pdf](http://www.nrg-nl.com/docs/nrglib/2004/44395i11-X-ray%20attenuation.pdf)
- [30] **Asano, T., Danny, Z.C., Katoh, N. and Tokuyama T., 1996.** Polynomial-time solutions to image segmentation, *Proceedings of the seventh annual ACM-SIAM symposium on Discrete algorithms*, Georgia, USA, January 1996, 104-113.
- [31] **Pham, D.L., Xu C. and Prince J.L., 2000.** Current Methods in Medical Image Segmentation, *Annual Review of Biomedical Engineering*, **2**, 315-337.

- [32] “Image Segmentation”, http://people.csail.mit.edu/seth/pubs/taskforce/paragraph_3_5_0_0_3.html
- [33] **Sezgin, M., Sankur B.**, 2004. Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation, *Journal of Electronic Imaging*, **13**, 146-165.
- [34] **Polakowski W.E., Cournoyer D.A., Rogers S.K., DeSimio M.P., Ruck D.W., Hoffmeister J.W. and Raines R.A.**, 1997. Computer-aided breast cancer detection and diagnosis of masses using difference of gaussians and derivative-based feature saliency, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **16**, 811-819.
- [35] **Cheng H.D., Lui Y.M., and Freimanis R.I.**, 1998. A Novel approach to microcalcification detection using fuzzy logic, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **17**, 442-450.
- [36] **Gonzalez R.C. and Woods R.E.**, 2001. Digital Image Processing. Prentice Hall, New Jersey.
- [37] **Bomans M., Höhne K.L., Tiede U. and Riemer M.**, 1990. 3-D segmentation of MR images of the Head for 3-D Display, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **9**, 177-183.
- [38] **Goshtasby A. and Turner D.A.**, 1995. Segmentation of cardiac cine MR images for extraction of right and left ventricular chambers, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **14**, 56-64.
- [39] **Sivewright G.J. and Elliott, P.J.**, 1994. Interactive region and volume growing for segmenting volumes in MR and CT images, *Informatics for Health and Social Care*, **19**, 71-80.
- [40] **Gibbs P., Buckley D.L., Blackband S.J. and Horsman A.**, 1996. Tumour volume determination from MR images by morphological segmentation, *Phys. Med. Biol.*, **41**, 2437-2446.
- [41] **Adams R. and Bischof L.**, 1994. Seeded Region Growing, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and machine Intelligence*, **16**, 641-646.
- [42] “The Watershed Transformation”, <http://cmm.enscm.fr/~beucher/wtshed.html>

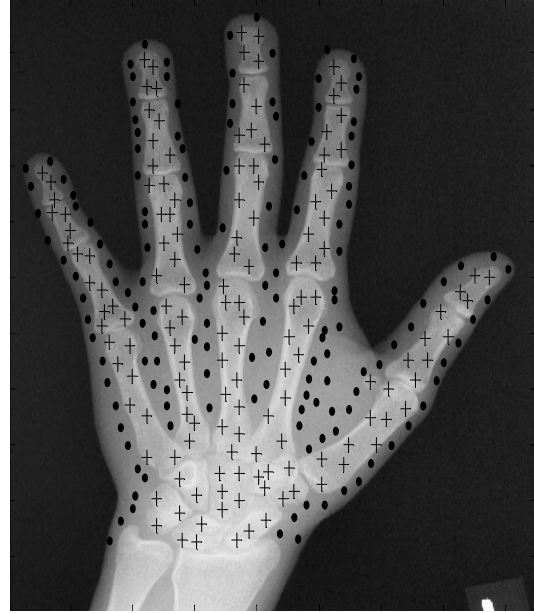
- [43] **Roerdink J.B.T.M, Meijster A.**, 2000. The watershed transform: definitions, algorithms and paralellization strategies, *Fundamenta Informaticae*, **41**, 187-228.
- [44] **Huang Y.L. and Chen D.R.**, 2004. Watershed segmentation for breast tumor in 2-D sonography, *Ultrasound in Medicine and Biology*, **30**, 624-632.
- [45] **Grau V., Mewes A.U.J., Alcaniz, M., Kikinis, R. and Warfield S.K.**, 2004. Improved watershed transform for medical image segmentation using prior information, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **23**, 447-458.
- [46] **Pakin, S.K., Gaborski R.S., Barski L.L. and Parker K.J.**, 2003. Clustering approach to bone and soft tissue segmentation of digital radiographic images of extremities, *Journal of Electronic Imaging*, **12**, 40-49.
- [47] **Kass, M., Witkin, A. and Terzopoulos D.**, 1988. Snakes:Active contour models, *International Journal of Computer Vision*, **1**, 321-331.
- [48] **Cohen, L.D.**, 1991. On Active Contour Models and Balloons, *CVGIP: Image Understanding*, **53**, 211-218.
- [49] **Xu C. and Prince J.L.**, 1998. Snakes, shapes, and gradient vector flow, *IEEE Transactions on Image Processing*, **7**, 359-369.
- [50] **Jiang, Y.**, 2003. X-ray bone fracture substraction using geodesic active contour and mathematical morphology operations, *Computer Assisted Radiology and Surgery*, London, UK, June 2003, 226-231.
- [51] **McInerney T. and Terzopoulos D.**, 1996. Deformable models in medical image analysis: a survey, *Medical Image Analysis*, **1**, 91-108.
- [52] **Kurnaz, M.N., Dokur, Z. and Ölmez, T.**, 2005. Segmentation of remote-sensing images by incremental neural network, *Pattern Recognition Letters*, **26**, 1096-104.
- [53] **Kohonen T.**, 1998. Self-Organization and Associative Memory, Springer-Verlag.
- [54] **Barski L., Gaborski R. and Anderson P.**, 1993. A neural network approach to the segmentation of digital radiographic images, *ANNIE 93 Artificial Neural Networks in Engineering*, St. Louis, 1993.

- [55] **Vannier M.W., Butterfield R.L., Jordan D., Murphy, W.A., Levitt, R.G. and Gado, M.**, 1985. Multispectral analysis of Magnetic Resonance Images, *Radiology*, 154, 221-224.
- [56] **Kapur, T., Grimson W.E.L., Kikinis, R. and Wells, W.M.**, 1998. Enhanced spatial priors for segmentation of magnetic resonance imagery, *Proceedings of the First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, London, UK, October 1998, 457-468.
- [57] “X-Ray Detection”, <http://www.u.arizona.edu/~dwmartin/>
- [58] “Genetic algorithm“, http://en.wikipedia.org/wiki/Genetic_algorithm
- [59] “The Image Processing and Informatics Laboratory”, <http://www.ipilab.org/>
- [60] “Anatomy of the Hand & Wrist“, <http://www.fauxpress.com/kimball/med/ortho/handanat.htm>
- [61] **Doç. Dr. Mustafa Yıldız**, Sakarya Üniversitesi Kardiyoloji ve İç Hastalıkları Bölümü, 2008. Kişisel görüşme.

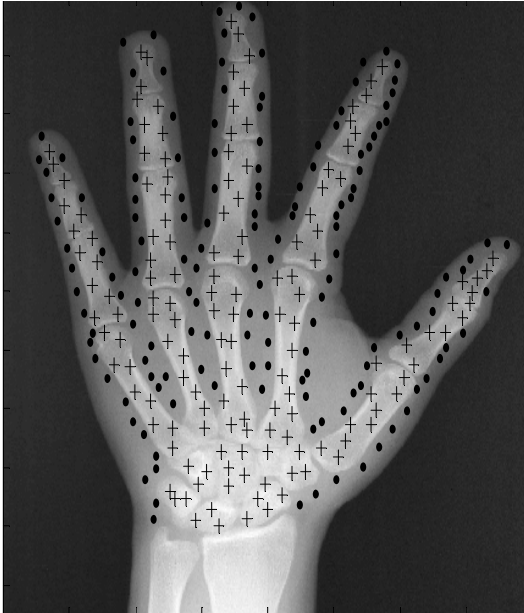
EKLER



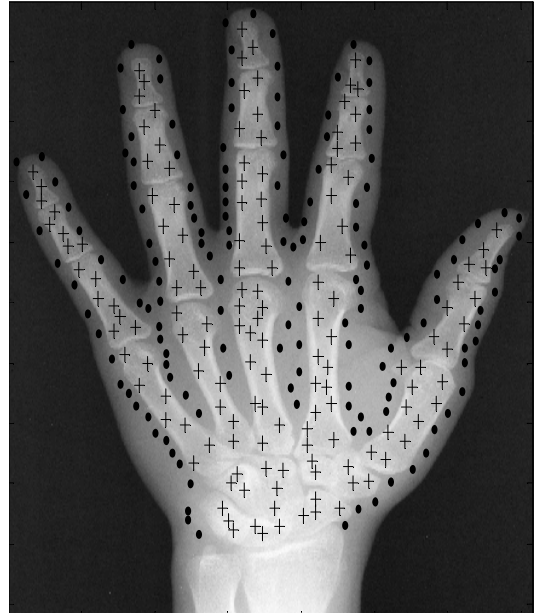
Şekil A.1 : 3229 görüntüsü için test kümesi



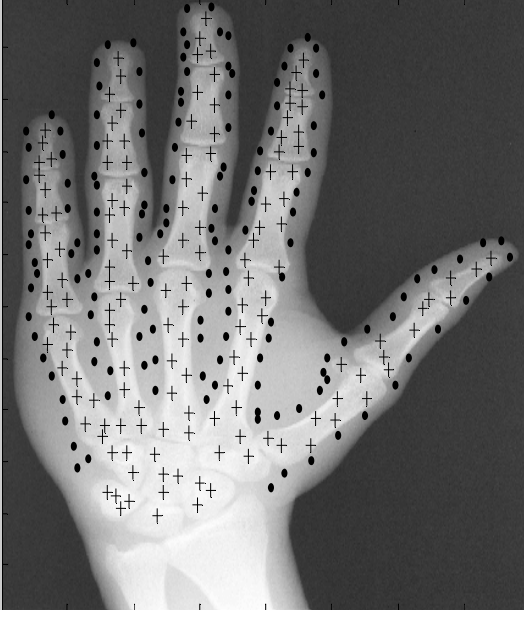
Şekil A.2 : 3842 görüntüsü için test kümesi



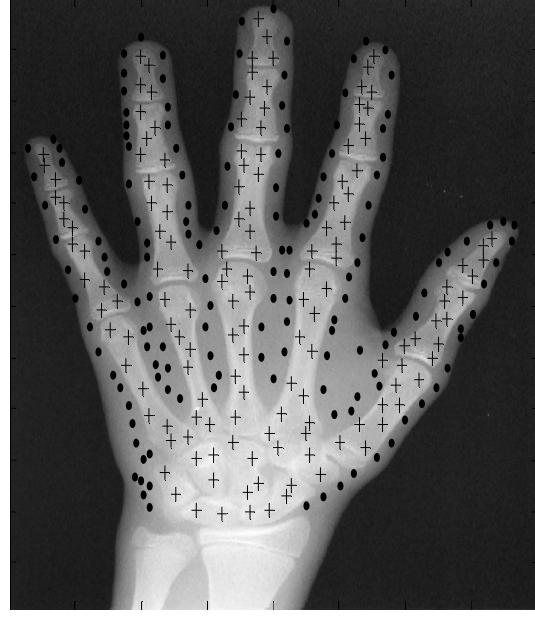
Şekil A.3 : 4335 görüntüsü için test kümesi



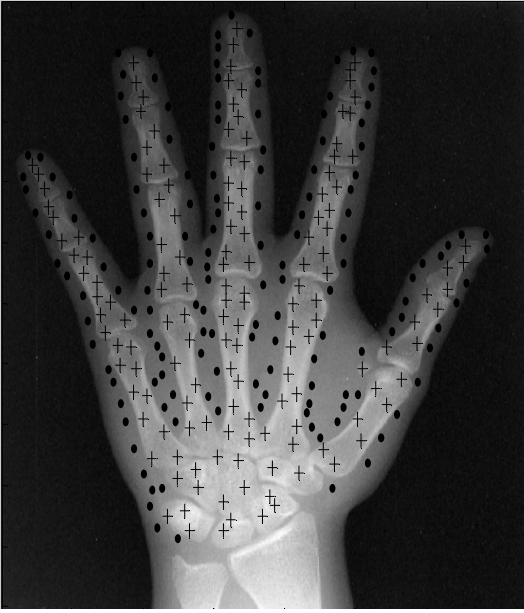
Şekil A.4 : 4482 görüntüsü için test kümesi



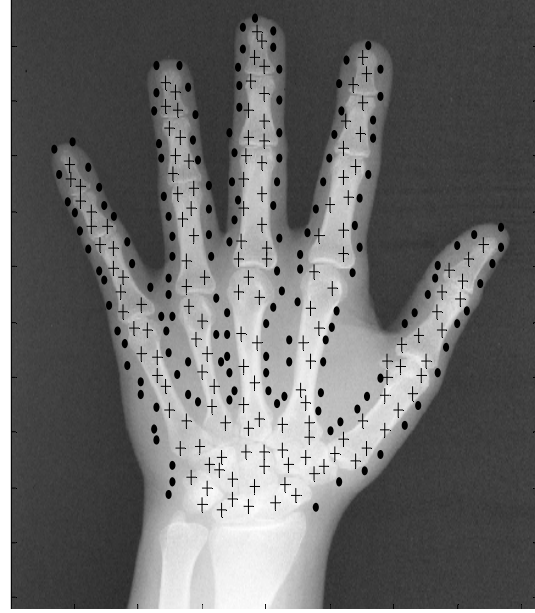
Şekil A.5 : 4494 görüntüsü için test kümesi



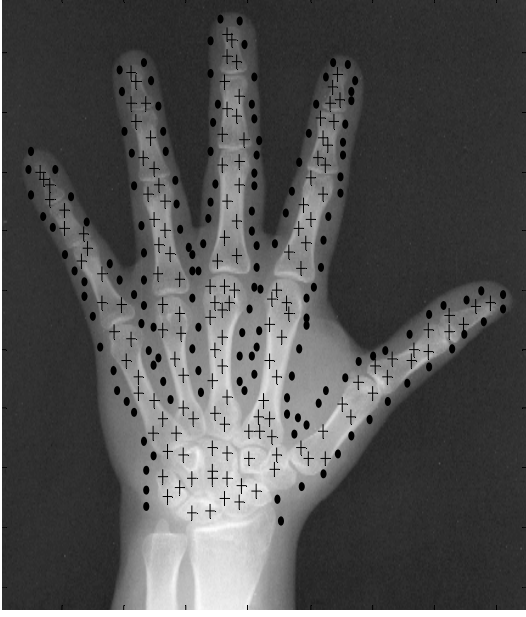
Şekil A.6 : 4524 görüntüsü için test kümesi



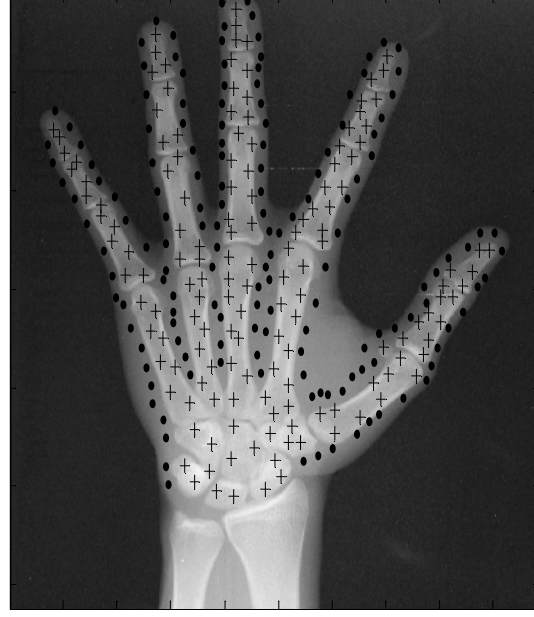
Şekil A.7 : 5104 görüntüsü için test kümesi



Şekil A.8 : 5209 görüntüsü için test kümesi



Şekil A.9 : 5268 görüntüsü için test kümesi



Şekil A.10 : 5365 görüntüsü için test kümesi

ÖZGEÇMİŞ

Müh. Ayhan YÜKSEL, 1982 senesinde İstanbul'da doğdu. 2000 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi'nin Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü'nü kazandı. 2005 yılında Yüksek Onur Listesi derecesiyle bölümünü sekizinci olarak bitirip, aynı yıl İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı olan Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans Programı'na kabul edildi. Yüksek lisans öğreniminde TÜBİTAK Yurtiçi Yüksek Lisans Burs Programından yararlanmaya hak kazandı.

Aralık 2006'da İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi'nin Elektronik Anabilim Dalı'na Araştırma Görevlisi olarak kabul edildi. Halen bu görevini sürdürmektedir.