



**RETİNAL GÖRÜNTÜLERDE OPTİK DİSKİN
ÖNERİLEN HİBRİT YAKLAŞIMLAR İLE
BÖLÜTLENMESİ**

Merve PARLAK BAYDOĞAN

Yüksek Lisans Tezi

**Yazılım Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Seda ARSLAN TUNCER
ŞUBAT-2018**

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RETİNAL GÖRÜNTÜLERDE
OPTİK DİSKİN ÖNERİLEN HİBRİT YAKLAŞIMLAR İLE BÖLÜTLENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Merve PARLAK BAYDOĞAN
(142137105)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: : 09.02.2018

Tezin Savunulduğu Tarih : 09.02.2018

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Seda ARSLAN TUNCER (F.Ü) 

Diğer Jüri Üyeleri: Prof. Dr. Engin AVCI (F.Ü) 
Doç. Dr. Muhammed Fatih TALU (İ.Ü) 

ŞUBAT-2018

ÖNSÖZ

Bu Yüksek Lisans Tezi çalışmasında, retinal görüntüler üzerinde yarı otomatik olan iki farklı algoritmanın başka bir algoritmayla birleştirilmesi ve sonuçların karşılaştırılmasına ayrıntılı olarak yer verilmiştir.

Tez çalışması sürecinde danışmanlığımı üstlenerek bana çalışmalarımı yürütmemde her zaman destek veren, danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Seda ARSLAN TUNCER'e teşekkürlerimi borç bilirim.

Hayatım boyunca hiçbir zaman benden desteğini esirgemeyen değerli aileme, her zaman yanımda olup, bana destek olan eşim Cem BAYDOĞAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Merve PARLAK BAYDOĞAN

ELAZIĞ-2018

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET	V
SUMMARY	VI
ŞEKİLLER LİSTESİ	VII
TABLOLAR LİSTESİ	IX
KISALTMALAR.....	X
SEMBOLLER LİSTESİ	XI
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Taraması ve Önceki Çalışmalar	6
1.2 Görüntü İşleme ve Kavramları	9
1.2.1 Görüntü İşleme	9
1.2.2 Dijital Görüntü	9
1.2.3 Görüntü Türleri.....	11
1.2.4 Görüntü Eşikleme.....	14
1.2.5 Histogram İşlemleri.....	15
1.2.6 Görüntü Filtreleme İşlemleri	16
1.2.7 Görüntü Onarım İşlemleri	17
1.2.8 Görüntü Maskeleye İşlemleri	17
1.3 Tıbbi Görüntüleme Türleri	18
1.3.1 Röntgen	18
1.3.2 Manyetik Rezonans Görüntüler.....	19
1.3.3 Sintigrafi	20
1.3.4 X-Işınları	20
1.3.5 Fundus Floresein Anjiyografisi	21
1.4 Göz ve Retina	22
1.4.1 Optik Disk	23
1.4.2 Retinal Hastalıklar	24

2.	BÖLÜTLEME	25
2.1	Giriş	25
2.2	Bölütleme Algoritmalarında Kullanılan Yöntemler	26
2.2.1	Tamamıyla Elle Sınır Bulma	26
2.2.2	Tamamıyla Otomatik Sınır Bulma	26
2.2.3	Otomatik Bulunan Sınırların Elle Düzeltilmesi	27
2.2.4	Elle belirlenen sınırların otomatik düzeltilmesi	27
2.3	Görüntü Bölütleme	27
2.3.1	Kümelemeye Dayalı Bölütleme	28
2.3.2	Kenar Tabanlı Bölütleme	29
2.3.3	Bölge Tabanlı Bölütleme	31
2.3.4	Eşikleme	31
3.	YAPILAN ÇALIŞMALAR	33
3.1	Problem Tanımı	33
3.3	Materyal	34
3.4	Uygulama Adımları	34
3.4.1	Önişleme	35
3.4.2	L_1 -Minimizasyon Yöntemi	41
3.4.3	Region Growing	42
3.4.4	Aktif Kontur Yöntemi	44
3.4.5	Optik Disk Bölütleme	46
3.5	Performans Değerlendirmesi	47
3.5.1	Jaccard Benzerlik İndeksi	47
3.5.2	Dice Benzerlik İndeksi	47
4.	SONUÇLAR ve TARTIŞMA	51
	KAYNAKLAR	53
	ÖZGEÇMİŞ	58

ÖZET

Tıbbi görüntüleme, insan vücudunun içyapısının çeşitli görüntüleme araçları ile görülebilmesini sağlayarak hastalık teşhis ve tedavide önemli rol oynamaktadır. Geliştirilen bilgisayar teknolojileri ile retina görüntülerindeki hastalıkların tespiti ve teşhisi daha hızlı yapılabilmektedir. Retinal göz hastalıklarının erken teşhisi ve tedavisi, görme kaybını önlemek için önemlidir. Retinal görüntü üzerindeki damar yapıları, optik disk vb. morfolojik yapıların konumu ve bu yapılar üzerinde meydana gelen bozulmaların tespiti hastalık teşhisi ve takibi için çok önemlidir. Hekimlerin optik disk üzerindeki anormallikleri belirlerken ki yorgunluk gibi fiziksel sebeplerden dolayı hatalı tanımlar tespit edilebilmektedir. Hata oranını ve hekimlerin iş yükünü azaltmak, hastalığın teşhisine yönelik parametrelerin belirlenmesini hızlandırmak için otomatik sistemlere ihtiyaç duyulmuştur. Büyük veri yığınlarının görsel açıdan incelenmesi ve analiz edilmesi özellikle sağlık çalışanları için çok büyük bir iş yükünü beraberinde getirmektedir. Bu durum göz önünde bulundurularak tam otomatik sistemlerin geliştirilip kullanılması bu yükü kayda değer ölçüde azaltacaktır.

Bu çalışmada optik disk bölütleme amacıyla, yarı otomatik bölütleme yöntemleri lokalizasyon yöntemiyle birleştirilerek tam otomatik bölütleme yapılmış, yapılan çalışma sonucu yöntemlerin optik disk bölütlemedeki performansı belirlenmiş ve değerlendirilmiştir. Bu amaçla yapılan çalışmada morfolojik işlemlerden, L_1 minimizasyon algoritmasından, aktif kontur yönteminden ve region growing algoritmasından bahsedilerek, retinal görüntülerde ki optik diskin konumunun belirlenmesi ve bölütlenmesi için hibrit bir yöntem önerilmektedir.

Optik disk tespiti için geliştirilen hibrit yöntem, Fırat Üniversitesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalından sağlanan birçok görüntü üzerinde test edilmiş olup; oldukça ümit verici sonuçlar elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Görüntü İşleme, Bölütleme, L_1 -Minimizasyonu Algoritması, Aktif Kontur, Bölge Büyütme

SUMMARY

DISTRIBUTION OF RETINAL IMAGES WITH OPTIC DISKIN PROPOSED HYBRID APPROACHES

Medical imaging plays an important role in diagnosis and treatment by ensuring that the internal structure of the human body can be seen with various imaging tools. Detection and diagnosis of diseases in retinal images can be done more quickly with developed computer technologies. Early diagnosis and treatment of retinal eye diseases is important to prevent vision loss. Vascular structures on the retinal image, optic disc, etc. the location of the morphological structures and the deterioration of these structures are very important for the diagnosis and follow-up of the disease. Faults can be detected due to physical reasons such as fatigue when physicians identify abnormalities on the optical disc. Automatic systems were needed to reduce the error rate and the workload of the physicians, and to speed up the identification of parameters to diagnose the disease. Visual examination and analysis of large data sets brings with it a huge workload especially for healthcare workers. Considering this situation, the development and use of fully automatic systems will reduce this load considerably

In this study, semi-automatic segmentation methods are combined with localization method for optical disk segmentation and fully automated segmentation is performed. The performance of the end result methods in optical disk segmentation is determined and evaluated. For this purpose, a hybrid method is proposed for the determination and segmentation of the optical dyskin location in retinal images by mentioning the L1 minimization algorithm, active contour method and region growing algorithm from the morphological operations.

The hybrid method developed for optical disc detection has been tested on many images obtained from Fırat University Ophthalmology Department. very promising results have been achieved.

Key Words: Image Processing, Segmantation, L₁-Minimization Algorithm, Active Contour, Region Growing

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1.	Fundus kamera ve kamera ile elde edilen görüntü.....	2
Şekil 1.2.	Retinal Görüntüde Optik Disk	4
Şekil 1.3.	Görüntü işleme adımları	5
Şekil 1.4.	Görüntü oluşumu ve sayısallaştırılması	10
Şekil 1.5.	Örnek görüntü (a) ve belli bir kısmındaki piksellerin büyütülmüş hali (b).....	10
Şekil 1.6.	Gri seviye görüntü örneği	11
Şekil 1.7.	RGB uzayına göre renklerin oluşturulması.....	11
Şekil 1.8.	RGB Uzayı.....	12
Şekil 1.9.	Gri seviye renk paleti	12
Şekil 1.10.	Gri seviyeli, örnek bir görüntü ve piksel değeri.	13
Şekil 1.11.	Örnek ikili görüntü.....	14
Şekil 1.12.	Eşikleme öncesi ve sonrası görüntüleri.....	14
Şekil 1.13.	Örnek fundus görüntünün histogramı	15
Şekil 1.14.	Karşıtlık Örneği	16
Şekil 1.15.	Average filtresi uygulanmış fundus görüntüsü	17
Şekil 1.16.	X ışını projeksiyon radyografisi görüntüsü.....	18
Şekil 1.17.	Röntgen görüntüsü	19
Şekil 1.18.	Orbita MR (Göz MR).....	19
Şekil 1.19.	Örnek nükleer tıp görüntüsü	20
Şekil 1.20.	Göz ultrason görüntüsü.	21
Şekil 1.21.	FFA ile Retina Görüntüsü.....	22
Şekil 1.22.	Normal göz anatomisi	22
Şekil 1.23.	Retina üzerindeki yapılar	23
Şekil 1.24.	Optik disk görünümü	24
Şekil 1.25.	Yaşa bağlı makula dejenerasyon hastalığı	24
Şekil 2.1.	(a) Orijinal görüntü (b) Bölütlenmiş görüntü.....	27
Şekil 2.2.	Görüntü bölütlemeye seviye dağılımı	28
Şekil 2.3.	Kümelemeye dayalı bölütleme.	29
Şekil 2.4.	Kenar Türleri.....	29
Şekil 2.5.	Örnek (a) Fundus görüntü(b) Roberts filtresi (c) Prewit filtresi	30

Şekil 2.6.	Tekli eşik değeri olan histogram (a) Çoklu eşik değeri olan histogram(b).....	32
Şekil 3.1.	Sistemin çalışma şeması	34
Şekil 3.2	Tez kapsamında yapılan çalışmaların akış diyagramı	35
Şekil 3.3.	3x3 yapısal elemanı ile genişletme işlemi	37
Şekil 3.4.	3x3 yapısal elemanı ile aşındırma işlemi	37
Şekil 3.5.	Ortalama filtre uygulanmış görüntü	39
Şekil 3.6.	Ortlama filtre uygulanmış görüntünün kenar bileşenlerinin yok edilmesi	39
Şekil 3.7.	Kenar bileşenleri yok edilen görüntünün genişletilmiş minimum noktalarının oluşturulması	39
Şekil 3.8.	Alt değer filtrelemesi yapılmış görüntü	40
Şekil 3.9.	Alt değer filtrelemesi yapılmış görüntünün tonlarının açılması	40
Şekil 3.10.	Tonu açılmış görüntünün kenar bile+şenlerinin yok edilmesi.....	40
Şekil 3.11.	Kenar bileşenleri yok edilen görüntünün genişletilmiş minimum noktalarının oluşturulması	41
Şekil 3.12.	L_1 minimizasyon kullanılarak lokalize edilmiş optik disk örnekleri	42
Şekil 3.13.	(a) Region growing başlangıcı (b) Birkaç iterasyon sonra büyüme aşaması.....	43
Şekil 3.14.	Aktif Kontur Yöntemi kullanılarak bölütlenmiş optik disk sonuçları	46
Şekil 3.15.	Hibrti yöntem ile bölütlenmiş optik disk sonuçları.....	46
Şekil 3.16.	Region Growing ile bölütlenmiş optik diskin Dice ve Jaccard benzerlik.....	48
Şekil 3.17.	Aktif kontur ile bölütlenmiş optik diskin Dice ve Jaccard benzerlik.....	49

TABLÖLAR LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1 Region growing ile aktif kontörün Dice ve Jaccard oranları ile karşılaştırılmalı tablosu.....	49
Tablo 3.2 Optik disk bölütlenmesi ile ilgili yapılan diğer çalışma sonuçları	49
Tablo 3.3 Optik disk konumunu belirlemedeki başarımlar oranları	50



KISALTMALAR

MR	: Manyetik Rezonans
AKM	: Aktif Kontur Modeli
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CDR	: Cup/disk oranı
DP	: Diyabetik Retinopati
FFA	: Fundus Floresein Anjiografisi
OD	: Optik Disk
RGB	: Renkli Görüntü
YBMD	: Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu

SEMBOOLLER LİSTESİ

Δ	: Pikseller arasındaki hata değeri
R	: Bulunduğu bölgede komşu herhangi iki pikselin değeri
T	: Eşik değeri
A	: İşlenecek imge
B	: Yapı elemanı
Z^2	: Uzay
$\oplus$	: Genişletme operatörü
$\ominus$	: Aşınma operatörü
$\circ$	: Açma operatörü
$\bullet$	: Kapama operatörü
v_n	: Sözlük matrisi
μ_R	: Yeni bulunan bölge

1. GİRİŞ

Görüntü işleme elektronik görüntü haline getirilen görüntüleri girdi olarak alıp görüntü üzerinde istenilen değişiklikleri yaparak sonuç elde etme işlemidir. Resimler analog ortamdan dijital ortama aktarıldığı için resim üzerinde bozukluklar meydana gelir. Bu hataları düzeltmek için görüntü işleme tekniklerinden faydalanılır.

Son yıllarda sağlık alanında tıbbi görüntü işleme ve bununla birlikte fundus görüntü analizi konularında birçok çalışma yapılmaktadır. Fakat yapılan bu çalışmaların zamanla ortaya çıkan başarısızlık durumları için daha da geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Başarı oranı ne olursa olsun otomatik sistemler, bir hastalığın teşhisinde ya da optik disk gibi sadece belirli bölgenin bölütlenmesi durumunda, hiçbir zaman %100 oranında güvenilemeyeceği için sağlık çalışanları tarafından da son kontroller yapılmaktadır. Yani otomatik sistemlerden elde edilen sonuçlar tekrar sağlık çalışanları tarafından da kontrol edilmektedir.

Optik disk tespiti alanında birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen bu çalışmalar bazı sebeplerden dolayı yetersizdir. Örneğin birçok yöntemde istenilen bölgenin sağlık çalışanı tarafından manuel olarak seçilmesi gerekmektedir ve bundan dolayı sistemler tam otomatik olarak adlandırılmaz. Bu şekilde yapılmış bir bölütleme de sağlık çalışanının o an ki fiziksel yorgunluğu gibi başka faktörler bölütlemenin başarısını etkileyebilmektedir. Başarılı etkileyecek başka bir faktör ise değişik görüntü koşullarından dolayı fazla veya eksik bölütleme yapma gibi durumlar ile de karşılaşmaktadır.

Bu tez çalışmasında göz hastalıkları teşhisinde önemli bir parametre olan optik diskin iki farklı yöntemin hibrit şekilde birleştirilmesi ile bölütlenmesi işlemi yapılmıştır. 30 adet fundus görüntü üzerinde L_1 minimizasyon algoritması ile konumu belirlenen optik disk görüntüleri hem region growing ehemde aktif kontüre giriş olarak verilmiştir. Ve bu iki yöntem ile bölütleme yapıp sonuçları karşılaştırılmıştır. Yarı otomatik yöntemler olan region growing ve aktif kontür yöntemleri tam otomatik hale getirilmiştir. Optik disk konumunun L_1 minimizasyon algoritması ile belirlenmesi manuel olarak belirlemelerden oluşabilecek çevresel faktörleri ortadan kaldırmaktadır.

Bu çalışmada hibrit yöntem kullanılarak optik diskin segmentasyonu alanında yapılan çalışmalara katkı sağladığı düşünülmektedir. Manuel olarak işaretlemelerden doğacak

problemleri en aza indirmek, optik diskin konumunu tespit etmek için bir yöntem kullanılmıştır. Fundus görüntüde tespit edilen optik disk, uygulanan algoritma ile segmente edilmiştir ve performans açısından oldukça başarılı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir.

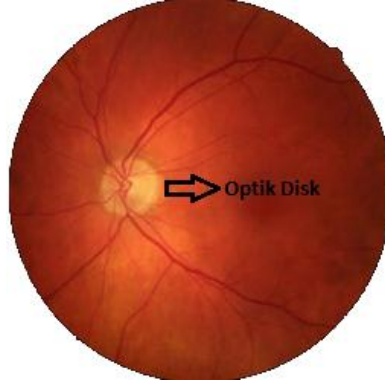
Tıbbi görüntüleme, insan vücudunun içyapısının çeşitli görüntüleme araçları ile görülebilmesini sağlayarak hastalık teşhis ve tedavide önemli rol oynamaktadır. Tıbbi görüntülerin elde edilmesinde ilk aşama x ışınları ve röntgen cihazının keşfi ile başlamıştır. Tıbbi görüntülemede veriler bilgisayarlı tomografi, MR (Manyetik Rezonans), ultrason gibi yöntemler ile elde edilmektedir. MR cihazı ile 3 boyutlu medikal görüntüler elde edilmektedir. Günümüzdeki en gelişmiş ve en zararsız medikal görüntü elde etme cihazıdır. Bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı bilgisayarlı kesit görüntüsü oluşturmaktadır. Ultrason cihazı görüntüler üzerinde işlem yapıldığı sırada görüntünün monitör ekranında izlenebilmesini sağlamaktadır. Bilgisayar ve sağlık alanında yapılan çalışmaların artması ile birlikte farklı cihazlardan elde edilen tıbbi görüntüler üzerinde otomatik görüntü işleme ve analiz aşamalarını gerçekleştirip, hastalık teşhis ve tedavisini belirlemek amacıyla görüntü işleme teknikleri kullanılmaktadır. Çalışmada optik diskin bölütlenmesi amacı ile Şekil 1.1’de fundus kamera ve kamera ile elde edilmiş görüntülere yer verilmiştir.



Şekil 1.1. Fundus kamera ve kamera ile elde edilen görüntü [1]

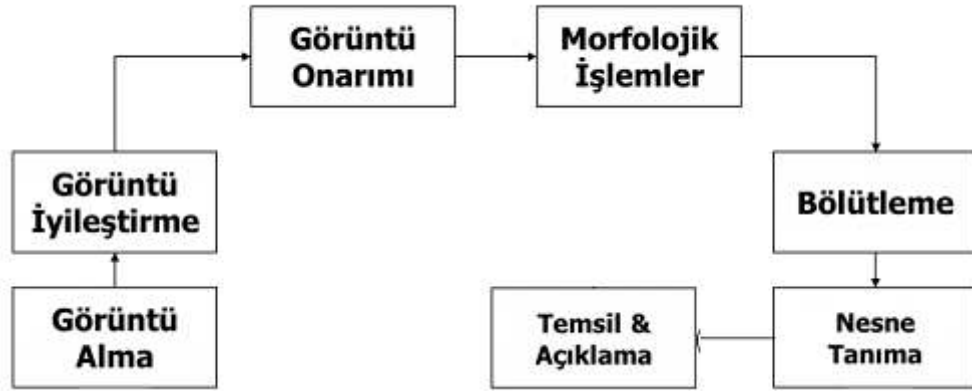
Geliştirilen bilgisayar teknolojileri ile retina görüntülerindeki hastalıkların tespiti ve teşhisi daha hızlı yapılabilir. Retinal göz hastalıklarının erken teşhisi ve tedavisi, görme kaybını önlemek için önemlidir. Retinal görüntü üzerindeki damar yapıları, optik disk vb. morfolojik yapıların konumu ve bu yapılar üzerinde meydana gelen bozulmaların tespiti hastalık teşhisi ve takibi için çok önemlidir [1]. Örneğin, Diyabetik Retinopati, YBMD (Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu), Glukoma vb. bazı hastalıklar retinal görüntüler üzerindeki dejenerasyonlardan tespit edilebilmektedir. Özellikle göz için hayati önem taşıyan DP (Diyabetik Retinopati) ve glukoma gibi hastalıkların tespiti için ilk aşamayı optik diskin tespiti oluşturmaktadır. Optik diskin anormal boyuta gelmesi glukoma hastalığının belirtisi olabilmektedir. Hekimlerin optik disk üzerindeki anormallikleri belirlerken ki yorgunluk gibi fiziksel sebeplerden dolayı hatalı tanımlar tespit edilebilmektedir. Hata oranını ve hekimlerin iş yükünü azaltmak, hastalığın teşhisine yönelik parametrelerin belirlenmesini hızlandırmak için otomatik sistemlere ihtiyaç duyulmuştur. Büyük veri yığınlarının görsel açıdan incelenmesi ve analiz edilmesi özellikle sağlık çalışanları için çok büyük bir iş yükünü beraberinde getirmektedir. Bu durum göz önünde bulundurularak tam otomatik sistemlerin geliştirilip kullanılması bu yükü kayda değer ölçüde azaltacaktır [2].

Optik disk, genelde retinanın ortasında konumlanmış sarımsı renkte, parlak ve oval disk görünümünde olan optik sinir başlarının gözden çıktığı ve optik sinirlerin retinaya bağlandığı kısımdır. İçerisinden kan damarları geçen ve ışık algılayıcısı olmayan bölgedir. Ortalama çözünürlüğü olan retinal görüntülerde optik diskin çapı yaklaşık 80-100 pikseldir [3]. Retina üzerinde ki optik disk yapısı Şekil 1.2’de ki gibi görünmektedir. Retinal görüntülerde ki optik diskin belirlenmesi hastalığın teşhisi ve takibinde birçok işlem için ilk aşamayı oluşturmaktadır. Örneğin retinal kan damarlarının belirlenebilmesi için ilk aşama olarak optik diskin konumundan başlanılmaktadır.



Şekil 1.2. Retinal görüntüde optik disk

Görüntü bölütleme tıbbi görüntüler üzerinde en yaygın kullanılan tekniklerden birisidir. Görüntüden belirli alanları elde etme işlemine bölütleme denir. Bölütleme ile görüntü her bir bölümdeki piksellerin nitelikleri veya özellikleri aynı olan anlamlı ve benzer bölümlerden oluşan kümelere böler. Görüntü içerisindeki benzer parlaklıklar, benzer dokular ya da bu parlaklıklar ilgili görüntünün farklı bölgelerindeki nesneleri, temsil edebilir. Görüntü bölütlemenin amacı görüntüdeki nesneleri veya nesnelerin anlamlı bölümlerini temsil eden bölgelerin bulunmasıdır. Bölütleme algoritmaları genel olarak görüntüdeki yoğunluk değerine bağlı iki temel özelliğe dayanır: Süreksizlik ve Benzerlik. Bölütleme işleminin başarısı nesne tanıma veya sınıflandırmanın performansını belirler. Bu tez çalışmasında fundus görüntü verileri üzerinde retinal hastalıkların teşhisinde önemli rol oynayan optik diskin tam otomatik bölütlenmesi üzerine çalışılmıştır. Görüntüdeki anlamlı bölgelerin tespit edilmesi hekim ve sağlık çalışanlarının iş yükünü azaltıp, hızlandırarak daha doğru sonuç elde etmelerine olanak sağlamaktadır. Şekil 1.3'te görüntü işleme adımları içerisinde bölütlemenin yeri gösterilmiştir.



Şekil 1.3. Görüntü işleme adımları

L_1 minimizasyon algoritması düzeltmelerin mutlak değerlerinin ağırlıklı toplamını minimize eden bir kestirim yöntemidir [5]. Değişken seçimi, sinyal ve görüntü işleme için iteratif olarak yeniden ağırlıklandırılmış L_1 minimizasyon algoritması yaygın olarak kullanılmaktadır [4-5].

Region growing, başlangıçtaki çekirdek noktalarının seçilmesi ve komşu piksellerin yoğunluk değeri, renk benzerliği gibi bazı özelliklere bağlı olarak bölgeye eklenmesine dayanan görüntü bölütleme tekniğidir. Bu yöntemde komşu pikseller belirli eşik değerinin altına düşerse iterasyon tekrarlanır. Region growing tekniğinin işlem adımları, ortaya çıkan bölgenin yüzdesi hesaplanarak tüm bölgeyi sınırlayabilecek bir disk tahmin edilir ve bu diskin yarıçapı kaydedilir. Keskin bir yoğunluk değişimi gözlemlendiğinde disk o noktaya kadar büyütülür. Bu değişiklik diskin çevresini işaretler ve son durumdaki diskin yarıçapı kaydedilir. Yapılan bu tez çalışmasında retinadaki optik diskin bölütlenmesi aşamasında region growing tekniği kullanılmıştır [6].

Yarı otomatik bölütleme, bölütleme işleminin belirli bir aşamasında uzmanlarında sisteme dâhil olması ile yapılan işlemdir. Tıbbi görüntüler üzerinde yarı otomatik bölütleme yaparken sistemdeki bazı değişkenlerin ayarlanması veya başlangıç değerlerinin belirlenmesi aşamasında uzmanın da sisteme dâhil olması ile gerçekleşir. Bu yöntem uzman bilgisi de içerdiği için daha yüksek başarımla sahip olmasına rağmen uzmanlar açısından yorucu ve zaman alıcıdır [7].

Aktif kontur yarı otomatik bölütlemeye kullanılan en yaygın yarı otomatik bölütleme tekniklerinden birisidir. Aktif kontur modeli (AKM), bölütlemek istenilen nesnenin

sınırları etrafında eğri oluşturarak görüntüdeki diğer bölgelerden bölütlemek amacıyla kullanılan yöntemdir. Aktif kontur modeli bozunabilir modellerin içerisinde en çok kullanılan model tabanlı bir metottur. Bozunabilir modellerde iç, dış ve imge kuvvetlerinin etkisi ile segmentasyon yapılır. Aktif kontur modeli iterasyon ile enerji fonksiyonunu minimize ederek yarı otomatik bölütleme yapmayı sağlayan yöntemdir [8]. Optik sınıra yakın olacak şekilde kullanıcı tarafından seçilen başlangıç noktası enerji minimizasyonu yapılarak eğriyi oluşturacak yol belirlenir [9]. Başka bir deyişle optik diskin iç veya dış kısmına bir eğri çizmekte; eğri optik diskin şeklini alacak şekilde iterasyonlar yapılarak oluşturulan enerji minimizasyonu ile eğri hareket edip segmentasyonu sağlamaktadır [10-11].

Bu tez çalışmasında birçok göz hastalığının teşhis ve tedavisinde öncelikli kontrol edilen optik diskin tam otomatik olarak bölütlenmesi amacıyla medikal görüntülerin incelenmesi, aktif kontur, L_1 minimizasyon algoritması, Region growing konuları araştırılmıştır. L_1 minimizasyon algoritması ile konumu tespit edilen optik disk görüntüsü ilk önce aktif kontur yöntemi ile bölütlenmiştir. L_1 minimizasyon algoritması ile konumu tespit edilen aynı optik disk görüntüsü region growing algoritması ile de bölütlenmiştir. Daha sonra ortaya çıkan iki bölütleme sonucu karşılaştırılmıştır. Tez çalışması dört bölümden oluşmaktadır. Tez çalışmasının 1. bölümünde görüntü işlemenin temel kavramları ve medikal görüntü elde edilen cihazlar hakkında bilgi verilmiştir. 2. bölümünde bölütleme ve temel bölütleme kavramları üzerinde analizler yapılmıştır. 3. bölümünde yapılan çalışmalar, uygulama adımları ve performans değerlendirmesi açıklanmaktadır. 4. bölümde ise sonuç kısmında yapılan çalışmalar özetlenerek bu konu üzerinde inceleme yapacak araştırmacılara yol göstermesi amaçlanmıştır.

1.1 Literatür Taraması ve Önceki Çalışmalar

Literatür taramasında optik disk ile yapılan bölütleme çalışmalarına yer verilmiştir. Literatürde optik diskin konumunun belirlenmesi için yapılan çalışmalar incelendiğinde morfolojik işlemler, kenar çıkarma filtreleri, bölütleme, hough dönüşümü, eşikleme gibi birçok görüntü işleme teknikleri kullanılmıştır. Genellikle bu konu ile ilgili yapılan çalışmalarda retinal görüntüdeki optik diskin konumu veya kenarlarının bölütlenmesi ile yapılmıştır. Optik diskin konumunun tespit edilmesi, optik diskin merkezini belirleme veya optik diskin çevresini en az hata ile sınırlama yöntemleriyle yapılmaktadır. Segmentasyon ile de optik diskin sınırlarını belirlemeye çalışmaktadır.

Li ve arkadaşları piksel tabanlı gri seviyeye dönüştürülmüş retinal görüntü üzerinde piksel değerlerine bakarak parlaklıkları benzer olan bölgeleri aday bölge olarak tespit etmiştir. Daha sonra bu aday bölgelere temel bileşen analizi (PCA) uygulayarak optik disk konumu belirlemektedir [12].

Yavuz ve arkadaşları glokoma hastalığının teşhisi için optik diskin otomatik tespit edilmesi için görüntü üzerinde gürültüleri yok ederek parlaklık normalleştirildikten sonra eşikleme yöntemi ile optik diskin yeri tespit edilmiştir. 20 retinal görüntü üzerinde %85 başarı elde edilmiştir [13].

Morales ve arkadaşları retinal görüntüyü ilk olarak Temel Bileşen Analiz yöntemi ile gri skalaya dönüştürmüştür. Dönüştürülen bu görüntüye Stokastik Watershed algoritması uygulanarak optik diskin yer tespitini ve kenar bölütlemesinide gerçekleştirmiştir. 110 göz dibi görüntüsünde %86.89 başarı sağlamıştır [14].

Lalonde ve arkadaşları yeşil renk kanalı üzerinden Haar Dalgacık dönüşümü metodu ile optik diskin yerini tespit edip Hausdorff tabanlı eşleştirme yöntemi ile de kenar çıkarma işlemini gerçekleştirmiştir. 40 görüntü üzerinden %93 başarı sağlamıştır [15].

Chaichana ve arkadaşları, retinal görüntüyü Sobel Kenar Çıkartma Filtresi uygulayarak görüntü üzerindeki kenarları çıkartmıştır. Çıkartılan bu görüntü üzerinde Çembersel Hough Dönüşümü uygulanarak optik diskin yerini tespit etmişlerdir. 40 görüntü üzerinden % 97.5 başarı sağlamıştır [16].

Wang ve diğ. [17], Cut yönteminin görüntü bölütleme yönteminde yetersiz olduğu düşünülen çalışmada Cut yöntemi ile beraber L_1 minimizasyon algoritması kullanarak daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Görüntünün sınırlarını elde etmek için L_1 Minimizasyon algoritması, resmi bölütlemek için ise Ncut yöntemi kullanılmıştır. L_1 ile sınırları belirlenmiş görüntü daha düzgün veri olduğu için iç kenarlarda bozulma olmadan büyük ölçekli nesneler elde edilmiştir. Deneysel sonuçlar, bu yöntemin yalnızca Ncut yönteminin avantajlarını koruduğunu değil, aynı zamanda Ncut yönteminin eksikliklerini de geliştirdiğini ve düzelttiğini göstermektedir.

Tobin ve diğ. [18], uzaysal filtrelemeye ve Bayesian sınıflandırıcılara dayalı bir yöntem önererek, güven imgesi haritası elde ederek, retina vaskülatüründen lokal özellikler çıkarmıştır. Bu güven imaj haritasında en yüksek güven değeri olan nokta, optik disk merkezini temsil eder. Bu yöntemle optik disk algılamada %90.4 performans elde ettiler.

Bununla birlikte, yöntem optik diski saptamak için vasküler ağacın görsel niteliklerini kullandığından, bu yöntem vasküler ağacın doğru olarak belirlenmesine (çoğunlukla optik diskin yakınında) dayanır.

Foracchiaetal. [19], parametrik bir model ve optimizasyon teknikleri kullanarak ana retinal damarları tanımladıktan sonra optik disk merkezini geometrik kısıtlamalara (örn. Tüm damarların yaklaşma noktasını bulma) göre buluyorlar. Çeşitli görüntülere sahip bir veri kümesindeki doğru optik disk algılama başarısının% 98'ini bildirmişlerdir.

Parketal [20] optik diskin morfolojik özelliklerine (yani, büyük bir lokal yoğunluk değişkenliğine sahip dairesel alana) göre konumlandırılmasını önerdi. Fakat Park et al. Tarafından önerilen yöntem; [20] diyabetik belirtiler olmaksızın görüntülerde daha iyi performans gösterme eğilimindedir. Optik disk yerinin tespitinde % 90.25 başarı oranı bildirdiler ancak yöntemleri disk sınırlarını algılamıyor.

Optik disk bölgesinde mevcut lokal gri seviye değişkeni önce Sinthanayothin ve ark. Tarafından kullanılmıştır. [21]. Optik disk bölgesinde düşük yoğunluklu piksel değerleri ile karakterize edilen kan damarları ve daha yüksek yoğunluklu piksel değerleriyle karakterize edilen disk fiberi dokuları vardır. Bu nedenle, optik disk bölgesi tipik olarak diğer göz fundus görüntü bölgelerinde daha yüksek yoğunluk varyasyonuna sahiptir [21].

Welfer ve dig. [22], tarafından önerilen yöntem de optik diskin konumu ve sınırlarını belirlemek için bir yöntem sunmuşlardır. Detecting the vascular tree yöntemi ile kan damarlarının bağlı olduğu optik disk konumunu damarlar yardımı ile tespit etmiştir. Optik diskin sınırları ise watershed transform algoritması ile belirlenmiştir. Bu işlemler Drive ve DIARETDB1 veri tabanlarından alınan 40 fundus görüntü üzerinde test edilmiştir. Drive veri tabanının da görüntülerin %100 de optik diskin konumu tespit edilmiştir, %41.47 de optik disk ortalaması ile örtüşmüştür. DIARETDB veri tabanında ise görüntülerin %97.75 optik diskin konumu tespit edilmiştir, %43.65'te optik disk ortalaması ile örtüşmüştür.

Carmona ve dig. [23], yaptığı çalışmada genetik algoritmalar kullanarak göz fundus fotoğraf görüntülerinde optik sinir başını (ONH) konumlandırmak ve parçalamak için otomatik bir sistem oluşturulmasını önermektedir. Giriş olarak renkli fundus görüntü kullanılarak, optik disk sınırındaki piksellere benzer geometrik özelliklere ve yoğunluk değerlerine sahip bir dizi varsayım noktası elde edildi. Oluşturulan bu varsayım kümesi içerisinde elips şeklinde çevresi kapalı bir şekil bulmak için genetik algoritma

kullanılmıştır. Bu şekilde elde edilen elips optik disk yaklaşımı olarak kabul edilerek genetik algoritma yöntemi ile segmente edilmiştir. Segmentasyon yöntemi, glaucoma (%23.1) ve göz hipertansiyonu (%76.9) olan, Miguel Servet Hastanesi Göz Hastalıkları Servisi'ne ait bir göz fundus görüntü tabanından rasgele seçilen 55 hastaya ait 110 göz fundus görüntüsü üzerinde test edildi ve %96 başarı elde edilmiştir.

Chrastek ve dig. [24], yaptığı çalışmada körlüğe neden olan glokoma hastalığının tespiti için ilk aşama olan optik diskin bölütlenmesi Hough dönüşümü ve sabitlenmiş aktif kontur modeli ile gerçekleştirilmiştir. %72.3 başarı elde edilmiştir.

Çelik ve dig. [25] tarafından yapılan çalışmada ilk defa Graph Cut yöntemini kullanarak optik diskin bölütletmesini gerçekleştirmiştir. Çalışmada MESSIDOR veri tabanından elde edilen retina görüntülerindeki damarları ortadan kaldırmak için RGB renk uzayındaki görüntü üzerine kırmızı kanal uygulanıp ardından Graph Cut algoritması uygulanıp optik disk belirgin hale getirilmiştir. 20 görüntü üzerinde %95.2 değerinde doğruluk sonucu elde edilmiştir.

Nachour ve dig. [26] tarafından yapılan çalışmada 2D olan 4 farklı resim üzerinde Kass, Balloon, Active Balloon, (AB) ve Fast Adaptive Balloon (FAB) Active Contour Model algoritmaları kullanılarak segmentasyon işlemi yapılmıştır. 4 algoritma için ortalama doğruluk değeri: Balloon için 0.725, Kass ACM için 0.725, AB ACM için 0,987 ve FAB ACM için %0.985 sonuçları elde edilmiştir. Aynı çalışmada AB ACM ve FAB ACM yöntemleri DICOM Image kütüphanesinden alınan 25 beyin MR görüntü üzerinde de uygulanmıştır ve %97'nin üzerinde başarı elde edilmiştir.

1.2 Görüntü İşleme ve Kavramları

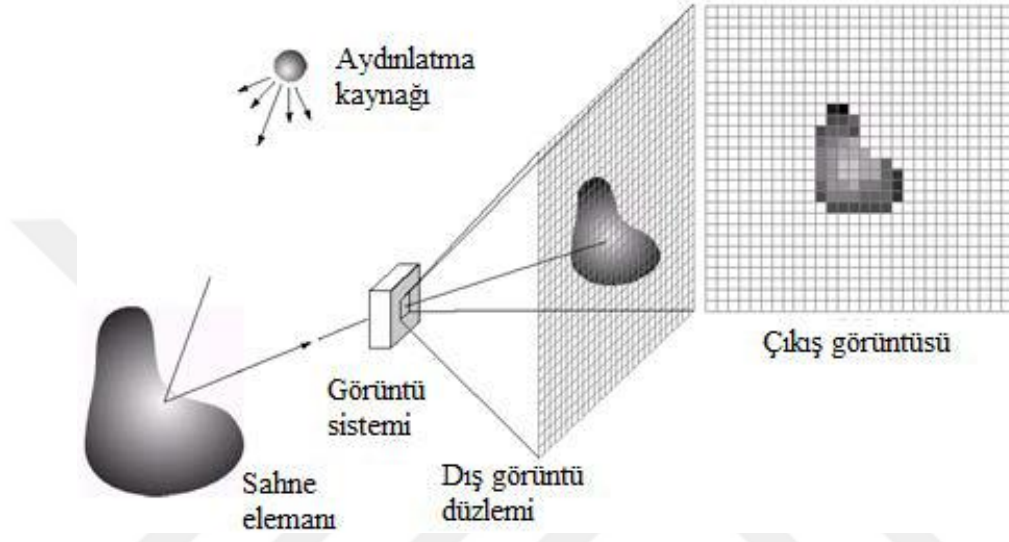
1.2.1 Görüntü İşleme

Görüntü işleme görüntü elde etme cihazı ile kaydedilmiş olan sayısal görüntü verilerinin bilgisayar ortamında amaca uygun olarak düzenlenmesidir. Başka bir deyişle görüntüdeki nesneleri veya kendine özgü özellikleri bulunan bölgeleri tanımlama olarak da ifade edilebilir. Görüntü işleme işlemi üç temel adımdan oluşur. Bunlar görüntü alma, alınan görüntüyü işleme ve işlenen görüntüyü gösterme aşamalarından meydana gelir.

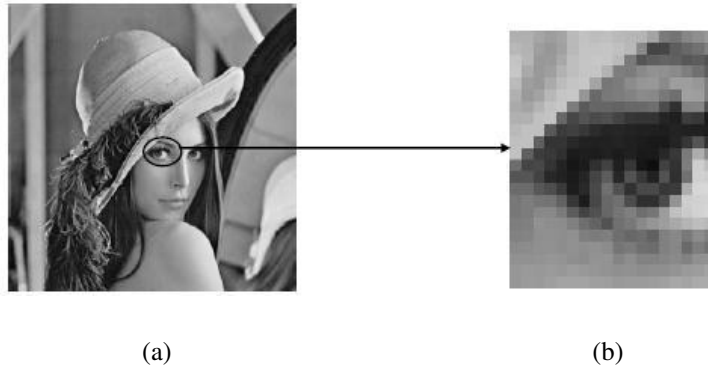
1.2.2 Dijital Görüntü

Görüntü bir cismin optik bir aygıt aracılığıyla elde edilen ve $f(a, b)$ 'de yatak (a) ve dikey (b) değerler ile temsil edilmesidir. Buradaki x ve y görüntünün uzaydaki konumunu

gösterir. $F(a, b)$ fonksiyonun değeri ise bulunduğu noktanın ışık gücünü gösterir [27]. Resimlerin en temel yapıtaşı piksellerdir. Her biri farklı veya aynı olan bu piksellerin bir araya gelmesiyle resimler oluşur. Şekil 1.4'te verilen görüntüde küçük kare piksellerin birleşmesi ile meydana gelen bir matris olarak düşünülebilir. Bu matriste bulunan tüm piksellerin kendilerine ait sayısal değerleri vardır. Renk bilgisi ise bu piksel değerleri ile belirlenmektedir [27].



Şekil 1.4. Görüntü oluşumu ve sayısallaştırılması [28]



Şekil 1.5. Örnek görüntü (a) ve belli bir kısımdaki piksellerin büyütülmüş hali (b) [14].

Elde edilen görüntünün dijital görüntü olarak işlenebilmesi için analog ortamdan sayısal ortama aktarılmalıdır. Sayısal görüntüler çok küçük karelerden oluşmaktadır. Görüntü yakınlştırılıp büyütüldüğünde bu küçük kare blokları Şekil 1.5'te ki gibi fark edilebilir. Bu noktalarda piksel olarak adlandırılır. Pikselin içerisinde ise üç temel renk bulunmaktadır. Bunlar kırmızı, yeşil ve mavi renklerin karışımıdır. Şekil 1.6'da ki gibi gri

seviye görüntüdeki piksellerin her biri 0 ile 255 arasındaki değerlerden birini alır ve tek renkli resim olarak da adlandırılabilir [29-30].

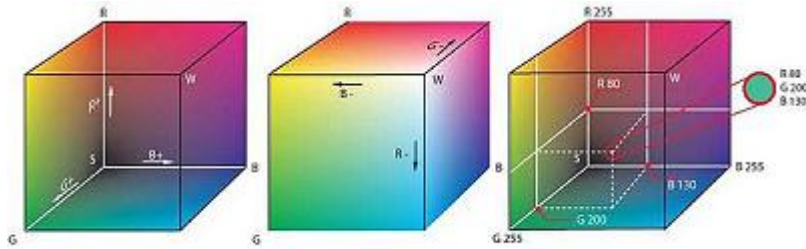


Şekil 1.6. Gri seviye görüntü örneği

1.2.3 Görüntü Türleri

1.2.3.1 Renkli Görüntü (RGB)

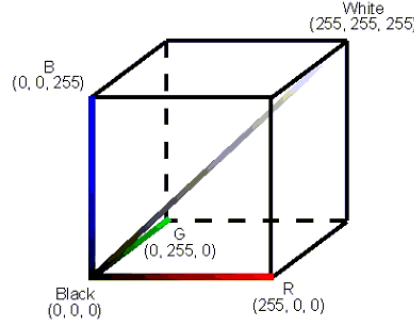
Renkli görüntüler, her bir veri bandının farklı bir renge karşılık geldiği üç bantlı tek renkli görüntü verileri olarak tanımlanabilir [6]. RGB (Renkli Görüntü) kısaltması red, green, blue (kırmızı, yeşil, mavi) renklerinin baş harflerinden oluşmuştur. Gözle görebildiğimiz tüm renkler RGB renk uzayından meydana gelmektedir. Red, green, blue renkleri tamamıyla birbirleri ile karıştırıldığında beyazı, hiç karıştırılmadığında ise siyahı oluşturur.



Şekil 1.7. RGB uzayına göre renklerin oluşturulması [33].

Renk uzayı, renklerin birbirleri ile karışım miktarlarını göstermek için kullanılan bir yoldur. Günümüzde çok fazla renk uzayı modeli bulunmaktadır. Fakat tıbbi görüntüler elde

edilirken genellikle RGB renk uzayı kullanılmaktadır [32]. RGB renk uzayı 3 boyutlu bir küp ile şekillendirilir Şekil 1.7’de RGB uzayının renklere göre oluşturulması görülmektedir.



Şekil 1.8. RGB uzayı [34]

1.2.3.2 Gri Seviyeli Görüntü

Gri tonlamalı görüntülere gri renkli veya tek renkli resim denir [35]. Grinin ana tonu beyazdır. Gri renginin hiç olmadığı durum yani 0 değeri siyah renge karşılık geliyorken, tamamen olduğu durumu ise yani 255 değeri beyaz renge karşılık gelmektedir. Renk çizelgesinde grinin 256 tane tonu bulunmaktadır. Her bir tonun temsili 8 bit ile ifade edilir. Yani $2^8 = 256$ ’dır. Tüm pikseller için kullanılmış bit sayısı, var olan birbirinden farklı parlaklık düzeylerinin sayısını belirlemektedir. Gri seviyeli görüntüler sadece parlaklık bilgisi içerir ve renk bilgisi yoktur [35]. Gri seviye renk paleti özellikle medikal uygulamalarda sık kullanılır. Çünkü medikal cihazlardan alınan görüntüler çoğu zaman sadece gri seviye tonlarını içerir. Şekil 1.9’da gri seviye renk paleti ve gri seviye renk paletindeki sayısal değerleri görülmektedir [34].



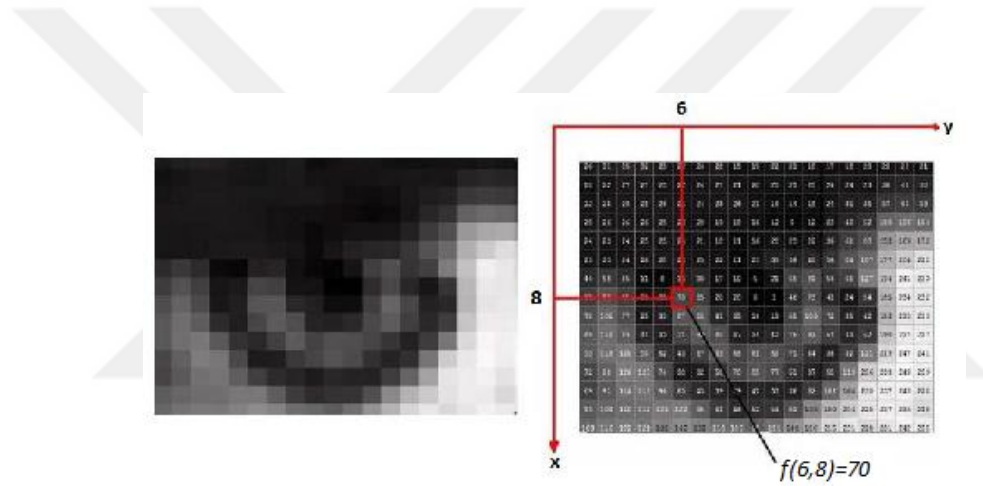
Şekil 1.9. Gri seviye renk paleti [34]

Görüntü işleme sürecinde gri seviyeli resimler büyük öneme sahiptir. Çünkü RGB formatındaki görüntüleri gri seviyeli formata dönüştürülerek görüntü işleme sürecinin

hızlandırılmasını sağlar. Görüntünün gri seviyeye dönüşme işlemi 3 katmandan oluşan RGB görüntüsünün her bir katmanı üzerinde belirli algoritmalar ve matematiksel işlemler yapılarak bulunan sonuç kırmızı, yeşil, mavi katmana atanır. Matematiksel yöntemlerden en sık kullanılanı Şekil 1.10'da ki parlaklık yöntemidir [34].

$$f(a, b) = f(a, b).R \times 0,299 + f(a, b).G \times 0,587.B \times 0,114 \quad (1.1)$$

Denklem 1'de $f(a, b).R$ (a, b) koordinatındaki pikseli kırmızı değerini, $f(a, b).G$ (a, b) koordinatındaki pikseli yeşil değerini, $f(a, b).B$ (a, b) koordinatındaki pikseli mavi değerini temsil etmektedir. $f(a, b)$ ise oluşan yeni gri ton değerini ifade etmektedir [20]. Şekil 1.10'da gri seviyeli örnek görüntü ve piksel değeri verilmiştir.



Şekil 1.10. Gri seviyeli, örnek bir görüntü ve piksel değeri [20].

1.2.3.3 İkili Görüntü

İkili görüntüler en basit görüntü türlerinden biridir ve genellikle siyah beyaz, ya da "0" ve "1" olmak üzere iki değer alabilir. Şekil 1.11'de görüldüğü gibi 0 ve 1 değerlerinde 0 değeri siyah 1 değeri ise beyaz olarak kodlanmaktadır. İkili resimler aynı bölgelere sahip olan piksel gruplarını bulmak için kullanılır. Maskeleme işlemi için ikili resimler tercih edilmektedir. İkili görüntülerin elde edilmesi aşamasında gri rengin yoğunluk dereceleri ya da renkli görüntülerde eşikleme yöntemi kullanılır [34]. İkili bir resim, piksel başına 1 bitlik bir resim olarak ifade edilir. Çünkü her pikseli temsil etmek için yalnızca bir tane ikili basamak gerekmektedir. Bu tür görüntüler üzerinde genel şekil ve ana hat bilgisi olup bilgisayar görme uygulamalarında en sık kullanılan görüntü türlerinden biridir. İkili görüntüler genellikle, eşik değerinin üzerindeki her pikselin beyaza dönüştüğü ("1") ve

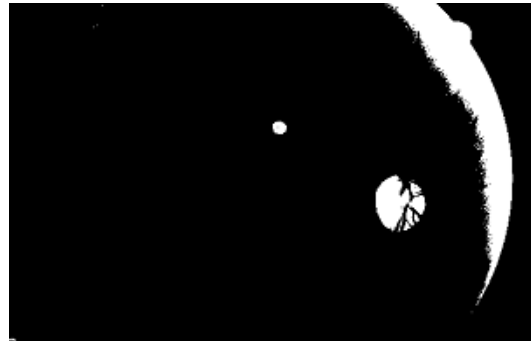
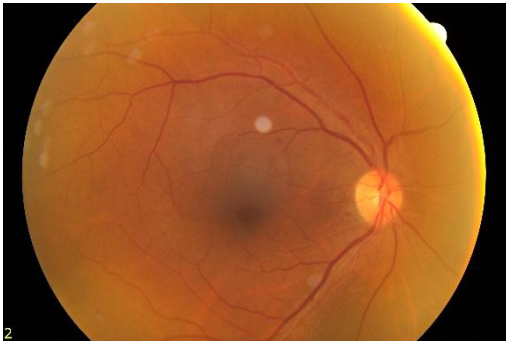
eşik değerinin altındaki değerleri siyaha ("0") dönüştüren bir eşik işlemi yoluyla gri tonlamalı görüntülerden oluşturulur. Bu süreçte çok fazla bilgi kaybolmasına rağmen elde edilen görüntü dosyası çok daha küçüktür ve depolanması ve iletilmesi daha kolay hale gelir [35].



Şekil 1.11. Örnek ikili görüntü

1.2.4 Görüntü Eşikleme

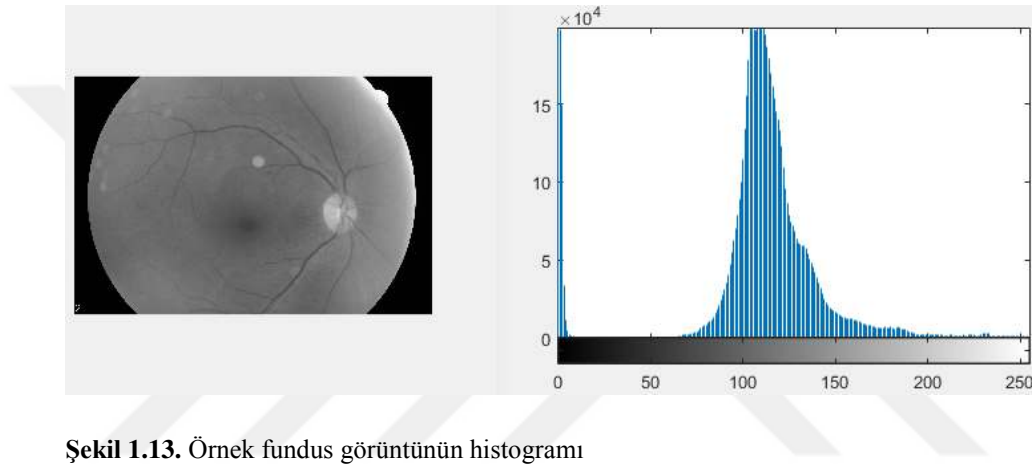
Eşikleme ile görüntüde bulunan nesneleri görüntünün arka planından çıkartmaktır. Eşikleme yapılan görüntüde, görüntünün özellikleri daha kolay belirlenebilmektedir. Eşikleme ile değişik gri tondaki resimler binary hale getirilir. Eşikleme yapmadan önce bir sınır eşik değeri belirlenir. Şekil 1.12’de belirlenen eşik değeri ile görüntü üzerinde iyileştirme yapıp nesne dışındaki yerlerde temizleme yapılmıştır. Eşik değerinden büyük olan pikselin yeni değeri 1, küçük olanın ise yeni değeri 0 olarak güncellenir. Ve bu şekilde resim siyah beyaz hale getirilmiş olur [28].



Şekil 1.12. .Eşikleme öncesi ve sonrası görüntüleri

1.2.5 Histogram İşlemleri

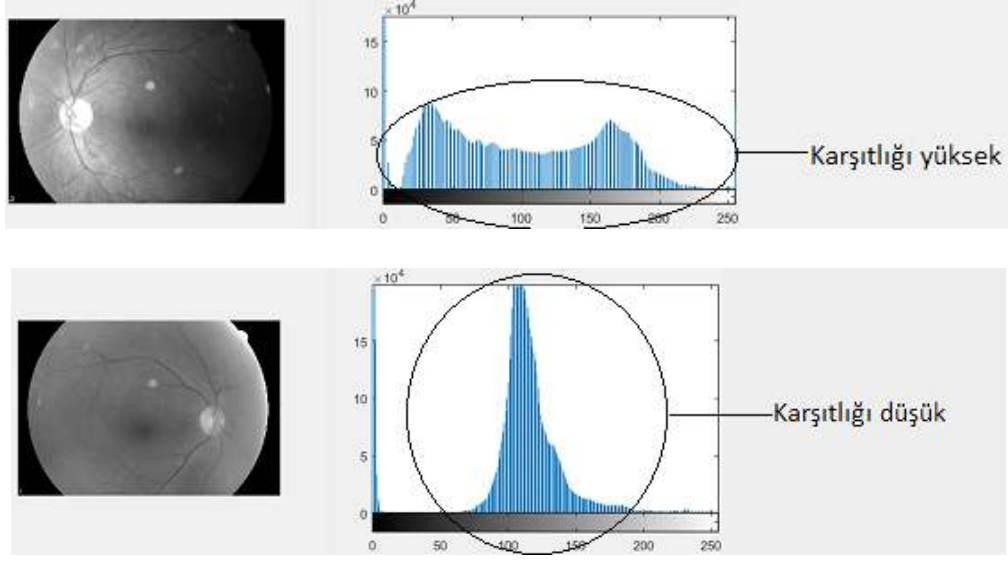
Histogram sayısal görüntülerde görüntü içerisindeki piksel değerlerinin yoğunluğunu gösteren bir grafiksel şekildir. Histogram bize görüntünün frekans bilgisini gösterir fakat konum bilgisini göstermez. Şekil 1.13'te ki şekilde görüntünün gri seviye histogramı verilmiştir [36].



Şekil 1.13. Örnek fundus görüntünün histogramı

Histogram görüntü ile ilgili önemli bilgiler verir. Koyu renkli bir resmin histogram grafiğinde yoğunluğun düşük gri seviye bölgesinde olacağı bellidir. Açık renkli bir resmin histogram grafiğinde yoğunluğun büyük gri seviye bölgesinde olacağı bellidir. Histogram grafiğinde piksel yoğunluğu bir bölgede daha fazla ise “bu görüntünün parlaklığı kötüdür” yorumu yapılabilir. İyi parlaklığa sahip görüntüde piksel sayıları tüm gri seviye değerlerine eşit yayılmış olduğunu gösterir. Sonuç olarak az yayılmış histogram grafiğinde parlaklık düşük, çok yayılmış histogram grafiğinde parlaklık yüksektir[37].

Histogram eşitleme işlemi belirli bölgede yoğunlaşmış renk dağılımını homojen olarak baştan yapılandırmaktır. Şekil 1.14'te fundus görüntü üzerinde karşıtlık örneği verilmiştir.

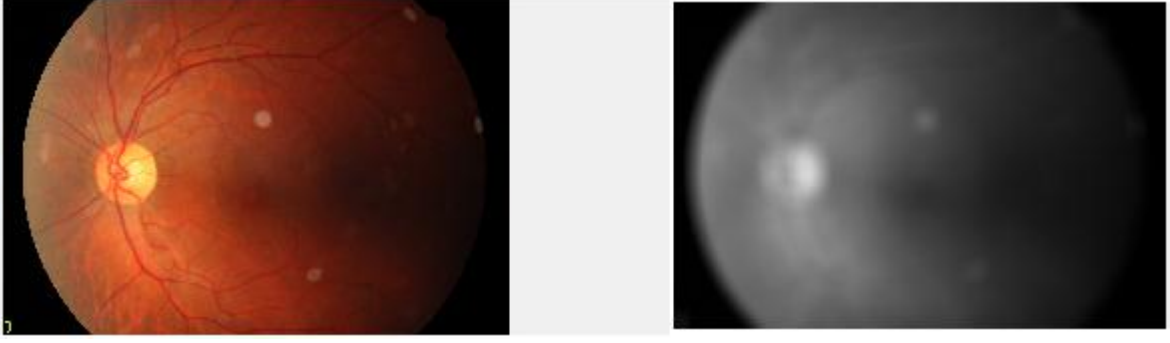


Şekil 1.14. Karşıtlık örneği

1.2.6 Görüntü Filtreleme İşlemleri

Görüntüleri elde ederken görüntüyü kayıt eden cihazda meydana gelen bir sorundan dolayı görüntünün yanlış elde edilmesi veya bazı çevre faktörlerinin yetersizliğinden dolayı görüntü üzerinde bozulmalar veya gürültüler meydana gelebilir. Böyle görüntüler üzerinde istenmeyen gürültüleri yok etmek amacıyla veya işe yarayacak önemli detayları ortaya çıkartmak için görüntü filtreleme işlemleri kullanılabilir. Filtreleme, görüntünün üzerinde matris gibi bir yapısal eleman ile görüntüdeki tüm piksellerin sayısal değerlerinin hesaplanarak güncellenmesidir. Piksellerin yeni değerleri hesaplanırken komşu piksellerinde değeri dikkate alınır [29]. Filtreleme işlemleri ile görüntüde netleşme, bazı ayrıntıları açığa çıkartma, yumuşatma, kenarları belirginleştirme veya kenarları tespit etme gibi ihtiyaç duyulan birçok işlem yapılabilir. Filtrelerin boyutları 3x3, 5x5, 7x7, 11x11 şeklinde olabilmektedir. Birçok filtreleme yöntemi bulunmaktadır:

- **Average Filtresi:** Görüntüdeki tüm pikseller etrafındaki komşu piksel değerleri ile toplanarak elde edilen toplam değerinin piksel sayısına bölünmesi ile yeni piksel değeri elde edilir ve piksel değeri güncellenir. Görüntüdeki gri pikseller arasındaki sert geçişler azalarak daha yumuşak geçişler meydana gelirken, görüntünün kenarlarında bulanıklaşma meydana gelebilir. Şekil 1.15'te average filtresi uygulanmış fundus görüntü verilmiştir [28].



Şekil 1.15. Average filtresi uygulanmış fundus görüntüsü

- **Gaussian Filtresi:** Average filtresi ile gaussian dağılımını birlikte kullanılarak elde edilmiştir. Gaussian Filtresi fourier dönüşümü olarak da adlandırılır. Bu filtre görüntüye ilk olarak yatay ekseninde uygulanıp sonra yatay ekseninden çıkan sonuç ile dikey ekseninde uygulanabilir [28].

- **Medyan Filtresi:** Median filtresi söz konusu pikselin komşuları da dikkate alınarak ortanca değer belirlenir ve yer değiştirilir. Median filtrede komşu piksel değerleri sıralanır ve ortadaki değer alınır ve bu sonuç olarak kabul edilir. Bu sonucun elde edilebilmesi için tek sayıda komşuluk seçildiğinde ortadaki değer alınırken, çift sayıda komşuluk seçildiğinde ise ortada olan iki değer toplanarak ortalaması alınır [28]. Medyan filtre çizgi ve nesnelerden bağımsız olan noktaları kaldırmak için kullanılabilir.

1.2.7 Görüntü Onarım İşlemleri

Sayısal ortama aktarılmış görüntüler üzerinde işlemlere başlamadan önce görüntülerde onarım yapılır. Görüntüdeki gürültülerin temizlenmesi, görüntüdeki belirli kısımların (yapay şekil veya nesneler) çıkarılması, parlaklık ayarının yapılması, karşıtlık ayarının yapılması onarım işlemleri olarak kabul edilir [38].

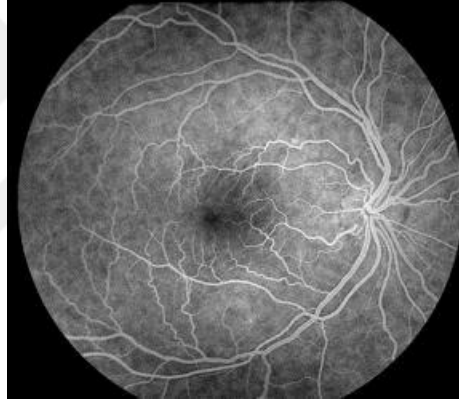
1.2.8 Görüntü Maskeleme İşlemleri

Maskeleme işlemi, resmin istenilen bölgesinin kesip çıkartılması gürültülerin giderilmesi, görüntünün netleşmesini sağlayan bir tekniktir. Maskeleme işlemi yaparken yapısal bir eleman kullanılır ve bu maske olarak adlandırılır. Maskeleme işlemin uygulama şekli ise görüntüdeki piksellerin diğer pikseller ile yeniden hesaplanmasıdır [39].

1.3 Tıbbi Görüntüleme Türleri

1.3.1 Röntgen

Röntgen cihazının keşfi X-ışınlarının bulunması ile başlamıştır. Röntgen ışınlarının diğer ışınlardan farkı dokulardan geçmesidir. Böylece dokulardaki sertlik ve yumuşaklığa göre, farklı gölgeler verir. Bundan dolayı röntgen ışınları göz ile görülemeyecek dokuları tespit edilmesini sağlar. Röntgen çekilecek hasta, röntgen ışınlarının algılaya bilen ve etrafından ışınların geçebileceği duyarlı film arasında birkaç saniye bekletilir ve bu sürede istenilen bölgeye röntgen ışınları verilir. Ve sonuçta ortaya çıkan görüntüde 3 boyutlu bir yapının 2 boyutlu bir yüzeye iz düşümü görülür [40]. Röntgen, kemik yapıları, akciğerler, göğüs, sindirim vb. birçok sistemin incelenmesi amacıyla kullanılır. Düşük doz verilerek yumuşak doku incelemeleri de yapılabilir.



Şekil 1.16. X ışını projeksiyon radyografisi görüntüsü [41].

Röntgenlerde vücudumuzdan geçen x ışınları kemik ve metal gibi yoğun yapıları röntgen görüntüsünde beyaz görünür, akciğerdeki hava siyah, yağ, kas, doku gibi yapılar ise gri tonlarda görünür. Örnek röntgen görüntüsü Şekil 1.17’de verilmiştir. Bu görüntüler elde edilirken kullanılan x ışınlarından dolayı düşük dozda radyasyona kalınmasına neden olabilir [44].



Şekil 1.17. Röntgen görüntüsü [43]

1.3.2 Manyetik Rezonans Görüntüler

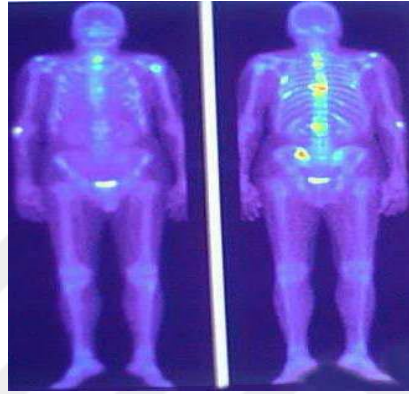
Tıbbi görüntüleme sistemleri arasında en gelişmiş ve en az zararı olan manyetik rezonans görüntülemedir. Manyetik rezonans ağrısız ve x ışınlarını kullanmayan ve hastaya daha az zarar veren görüntüleme tekniklerinden biridir. MR cihazı vücuttaki yumuşak dokular üzerinde kullanılır. Şekil 1.18’de olduğu gibi MR’ın en çok yumuşak dokular üzerinde kontrastlama ve görüntüleme özelliği vardır. Bundan dolayı yumuşak dokular üzerindeki lezyon ve patolojik dokulara MR ile bakılmaktadır [44]. MR ile görüntüleme tekniğinde hasta x ışınlarına yani radyasyona maruz kalmaz [44].



Şekil 1.18. Orbita MR (Göz MR) [45]

1.3.3 Sintigrafi

Sintigrafi cihazı gelişen teknoloji ile beraber tıp dünyasına kazandırılarak hastalıkları hızlı bir şekilde tespit edebilen bir teknoloji ürünüdür. Yan etkileri bulunmamakla beraber hastaya hiçbir şekilde zarar vermemektedir. Radyoaktif maddeler aracılığı ile belirlenmiş protein gruplarının vücuda verilerek bazı dokuların üzerinde bekletilmesi sonucunda bu bekletilme sürelerinin duyarlı cihazlar yardımı ile görüntüler. [46]. Şekil 1.19’da nükleer tıp görüntüsü verilmiştir.



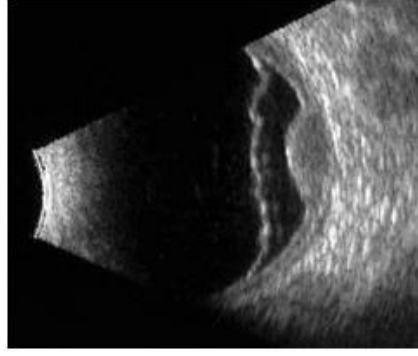
Şekil 1.19. Örnek nükleer tıp görüntüsü [47]

1.3.4 X-Işınları

1.3.4.1 Ultrason

Ultrason, vücutta görüntülenmek istenilen yüzeye çok yüksek frekansa sahip ses dalgalarını gönderir ve çeşitli dokuların yüzeyinden gelen yankıları tespit etme yöntemine dayanan görüntüleme cihazıdır [43]. Ultrason tıbbi görüntüleme cihazları içerisinde en ucuz, taşınması ve kullanması en kolay olan görüntüleme cihazıdır ve bu nedenle diğer cihazlara oranla daha fazla tercih edilmektedir. Ultrasonla gebelik, karaciğer, göz gibi bölgelerin görüntüleri kolay ve hızlı bir şekilde elde edilebilir. Şekil 1.20’de göz ultrason görüntüsü verilmiştir.

Ses fiziksel ortamda meydana gelen periyodik dalgalanmalardan oluşmaktadır [48]. Ultrasondaki yankılar ise insanların işitme sınırının (17.000 ila 20.000) üzerinde meydana gelen ses dalgalarından oluşmaktadır [48-49]. Hastalık teşhisi için kullanılan ultrason cihazının ses dalgalarındaki frekans 0,5-3,5 MHz aralığındadır. En çok kullanılan frekans değerleri: 0,75 MHz, 0,87 MHz, 1 MHz, 1,5 MHz ve 3 MHz’ dir [50].



Şekil 1.20. Göz ultrason görüntüsü [41].

1.3.4.2 Bilgisayarlı Tomografi

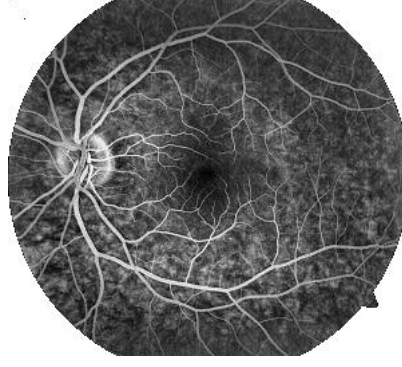
Bilgisayarlı tomografi; X-ışınlarını vücutta görüntülenmek istenilen bölgeye uygulayarak o bölgenin kesitsel görüntüsünü oluşturmayı sağlayan radyolojik teşhis yöntemidir. Görüntüleri röntgenden daha ayrıntılı olan BT tıp dünyasında büyük bir yenilik olmuştur. Aynı zamanda kanser hastalığının teşhisinde de avantaj sağlamıştır [43].

BT cihazlarında imge işleme 2 boyutlu görüntünün incelenmesi ve görüntünün iyileştirilmesi olmak üzere iki farklı şekilde yapılmaktadır [52].

Görüntüyü anlamlı parçalara bölme (segmentation), görüntü işleme tekniklerinin kombinasyonları bilgisayarlı tomografide sıkça kullanılmaktadır [35].

1.3.5 Fundus Floresein Anjiyografisi

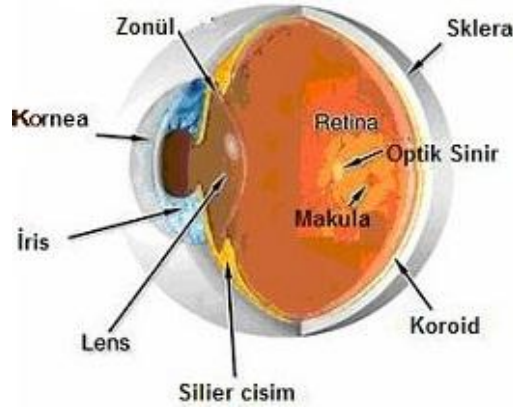
Floresein maddesini kullanarak iç gözün arka kısmında ki retinal sinir damarlarının görüntülenmesine yardımcı olan bir yöntemdir. Retinal hastalıklarının tespiti ve takibi için temel yöntemlerden biridir. Yöntemin uygulanabilmesi için hastanın elinin üzerindeki bir damardan veya kolundaki damardan floresein maddesini enjekte edecek yardımcı sağlık personeline ihtiyaç vardır. Floresein maddesi ise mavi ışık altında floresein veren sarı-turuncu renkte boya olup, içinden geçtiği damarların net şekilde görülmesine (damar tıkanıklığı vs.) imkân tanır. Bu verilen madde sayesinde göz dibinin damar yapısının Şekil 1.21’de ki gibi siyah- beyaz şekilde dijital fotoğraflarının çekilmesine olanak sağlar. Bunlara retinal görüntüler denilmektedir. FFA (Fundus Floresein Anjiyografisi) diyabetik retinopati, retinal vasküler tıkanıklar, makula ve damar tıkanıklığı gibi retinal hastalıklarının tespiti ve ayırıcı tanısında çok önemlidir [53].



Şekil 1.21. FFA ile Retina Görüntüsü [54].

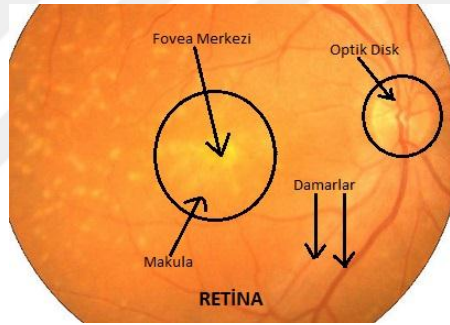
1.4 Göz ve Retina

Göz etrafımızda meydana gelen olayları beyne ileterek beyin ile dış çevre arasındaki bağlantıyı sağlayıp, vücudumuzdaki en karmaşık işlemleri yerine getiren en önemli organımızdır. Şekil 1.22’de normal göz anatomisi verilmiştir. Gözün etrafımızdaki görüntüleri beyne iletme aşamaları: İlk olarak göze gelen ışık saydam bir tabaka ile kaplı olan kornea da kırılarak, korneanın arkasında bulunan renkli tabaka olan irise geçer. İrisi kontrol eden kaslar, korneadan gelen ışığın şiddetine bağlı olarak göz bebeğinin genişliğini ayarlar ve daha sonra ışık göz bebeği kısmından geçerek, tekrar lensler tarafından kırılır. Lensler tarafından kırılan ışık retinaya ulaşır ve foto reseptörler tarafından elektrik sinyaline dönüştürülür. Son olarak optik diske bağlı optik sinirler aracılığıyla bu sinyaller beyne iletilir. Beynin ilgili bölümü gelen bu sinyalleri bizim algıladığımız görüntülere dönüştürerek etrafımızdaki olayları kavramamızı sağlar [55-56-57].



Şekil 1.22. Normal göz anatomisi [58]

Retina görmeyi sağlayan sinir liflerini içeren, renge ve ışığa duyarlı hücrelerin bulunduğu göz küresinin içini kaplayan ince yarı saydam, pembe-kırmızı zardır. Retinaya gelen görüntü öncelikle parçalanır ve gelen görüntünün sol tarafına ait olan kısmı retinanın sağ tarafına, sağ tarafına gelen görüntü ise retinanın sol tarafına düşer. Bu parçalar daha sonra beyne gönderilip yorumlandıktan sonra birleştirilir. Retina, ayrılmış olan bu parçaları, korneadan gelen ışığı optik sinirler aracılığıyla elektrik sinyallerine dönüştürüp beyne gönderildiği yerdir. Işığın algılanmasını sağlayan duysal tabaka retinada bulunmaktadır. Bu tabaka da elektrokimyasal reaksiyonlar yapılarak ışık algılanır. Duyusal tabakanın en dış yüzeyinde bulunan foto reseptör hücreleri ile gelen ışığı elektrik enerjisine dönüştürürken, retina karanlık ve aydınlık zıtlık durumlarından elde edilen bilgiyi görsel beyinde anlamlı olan nöral sinyallere çevirerek dış dünyada ki nesneleri tespit etmemizi sağlar. Makula, damarlar optik sinirlerin bağlı olduğu optik disk ve optik cup retinada bulunmaktadır [55-56-57]. Şekil 1.23'te retina üzerindeki yapılar gösterilmiştir.

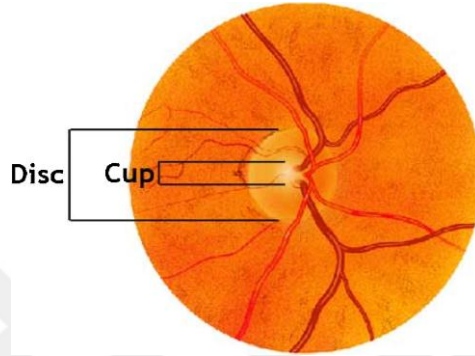


Şekil 1.23. Retina üzerindeki yapılar

1.4.1 Optik Disk

OP (Optik Disk) optik Sinirin gözün arkasına girdiği yerdir. Retinanın bu alanı canlılarda ışık uyarısını almaya yarayan özelleşmiş yapı olan foto reseptör eksikliğinden dolayı ışık uyarılarına cevap veremediğinden kör nokta olarak da bilinir. 2B retina görüntüsünde, optik sinir başı, Şekil 1.24'te gösterildiği gibi, optik disk alanının iç kısmında kalan oval şekilde çevrelenmiş optik cup olarak adlandırılan parlak, eliptik bölgedir. Optik cup boyutunu disk boyutuna oranını ölçmek için çeşitli yöntemler vardır. Örneğin oran hem optik cup hem de optik diskin yatay ve dikey uzunluğuna göre tanımlanabilir. CDR (Cup/disk oranı) normal kişilerle Glokom hastalarını karşılaştırmak için kullanılabilir bir değerdir ve Glokom tanısı için önemli bir ölçüttür [6]. Optik sinir yapılarının kaybolma oranı arttıkça optik cup optik diske göre daha büyük olur, bu da CDR

değerinde artışa karşılık gelmektedir. Mevcut klinik uygulamada, CDR, bir oftalmolog tarafından manüel olarak ölçülmekte ve gözlemci içi deneyimlerdeki ve eğitimdeki farklılıklardan dolayı sübjektiftir [57]. CDR örneğinde olduğu gibi optik disk ve optik cupın bölütlenmesi ve oranlarının objektif bir şekilde karşılaştırılması hastalık tanı ve teşhisinde önemli yere sahiptir. Bu çalışmada çoğu göz hastalığının teşhisinde ilk aşama olan optik diskin tam otomatik bölütlenmesi için L_1 minimizasyon, aktif kontör ve region growing algoritmaları kullanılmıştır.



Şekil 1.24. Optik disk görünümü

1.4.2 Retinal Hastalıklar

Beyne giden sinirlerin üzerinde bulunduğu retinada çeşitli sebeplerden dolayı birçok hastalıklar meydana gelmektedir. En sık görülen hastalıklar diyabetik ve hipertansif retinopati, damar tıkanıklıkları, retina yırtılması ve ayrılması, yaşa bağlı makula dejenerasyonu (Şekil 1.25) ile sarı leke hastalığı, retina altı sıvı birikmesi, retina tümörleri, retina içi kanamalar örnek verilebilir. Görme keskinliğinde azalma, geçici ve kısa süreli görme kaybı, nesneleri yamuk ve olduğundan daha farklı büyüklükte görme, görme alanında bazı bölgeleri karanlık şekilde görme retinal hastalıkların belirtileri olabilir [58].



Şekil 1.25. Yaşa bağlı makula dejenerasyon hastalığı [57]

2. BÖLÜTLEME

2.1 Giriş

Görüntüyü belirli öğelere ayırma işlemine bölütleme denir. Görüntüden belirli alanları elde etme, alt anlamlı bölgelere ve resimden ayırma işlemine ise bölütleme denir [59]. Bölütleme işleminde ilk aşama görüntünün sayısal bir şekilde elde edilmesi ve morfolojik işlemler gibi gerekli ön işleme algoritmalarının uygulanmasıdır. İkinci aşamada istenilen önemli küme kısımlarının çıkarımı için bölütleme yapmaktır. Üçüncü aşamada ise sonuçlar elde edilir ve yorumlanır. Görüntü üzerinde bölütleme işlemi yaparken görüntüdeki benzer noktalardan faydalanılır ve farklı özellikte olan yapıdan görüntü çıkartılır. Örneğin görüntü içerisinde benzer parlaklık değerleri olabilir ve bu benzer parlaklık değerleri aynı görüntüdeki başka bölgelerde olan nesneleri de temsil edebilir. Bundan dolayı bölütleme işlemleri görüntü üzerinde sınıflandırma ve benzer kontrasta sahip nesneleri belirtme amacı ile kullanılabilir. Tüm imgelere uygulanabilecek ve doğru sonuç verecek genel bir bölütleme algoritması bulunmamaktadır ve aynı imgenin türüne göre (gri, renkli vs.) aynı bölütleme algoritmasının vereceği sonuçlar arasında bile çok fazla fark olabilir. Başka bir ifadeyle, bölütleme işlemi yapılmış imgenin sonucu ve başarı oranı görüntü yapısına ve bölütleme algoritmasına bağlı olarak değişiklik gösterir. Bölütleme işleminin başarısı nesne tanıma veya sınıflandırmanın performansını belirler.

Bölütleme algoritmaları genel olarak görüntünün yoğunluk değerlerine bağlı iki temel özelliğe dayanır. Bunlardan biri süreksizlik (discontinuity) diğeri ise benzerliktir (similarity). Süreksizliğe bağlı bölütlemelerde bir görüntüdeki yoğunluk değerlerinin kenarlarda olduğu gibi ani bir şekilde değişimi esas alınırken benzerliğe bağlı bölütlemelerde görüntüyü önceden tanımlanmış kurallara uygun olarak bölgelere ayırma esas zaman alır [60].

Görüntü işleme aşamaları 3 temel aşamadan oluşmaktadır. İlk aşama görüntünün elde edilmesi ve temel ön işleme algoritmalarının uygulanmasıdır. İkinci aşama bölütleme ve nesne tanıma işlemlerini içermektedir. Yüksek seviye işlemleri olarak bilinen son aşamada ise elde edilen sonuçların yorumlanması yapılır.

Bu bölümde orta seviye işlemleri olarak bilinen bölütleme ve bölütleme algoritmalarından bahsedilmektedir.

2.2 Bölütleme Algoritmalarında Kullanılan Yöntemler

Çalışma şekillerine göre bölütleme algoritmaları 4 ana başlık altında toplanmaktadır. Bunlar;

- Tamamıyla elle sınır bulma
- Tamamıyla otomatik sınır bulma
- Otomatik bulunan sınırların elle düzeltilmesi
- Elle belirlenen sınırların otomatik düzeltilmesi

2.2.1 Tamamıyla Elle Sınır Bulma

Bu yöntemde kullanıcı ön plandadır. Herhangi bir algoritma kullanılmadan, kullanılacak görüntü bilgisayara aktarılır ve sınırlarının elle belirlenmesi gerekir. Uzman bilgisiyle yöntemin başarısı doğru orantılıdır. En önemli faktör kullanıcının algılama yetisi ve algılanan nesnenin sınırlarının el ile görüntü üzerinde en iyi şekilde çizebilmesidir. Kullanıcının çizime hakim olması yeterli değildir. Konu hakkında bilgi sahibi olması, bölütlemeye esas nesne hakkında detaylı bilgisin olması ve nesneyi doğru algılayabilmesi şarttır. Bu yöntemde zaman faktörü dezavantajdır. Girintili ve hassas kenarlara sahip, algılama ve çizim sürenin artmasına neden olmaktadır. Performans değerlendirmede tercih edilebilecek bir yöntemdir. Zaman bakımından dezavantaj taşıyan bu yöntem, süre uzaması olduğu için sıkıcı bulunmakta ve bu da kullanışlılığını düşürmektedir. Ancak bilgisayar ortamında otomatik olarak hesaplanan bölütleme sonuçlarının performans değerlendirmelerinin belirlenebilmesi için bu yöntem referans başvuru yöntemi olarak bilinir [61].

2.2.2 Tamamıyla Otomatik Sınır Bulma

Bölütleme problemlerinde, görüntü bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra kullanıcıdan bir şey beklemeden, görüntüye uygun algoritma kullanılarak sonuca ulaşılan yöntemdir. Tamamıyla elle sınır bulma yönteminin aksine değişik, girintili çıkıntılı görüntülere rahatlıkla uyarlanabilir. Bu yöntemde çok iyi geliştirilmiş algoritmaların kullanılması gerekmektedir [61].

2.2.3 Otomatik Bulunan Sınırların Elle Düzeltilmesi

Görüntü bilgisayara aktarıldıktan sonra sınırların bilgisayar tarafından belirlenmesi kullanıcıların yükünü azaltmaktadır. Bilgisayar tarafından sınırları belirlenen görüntünün düzenlemeleri elle yapılabilir. Bundan dolayı algoritmanın yetersiz kalması ve hatalı sonuçlar üretmesinin önüne geçilmiş olunur. Tamamıyla elle sınır bulma yöntemine göre daha az zaman alan yöntem olmasına rağmen uzun zaman alan bir iştir. Çünkü en son sınırın belirli olması için kullanıcının algılama ve çizim yeteneğine hala ihtiyaç duyulmasıdır [61].

2.2.4 Elle belirlenen sınırların otomatik düzeltilmesi

Bu yöntemde kullanıcı çizim yapmak yerine sadece belirli bir alanı seçer ya da belirli noktaları işaretler. Algoritma bu seçilen alan ya da noktalar üzerinde otomatik olarak sınır oluşturur. Otomatik bölütleme yöntemindeki gibi bütün görüntü ile uğraşmak yerine hedef bölge ile ilgili alanlarda çalışılır. Dolayısı ile görüntüdeki hedef dışı alanlar ihmal edilir. Böylelikle tüm görüntü için mevcut algoritmaların yetersizliği ortadan kalkmaktadır. Sonuç olarak daha hızlı ve doğru bir şekilde işlem yapılabilir [61].

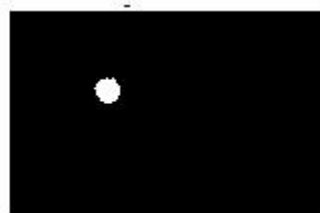
2.3 Görüntü Bölütleme

Görüntü işlemenin ilk aşamalarından birisi olan görüntü bölütleme, görüntü içerisindeki farklı özelliklerin bulunduğu yerleri anlamlı bölgelere ayırıp gruplandırmak olarak tanımlanabilir. Bölütleme ile görüntü her bir bölümdeki piksellerin nitelikleri veya özellikleri aynı olan anlamlı ve benzer bölümlerden oluşan kümelere parçalar. Bir görüntüde farklı ya da benzer parlaklık ve dokular yer alabilir. Benzer doku ve parlaklıklar ilgili görüntüde farklı alanlardaki nesneleri gösterir. [60].

Şekil 2.1’de tıbbi bir görüntü ve bu görüntü üzerindeki bir nesnenin bölütlenmiş halini göstermektedir.



(a)

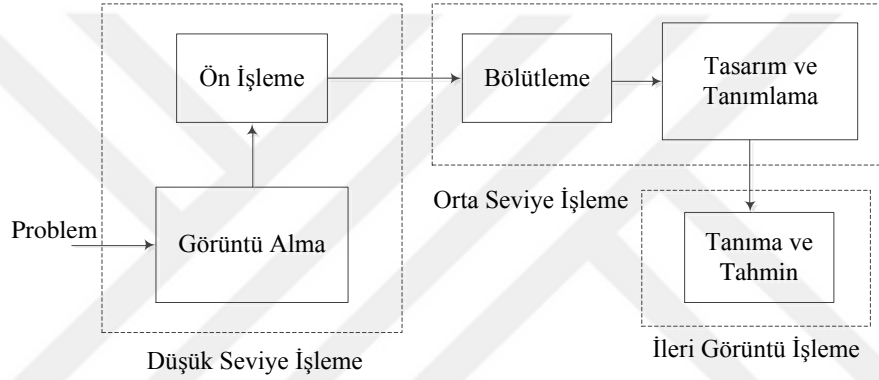


(b)

Şekil 2.1. (a) Orijinal görüntü (b) Bölütlenmiş görüntü

Günümüzde görüntü bölütleme işlemi birçok alanda kullanılmaktadır. Yaygın olarak kullanıldığı bazı alanlar aşağıdaki gibi özetlenebilir.

- Askeri Endüstri (denizaltı sonic dalga taramaları) , sualtı görüntüleme
- Tümör, damar vb. yapıların belirginleştirilmesi, Tomografi, Ultrason
- Robotik, trafik, astronomi, radar, gazete ve fotoğraf endüstrisi uygulamaları
- Fizik, sanat, biyomedikal alanlar
- Uzaktan algılama uygulamaları
- Uydu görüntülerinde nüfus yoğunluğu, yerleşim alanları, çevre kirliliği vb. çevresel faktörlerin tespiti



Şekil 2.2. Görüntü bölütlemeye seviye dağılımı

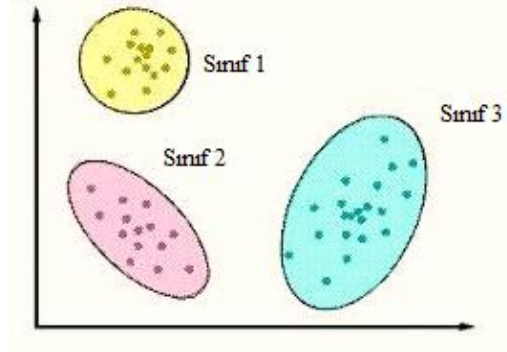
Bu bölümde Şekil 2.2’de gösterilen orta seviye işlemleri olarak bilinen bölütleme işlemlerinden bahsedilmektedir.

2.3.1 Kümelemeye Dayalı Bölütleme

Görüntüdeki pikselleri kümelere bölmek amaçlı çok boyutlu bilgi kullanılarak yapılan bölütleme yöntemine kümelemeye dayalı bölütleme denir. Kümeleme analizleri son yıllarda özellikle hareket algılayan sensörler, OCR (Optik Karakter Tanıma) sistemi, parmak izi sensörü, biyolojik görüntü bölütlemesi vb. birçok alanda sıkça kullanılmaktadır.

Kümeleme metotları temel olarak hiyerarşik ve parçalı olmak üzere ikiye ayrılır. Hiyerarşik kümeleme metodunda, her veri çifti arasındaki benzerlik yakınlık matrisi kullanımına dayanırken, parçalı kümeleme metodunda veriler direk kümeler halinde ayrık gruplara atanır. Verileri en doğru şekilde kümelendirmek için bir amaç fonksiyonuna ihtiyaç vardır. Bu nedenle bir amaç fonksiyonu belirlenmelidir. Şekil 2.3’te nesnelerin 3

farklı sınıfa göre kümelemeye dayalı bölütleme yöntemi ile elde edilen sınırları göstermektedir [62].



Şekil 2.3. Kümelemeye dayalı bölütleme [63].

2.3.2 Kenar Tabanlı Bölütleme

Görüntü işleme uygulamalarında kenar belirleme temel konulardan biridir. Görüntülerin gri seviyelerindeki ani değişikliklerin olduğu bölgelere kenar denir. Görüntünün birçok fiziksel özelliği ile kenarları arasında doğrudan bir ilişki olduğundan görüntü hakkında kenarlar kullanılarak bilgi elde edilebilmektedir. Bu sayede görüntü işleme sisteminin ilk aşamalarından biri yapılı ve görüntü daha basit bir forma indirgenir. Nesnelerin var olduğu bölgelerin renk ve aydınlık seviyeleri farklıdır. Bu farklılıklar kullanılarak yerel karşıtlık farkları kenar belirleme algoritmaları ile analiz edilir. Şekil 2.4'te gösterildiği gibi gri seviyelerine göre tanımlanan dört farklı kenar vardır.



Şekil 2.4. Kenar Türleri

Kenar bulma için çeşitli yöntemler bulunmaktadır. İlk sınıftaki yöntemler, keskin olan piksellerin değişimlerinin bulunması amacıyla geliştirilen gradyan tabanlı işlemlerden oluşmaktadır. Birinci derecede türevelere dayanan teknikler, gradyanın çeşitli yönler için hesaplanarak bunların birleştirilmesi işlemine dayanmaktadır. Türeve dayalı diğer

yöntemler ise görüntünün ikinci türevinin sıfır geçişlerinden kenarların bulunması temeline dayanmaktadır [60-64-65].

a) Gradyan Yöntemi

Sayısal bir görüntünün herhangi bir pikseldeki türevi, yatay ve dikey yöndeki türevlerden oluşan bir vektördür. Keskin piksel değişimlerini bulmak için kullanılabilir. Gradyan olarak adlandırılan görüntünün türevi $\nabla f(x,y)$ notasyonu ile Denklem 2.1’de ki gibi gösterilir [60].

$$\nabla f(x,y) = \left[\frac{\partial f(x,y)}{\partial x}, \frac{\partial f(x,y)}{\partial y} \right] \quad (2.1)$$

b) Sobel Kenar Operatörü

Sobel kenar operatörü yatay ve düşey yöndeki keskinliklerin belirlenmesini sağlar. Matlab fonksiyonu $[g,t]=edge(f,'sobel',T)$ ’dir [66].

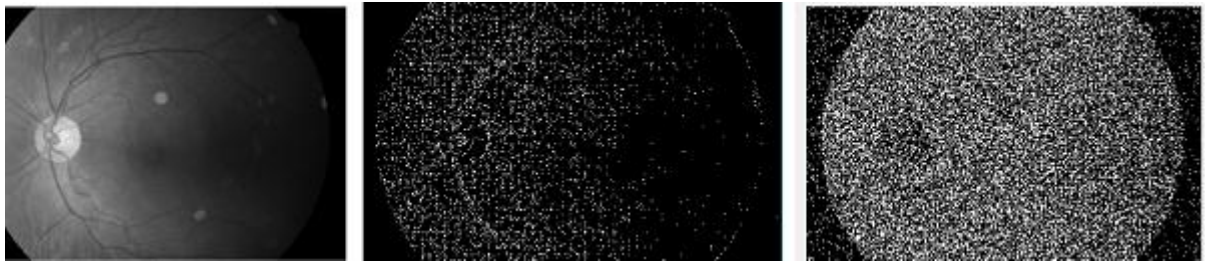
c) Prewitt Kenar Operatörü

Sobel filtresi gibi kenar operatörü yatay ve düşey yöndeki keskinliklerin belirlenmesini sağlar. Kernel matrisi sobelden farklıdır. Matlab fonksiyonu $[g,t]=edge(f,'prewitt',T)$ ’dir [67].

d) Roberts Kenar Operatörü

Roberts filtresi ile kenar taraması yapılır. Kenar çıkarma işlemi basit ve hızlı şekilde gerçekleştirir. Kenarlara karşılık düşen yüksek frekanslı bölgeleri belirginleştirir. Matlab fonksiyonu $[g,t]=edge(f,'prewitt',T)$ ’dir [68].

Şekil 2.5’te fundus görüntü üzerine Robert ve Prewit filtresi uygulanmış görüntüler verilmiştir.



(a)

(b)

(c)

Şekil 2.5. Örnek (a) Fundus görüntü (b) Roberts filtresi (c) Prewit filtresi

2.3.3 Bölge Tabanlı Bölütleme

Kenar tabanlı metotları tamamlama niteliğinde olan bölge tabanlı bölütleme görüntülerdeki benzer parlaklıkta olan pikselleri dikkatte alarak farklı bölgelere ayırabilir. Buna bağlı olarak bölge tabanlı bölütleme eşikleme, büyütme, yayma, işlemleri ile yapılır. Öncelikle seçimi önemi olan bazı eşik değerlerine dayanan homojenlik kistasına dayanır sonra pikselin komşu piksellerine bakılır ve eğer homojenlik şartı sağlanırsa bir bölgede birleştirir [69-70].

Birbirlerine komşu olan piksellerin benzer bölgeler olduğundan düzenli bir dağılıma sahip olması beklenir. Pikseller arasındaki benzerliğe dayanan bölge benzerliği algılanırken birkaç yöntemle bulunabilir. İlk yaklaşım Denklem 2.2’de ki gibidir [2-3].

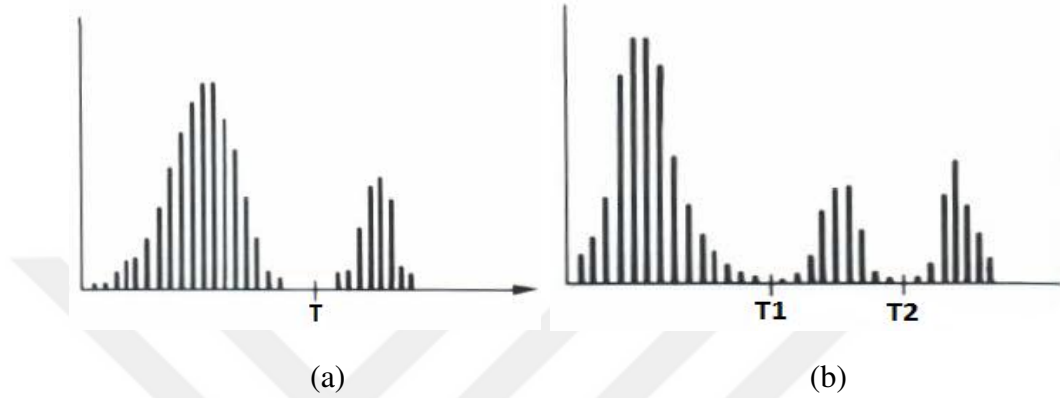
$$P(R) = \begin{cases} \text{doğru} & \text{eğer } |f(i, k) - f(m, n)| \leq \Delta \\ \text{yanlış} & \text{diğer durumlar} \end{cases} \quad (2.2)$$

Bu denklemde (j, k) ve (m, n) R bölgesinde komşu olan rasgele iki piksele ait koordinatlardır. Δ ise piksellerin R bölgesine dâhil etmek için kullanılan pikseller arasındaki tolerans değeridir ve bu değeri değiştirerek bölge alanlarının optimize edilmesi sağlanabilir. Δ eşik değerinin kullanılmasın en büyük nedeni, aynı bölge olmalarına rağmen dış etkenlerden azda olsa etkilenecek değişim gösteren komşu pikseller arasındaki küçük farkları göz ardı edebilmektir. Böylece birbirine yakın pikseller bölgelere ayrılabilir [69-70].

2.3.4 Eşikleme

Eşikleme görüntü bölütleme işlemleri içerisinde uygulanabilen en basit yöntemlerden biridir. Bir bölgede piksellerin paylaşabileceği en basit özellik yoğunluktur. Bu bölgelere bölütleme uygulamasının en basit yolu eşikleme işlemi ile piksel değerlerine bakarak aydınlık ve karanlık bölgelerin ayrıştırılmasını sağlamaktır. Komşu piksellerin değerleri birbirine yakın olduğu için eşikleme işlemi ile yapılmak istenen görüntüdeki nesneyi arka plandan ayırmaktır [71]. Eşikleme işleminde piksel değeri belirlenen eşik değerinden küçük ise yeni değerini 0 olarak günceller büyük ise 1 olarak günceller. Ve bu eşikleme işlemi sonucunda 0 ve 1’lerden oluşan ikili resim meydana gelir. Başka bir deyişle, görüntüyü nesne ve arka plan olarak iki grup şeklinde düşünmek mümkündür. Bu durumda görüntüdeki herhangi (x, y) pikselin değeri için $a(x, y) > T$ ise (x, y) noktası nesneye ait bir noktayken $a(x, y) < T$ ise (x, y) noktası arka plana ait bir noktayı temsil etmektedir. Öte

yandan, görüntüye ait histogram Şekil 2.6 (b)'deki gibi ikisi nesneyi biri de arka planı gösterdiği gibi üç gri seviye grubunu da içerebilir. Buna göre görüntüdeki herhangi bir (x, y) pikseli için; $T_1 < f(x, y) \leq T_2$ aralığındaki piksel noktaları bir nesneye, $f(x, y) > T_2$ aralığındaki piksel noktaları diğer bir nesneye ve $f(x, y) \leq T_1$ aralığındaki piksel noktaları da görüntü arka planına karşı düşecektir [71].



Şekil 2.6. Tekli eşik değeri olan histogram (a) Çoklu eşik değeri olan histogram (b) [27]

Şekil 2.6 (a)'da ki bölütleme yöntemi Şekil 2.6 (b)'ye göre daha güvenilirdir. Çünkü birden fazlayı bölütlemek için doğru eşik değerini belirlemesi zordur.

2.3.4.1 Bütünsel (Global) Eşikleme

Global eşiklemenin yapılacağı görüntülerde global eşikleme için uygun olan eşik değeri aşağıda verilen algoritma ile belirlenebilir:

1- Görüntüdeki en küçük ve en büyük gri seviye olan iki değeri belirleyerek ortadaki değeri T olarak belirle.

2- T 'yi kullanarak görüntüyü bölütledikten sonra piksel değerleri $\geq T$ ve piksel değerleri $< T$ olarak farklı G_1 ve G_2 gibi iki piksel gurubu oluşturacaktır.

3- Her bir bölütlemenin ortalama gri seviye değerlerini m_1 ve m_2 olarak hesapla.

4- Bu ortalamalardan yeni T değerini Denklem 2.3'te ki bağıntıya göre hesapla

$$T = \frac{1}{2}(\mu_1 + \mu_2) \quad (2.3)$$

5- 2. ve 4. adımları, T_0 toleransından küçük oluncaya kadar tekrarlayarak yap.

Bu adımlar tekrarlanarak Bütünsel (Global) Eşikleme işlemi gerçekleştirilebilir [72]

3. YAPILAN ÇALIŞMALAR

3.1 Problem Tanımı

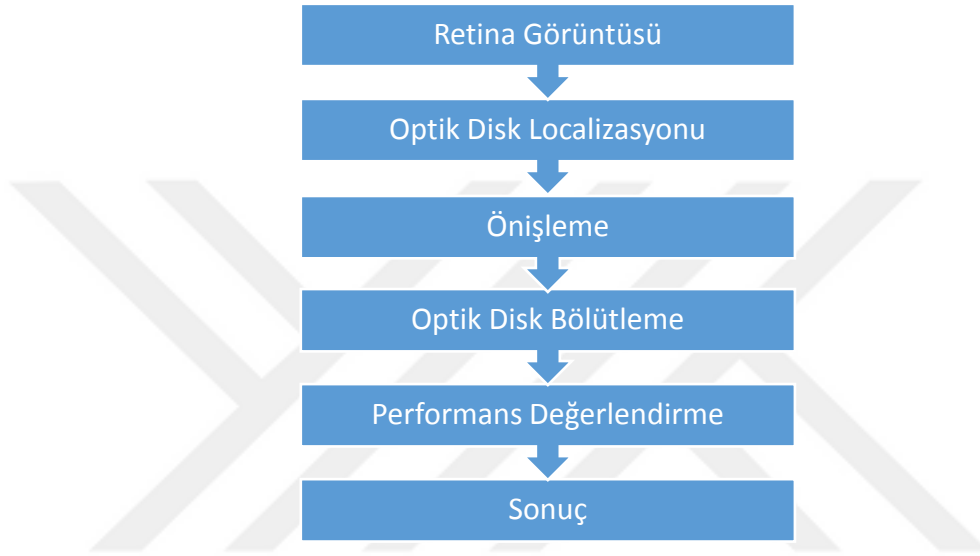
Literatürde optik diski tespit etmek için piksel ve model tabanlı yöntemler kullanılarak birçok çalışma yapılmıştır. İlk yaklaşım olan piksel tabanlı yaklaşım da tüm pikselleri tek tek değerlendirilerek o pikselin optik diske ait piksel olup olmadığı araştırılmaktadır. İkinci yaklaşım olan model tabanlı yaklaşımda ise görüntüde var olan bütün pikseller bir bütün olarak anlam ifade etmektedir. Görüntü içerisindeki pikseller tek başlarına bir anlam ifade etmemekte, tam tersine, etrafına konumlanmış pikseller ile birlikte bütün şekilde değerlendirildiklerinde bir anlam ifade etmektedirler [73].

Optik diskin ve retinal parametrelerin bulunması, ölçülmesi retinal hastalıkların teşhisi için oldukça önemlidir. Optik bölütlenmesi sonucu elde edilen parametreler, glokoma vb. birçok göz hastalığının teşhisinde de incelenen parametrelerdir. Bununla birlikte zaman zaman hekimin optik disk anormalliklerini belirlemesi sürecinde yorgunluk vb. fiziksel nedenler sebebiyle hatalı tanımlar ortaya konulabilmektedir. Bu dezavantajlı durumu ortadan kaldırmak için görüntü işleme teknikleri optik diskin bölütlenmesi, ölçülmesi hekimin doğru teşhis yapmasına kolaylık sağlamaktadır. Bu tezde, retinal görüntülerden optik diskin bölütlenmesi ve bölütleme sonucunda birçok hastalığa yönelik teşhis parametrelerinin belirlenmesi temel amaçtır. Yapılan tez çalışmasında yarı otomatik bölütleme yöntemleri olan region growing ve aktif kontur yöntemleri bir lokalizasyon yöntemi ile birleştirilerek yöntemler tam otomatik hale getirilmiş, sonrasında iki yöntemin aynı veriler üzerinde performansları karşılaştırılmıştır. Tezde görüntü işleme tekniklerinden optik disk lokalizasyonu ve sonrasında optik disk bölütleme hedeflenmektedir. Bu amaçla görüntü lokalizasyonu için istatistiksel yöntemler üzerinde durulurken, görüntü bölütleme için morfolojik yaklaşımlar, Bölge büyütme (Region growing) ve aktif kontur yöntemleri kullanılacaktır. Sistemin çalışma şeması Şekil 3.1’de verilmiştir.

3.2 Çalışmadaki Temel Metotlar

Çalışmada kullanılan temel metotlar aşağıdaki gibidir:

- Önışleme
- L_1 Minimizasyon Algoritması
- Region Growing
- Aktif Kontur Modeli



Şekil 3.1. Sistemin çalışma şeması

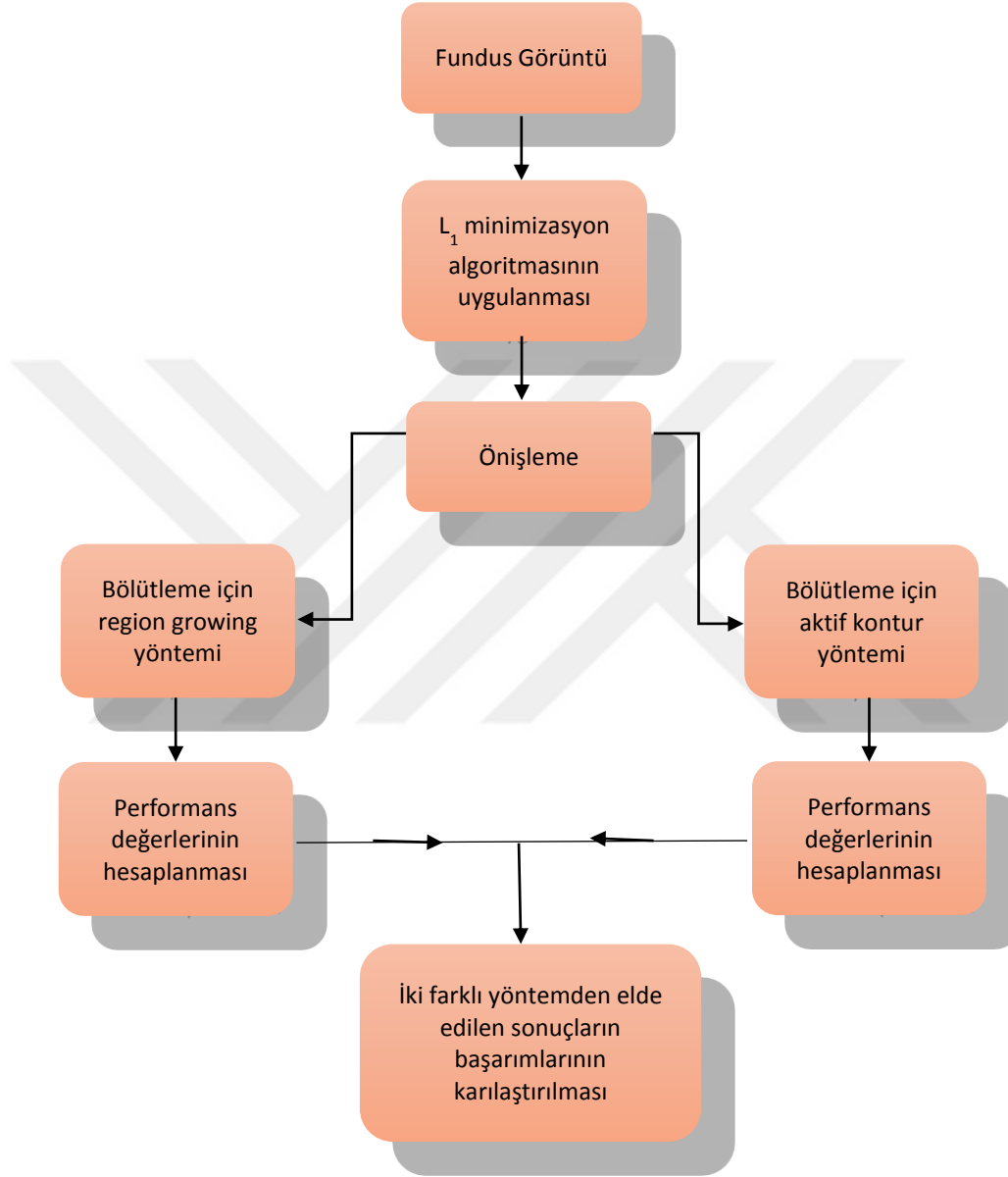
3.3 Materyal

Optik disk tespiti için, sistem geliştirmede ve performans testlerinde kullanılacak olan görüntüler Fırat Üniversitesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalından sağlanmıştır. Çalışmada minimum 30 adet veri kullanılacaktır. Bu görüntüler içerisinde hedef optik diskin lokalizasyonu ve bölütlenmesi olduğundan sağlıklı ve bazı retinal hastalıklara sahip veriler birlikte kullanılacaktır.

3.4 Uygulama Adımları

Fırat Üniversitesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalından temin edilen 30 adet fundus görüntü üzerinde ön işleme yaparak optik diskin konumunu belirlemek için L_1 minimizasyon algoritması uygulanacaktır. Fundus görüntü üzerinde konumu belirlenen optik diskin bölütlenmesi için iki ayrı yöntem olan Region Growing ve Aktif Kontur

Yöntemi uygulanarak performans sonuçları karşılaştırılacaktır. Uygulama adımları aşağıdaki Şekil 3.2’de verilmiştir.



Şekil 3.2 Tez kapsamında yapılan çalışmaların akış diyagramı

3.4.1 Önişleme

Önişleme genellikle görüntü işlemede verideki bozuklukların, gürültülerin giderilmesi için uygulanan ilk adımdır. Bunun haricinde eşik değeri belirleme, işaret iyileştirme gibi bazı işlemlerde önişleme kapsamına girmektedir.

Morfoloji canlıların şekil ve yapıları ile ilgilenen biyoloji dalıdır. Matematiksel morfoloji ise temel küme işlemlerine dayanan, kullanacağımız görüntüdeki sınırları, iskelet gibi yapıları belirleyip görüntüden çıkartılarak, gürültü giderimi ve bölütleme gibi uygulamalarda ön işleme aşaması olarak sıkça kullanılan işlemdir. Morfolojik işlemler ikili veya gri tonlu imgeler üzerine uygulanmaktadır [74]. Morfolojik görüntü işlemede genişletme, aşındırma açma ve kapama gibi işlemler bulunmaktadır. Aşınma işlemi kümelerde kesişim işlemine, genişleme işlemi ise kümelerde birleşim işlemine denk düşmektedir. Bu işlemleri yapabilmek için yapısal eleman kullanılmaktadır. Yapısal eleman istenilen boyutlarda ve istenilen şekilde hazırlanarak matris formuna uygun olan yapılardır. En çok tercih edilen yapısal elemanların şekilleri kare, dikdörtgen ve daire şeklindedir. Bu yapısal elemanların merkez noktasına göre, işlenecek görüntüdeki tüm pikseller merkez noktaya oturtularak işlem yapılmaktadır [33].

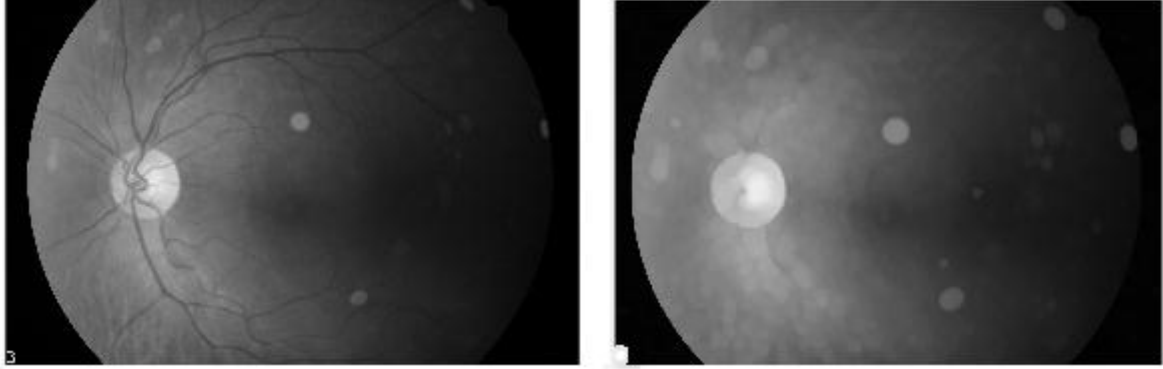
Morfolojik işlemlerde en önemli ve temel olan iki tane işlem bulunmaktadır. Bunlar genişleme (dilation) ve erozyondur (erosion). Genişleme işleminde, görüntü üzerinde olan tüm pikselleri ve komşu pikselleri çekirdek pikselle örtüştürülmektedir. Bu işlemin tüm piksellere uygulanmasının sonucunda görüntü üzerindeki nesnelerde belirli oranda bir genişleme oluşmaktadır. Erozyonda ise yine çekirdek ana görüntü ile örtüştürülmekte fakat burada yapılan işlem sonucu, sadece tüm komşu pikselleriyle birlikte uyuşma durumunda o andaki merkezi piksel kabul edilmektedir. Bu da bir daralmaya sebep olmaktadır. Açma ve kapama algoritmaları bu işlemler üzerine inşa edilmiştir. Açma işlemi ile önce erozyon, sonra genişleme işlemi uygulanarak görüntünün pürüzsüzleştirilmesi, dar birleşim noktalarının ve nesnelerdeki taşmaların yok edilmesi amaçlanmaktadır. Kapama işlemi ile önce genişleme sonra erozyon uygulanır ve yine görüntünün pürüzsüzleştirilmesi amaçlanır. Fakat bu defa dar kopuklukların ve boşlukların kaynaştırılması ve küçük deliklerin eliminasyonu söz konusudur [33].

Genişletme işlemi binary görüntü üzerinde büyütme veya kalınlaştırma işlemlerinin yapıldığı deliklerin ve boşlukların doldurulduğu köşe kısımlarının ise yumuşatıldığı morfolojik işlemdir. Sayısal görüntüyü genişletmek için resmi yapısal elemanla kesiştiği noktaları genişletilerek işlem yapılır. Genişleme yapısal elemanla kesiştiği bölümler kadar olmaktadır. Genişleme işleminin nasıl yapılacağını yapısal eleman belirler. İkili genişleme işleminin denklemi aşağıdaki şekilde tanımlanmaktadır. Şekil 3.3'te 3x3 yapısal elemanı

ile fundus bir görüntüde genişletme işlemi yapılmıştır. Genişletme işlemine ait Denklem 3.1 ve Denklem 3.2’de verilmiştir [75].

$$A \oplus B = \{z \in Z^2 | z = a + b, a \in A \text{ ve } b \in B\} \quad (3.1)$$

$$A \oplus B = \bigcup_{b \in B} (A)_b \quad (3.2)$$

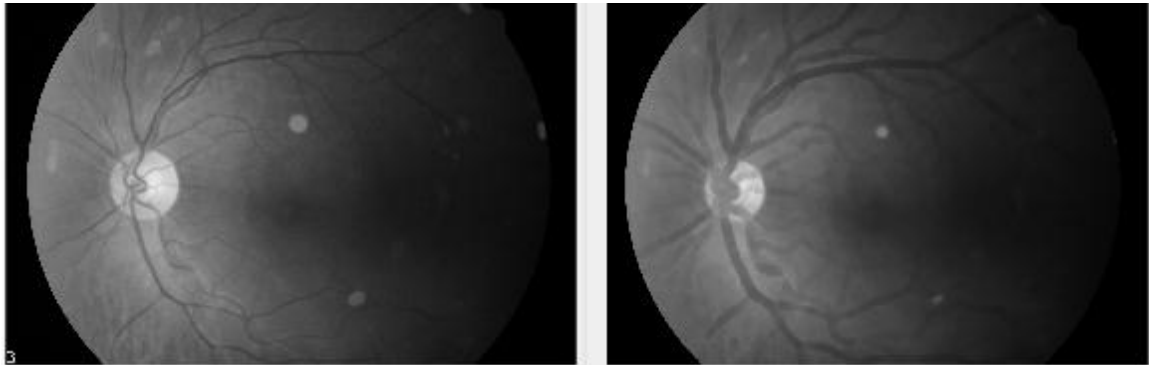


Şekil 3.3. 3x3 yapısal elemanı ile genişletme işlemi

Aşınma işlemi binary görüntü üzerinde inceltme veya küçültme işleminin yapıldığı morfolojik işlemdir. Bu işlem ile birbirine bağlı olan nesnelerde ayrılma olabilir, nesnelerin boyutları daralabilir. Aşındırma işlemine ait Denklem 3.3 ve Denklem 3.4’te verilmiştir [75]. Şekil 3.4’te 3x3 yapısal elemanı ile fundus bir görüntüde aşınma işlemi yapılmıştır.

$$A \ominus B = \{z | z + b \in A, \forall b \in B\} \quad (3.3)$$

$$A \ominus B = \bigcap_{b \in B} (A)_{-b} \quad (3.4)$$



Şekil 3.4. 3x3 yapısal elemanı ile aşındırma işlemi

Açma işlemi görüntü üzerinde ilk olarak aşınma hemen ardından genişleme işleminin art arda uygulanması sonucu birbirine yakın olan iki nesnenin fazla dejenerasyona uğramadan ayrılmasına olanak sağlayan işlemidir. Görüntü üzerindeki nesneleri ayırmak için açma işlemi kullanılır. Açma işlemi yapısal elemanın boyutuna ve şekline göre görüntüde temizleme yapar. Aşındırma işlemine ait Denklem 3.5'te verilmiştir [75].

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (3.5)$$

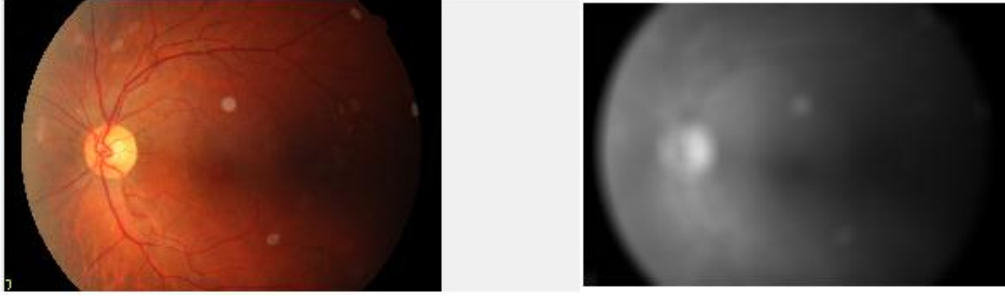
Kapama işlemi görüntü üzerinde ilk olarak genişleme hemen ardından aşınma işleminin art arda uygulanması sonucu birbirine yakın olan iki nesnenin birbirine bağlanmasına olanak sağlayan işlemidir. Aşındırma işlemine ait Denklem 3.6'da verilmiştir [75].

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (3.6)$$

Fundus görüntüler üzerinde ön işlemin amacı düzgün olmayan aydınlatma, kontrast geliştirme ve renk normalizasyonu açısından sınıflandırılabilir. Çalışmanın ön işleme adımında fundus görüntü üzerinde bulunan gürültüleri yok etmek ve optik diski belirgin hale getirmek için bazı işlemler yapılmıştır. Fundus görüntü üzerinde gürültüleri yok edebilmek için ortalama, görüntü de ki optik disk gibi yapıları belirgin hale getirmek için de keskinleştirme gibi bazı filtreler uygulanmıştır. Ortalama filtre görüntü yumuşatma filtresidir. Komşu pikseller arasında ki büyük parlaklık farklarını azaltarak görüntüdeki istenmeyen gürültülerin yok edilmesi için aritmetik ortalama filtre kullanılmıştır. Aritmetik ortalama filtresi

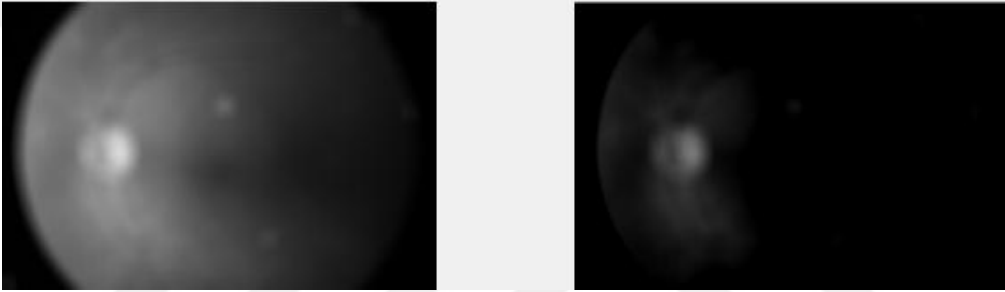
$$f(x, y) = \frac{1}{mn} \sum_{(s,t) \in (S)_{xy}} g(s, t) \quad (3.7)$$

olarak Denklem 3.7'deki gibi hesaplanmaktadır [76]. Ortalama filtreler genellikle nxn biçiminde çekirdek kare matris kullanılıp fundus görüntüye uygulanarak piksel değerleri güncellenmiştir. Aşağıda morfolojik işlem uygulanmış fundus görüntüler verilmiştir:



Şekil 3.5. Ortalama filtre uygulanmış görüntü

Şekil 3.5'te ortalama filtre uygulanmış görüntünün kenarlar bileşenleri kaldırılınca Şekil 3.6 elde edilir.



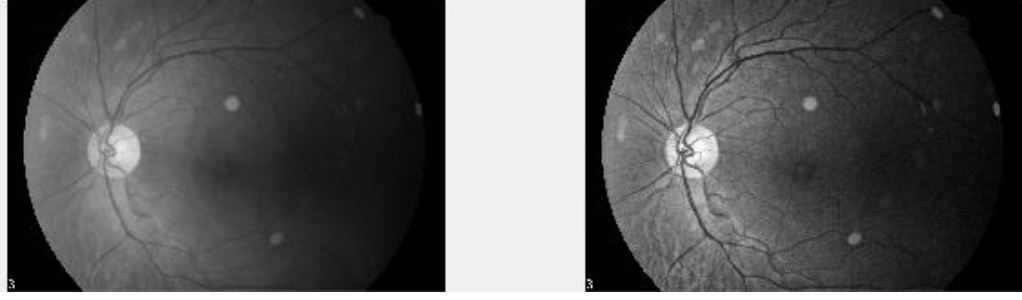
Şekil 3.6. Ortalama filtre uygulanmış görüntünün kenar bileşenlerinin yok edilmesi

Kenar bileşenleri kaldıran Şekil 3.6'da ki görüntüye genişletilmiş minimum noktalarının oluşturulması ile Şekil 3.7'de ki görüntü elde edilmiştir.



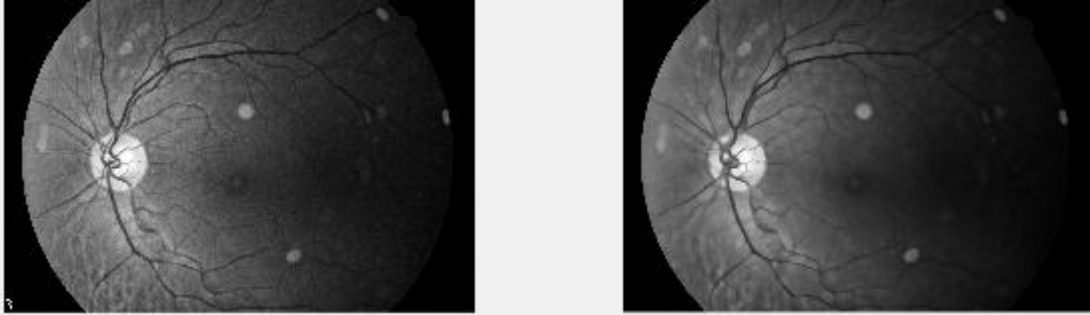
Şekil 3.7. Kenar bileşenleri yok edilen görüntünün genişletilmiş minimum noktalarının oluşturulması

Gri seviye fundus görüntüye alt değer filtrelemesi yapılarak Şekil 3.8 elde edilmiştir.



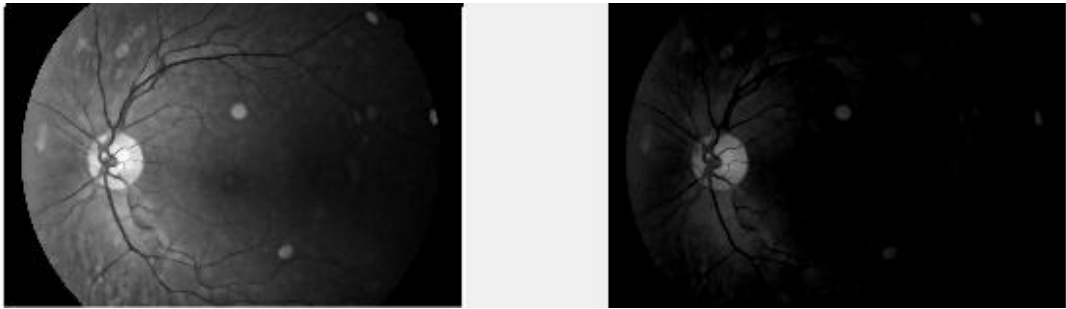
Şekil 3.8. Alt değer filtrelemesi yapılmış görüntü

Alt değer filtrelemesi yapılmış fundus görüntünün tonlarını açma işlemi uygulanınca Şekil 3.9 elde edilmiştir.



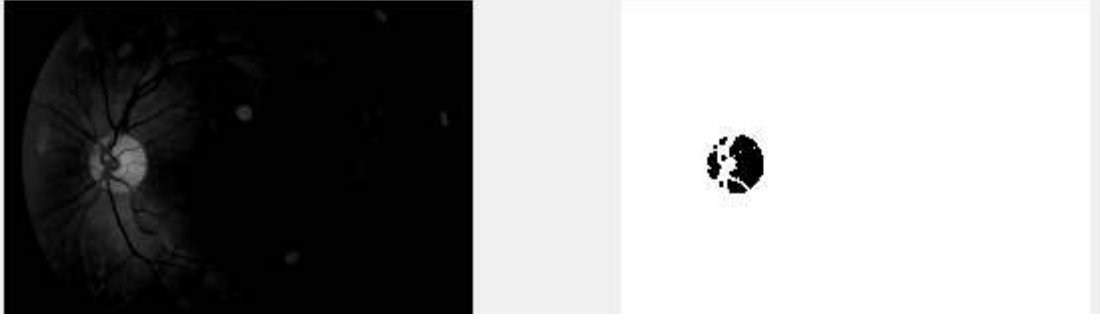
Şekil 3.9. Alt değer filtrelemesi yapılmış görüntünün tonlarının açılması

Tonları açılmış görüntünün kenar bileşenlerinin yok edilmesi Şekil 3.10'da verilmiştir.



Şekil 3.10. Tonu açılmış görüntünün kenar bileşenlerinin yok edilmesi

Kenar bileşenleri yok edilen görünümün minimum noktalarının oluşturulması ile Şekil 3.11 elde edilmiştir.



Şekil 3.11. Kenar bileşenleri yok edilen görüntünün genişletilmiş minimum noktalarının oluşturulması

3.4.2 L_1 -Minimizasyon Yöntemi

Fundus görüntülerde genellikle optik disk oval bir bölge şeklindedir. Bundan dolayı ilk olarak görüntüde oval yapılar araştırılarak optik disk olabilecek bölgeler tespit edilmesi için L_1 minimizasyon algoritması kullanılmıştır. Görüntü işleme alanında kullanılan algoritmalarından olan L_1 minimizasyon algoritması ile optik diskin lokalizasyonu hedeflenmiştir.

Yöntem şablon tabanlıdır ve L_1 -minimization çerçevesinde çalışır. OD görüntüleri ile pozitif eğitim örnekleri ve seyrek matrisler olarak üretilen bir sözlük kullanılır. OD'i içeren tüm alt imajların bir alt alan oluşturduğu varsayılmaktadır. Dolayısıyla, ortadaki OD'ye sahip bir alt imge, sözlükten temel unsurların doğrusal bir birleşimi olarak ifade edildiğinde, L_1 -normu asgariye indirirken, ilgili katsayılar seyrek ve diğerlerinden daha yüksektir. Ortadaki OD'yi içeren alt görüntü, katsayıların zirve değerlerinin bulunmasıyla tanımlanır [77]. Algoritmanın temel adımları Algoritma 1'de verilmiştir [77].

Algoritma 1: Seyrek Temsili OD Sınıflandırması

- 1) Ortalamanın OD'si olan $n_1 \times n_2$ boyutundaki n alt imaj dizisini girilir.
 - a) Temel vektörleri $\{v_1, v_2, \dots, v_n\}$ oluşturmak için piksel değerlerini bitleştirilir.
 - b) Her bir piksel konumu için, $n_1 \times n_2$ boyutunda, sıfır olmayan tek bir element içeren seyrek bir matris eklenir. Bu seyrek matris girişlerini, temel vektörler $\{r_1, r_2, \dots, r_m\}$ oluşturmak için birleştirilir, $m = n_1 \times n_2$ olmak üzere $A = [v_1, v_2, \dots, v_{nr1}, \dots, v_{rm}]$ sözlük matrisini oluşturur.
- 2) Birimin l_2 -normuna sahip olmak için A 'nın sütunlarını normalize edilir.

3) Verilen bir test görüntüsü için, $n_1 \times n_2$ boyutlu olan tüm alt görüntüler için 4. ve 5. adımlar tekrarlanır.

4) Denklem 3.8’de seçilen bir ρ değeri için L_1 -minimizasyon problemi çözülür

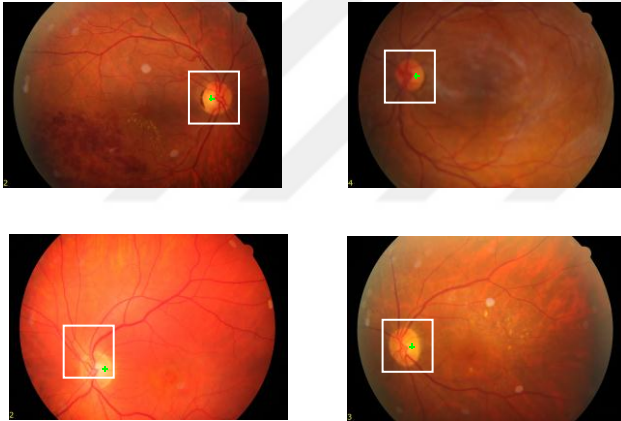
$$(l_1: x_1 = \arg \min ||x||_1 \text{ s.t. } ||Ax - y||_2 \leq \epsilon \quad (3.8)$$

5) Alt görüntülerin sınıflandırma indeksleri hesaplanır. Denklem 3.9’da verilmiştir.

$$c = \frac{\sum_{i=1}^n \alpha_i}{\sum_j^m |\beta_j|} \quad (3.9)$$

6) Sınıflandırma indeksinin maksimum değeri merkezi OD olan alt görüntüye karşılık gelir.

Şekil 3.12’de L_1 minimizasyon kullanılarak optik diski lokalize edilmiş retinal görüntüleri içermektedir. Görüntülerde ‘+’ ile işaretlenen alan optik diski göstermektedir.



Şekil 3.12. L_1 minimizasyon kullanılarak lokalize edilmiş optik disk örnekleri

3.4.3 Region Growing (Bölge Büyütme)

Görüntü bölütlemesinde region growing yaklaşımı, bir görüntüyü, bir dizi n çekirdek bölgesine göre bölgelere bölmektir [78]. Region Growing yöntemi, seçilen tohum pikseline benzer değerlere sahip olan komşu piksellerin bir araya gelerek bölge oluşturması mantığı ile çalışmaktadır. Başlangıç tohumunu seçmek içinde birçok yöntem bulunmaktadır [79-80]. Tez çalışmasında başlangıç noktası olarak L_1 minimizasyon yönteminden elde ettiğimiz optik diskin konumu alınmıştır. Sınırları algılayarak region growing yönteminde tohum piksellerin arasındaki en küçük fark değerini bularak seçilir. En sık kullanılan

yöntem ise seçilen tohumun komşuları ile karşılaştırılarak düzgün bir dağılıma sahip olup olmadıkları kontrol edilir.

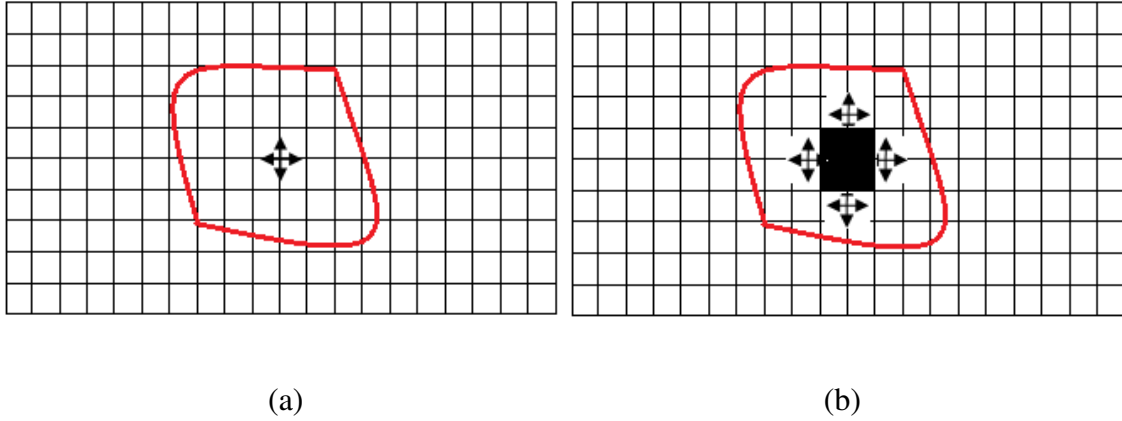
$$P(R) = \begin{cases} \text{Doğru} & \text{if } |f(j,k) - \mu_R| \leq \Delta, \\ \text{Yanlış} & \text{diğer.} \end{cases} \quad (3.10)$$

Denklem 3.10'da Δ değeri eşiği kadar farklılık gösteren pikselleri yeni oluşan bölgeye ekler ve bölgeye katılan bu yeni piksel değeri ile tekrar bölgenin ortalaması hesaplanır. Ve bundan sonra yapılacak olan karşılaştırmalar yeni bulunan bölgeye (μ_R) göre yapılır [78].

Bölge büyütme algoritması;

- (1) $U_i=1$ n $R_i=R$
- (2) R_i alana bağlı olmak şartıyla $i=1,2,\dots,n$
- (3) $R_i \cap R_j = \emptyset$ tüm i değerleri için $i=1,2,\dots,n$
- (4) $P(R_i)=\text{Doğru}$,tüm i değerleri için $i=1,2,\dots,n$
- (5) $P(R_i \cup R_j)=\text{Yanlış}$ komşu R_i ve R_j alanları için

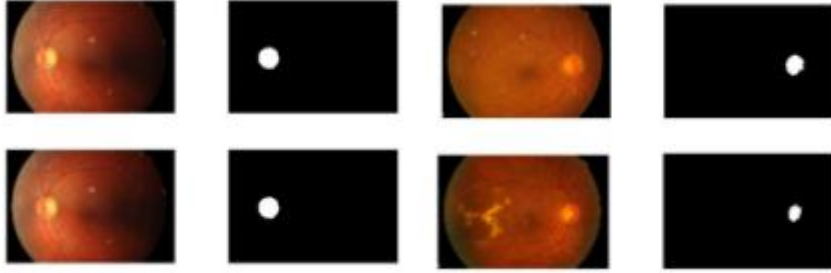
Şekil 3.13'te region growing çalışma şekline yönelik örnek görsel verilmiştir.



Şekil 3.13. (a) Region growing başlangıcı (b) Birkaç iterasyon sonra büyüme aşaması

L_I minimizasyonu ile lokalize edilen optik disk bölgesi belirlenip, bu bölgenin ortalaması başlangıç tohumu olarak seçilir. Daha sonra komşu piksellere bakılarak istatistiksel işlemler için hesaplamalar yapılır. Tarama seçilen bu bölgenin dışından başlayarak tüm piksellerin karşılaştırılması ile devam eder. Yoğunluk, renk, parlaklık,

varyans gibi parametreler belirlenerek bu değerleri benzer olan bölgeler kümelenir. Bu işlemin sonunda region growing yöntemi kullanarak optik disk bölütlenir. Şekil 3.14'te region growing kullanılarak yapılan bölütleme sonuçlarını göstermektedir.



Şekil 3.14. Region growing yöntemi ile elde edilmiş sonuçlar

3.4.4 Aktif Kontur Yöntemi

Aktif kontur modeli (AKM), görüntü işlemede bir nesnenin sınırlarını görüntüdeki diğer bölgelerinden bölütlemek için kullanılan yöntemdir. Aktif kontur modeli bozunabilir modellerin içerisinde en çok kullanılan model tabanlı bir metodur. Bozunabilir modellerde iç, dış ve imge kuvvetlerinin etkisi ile segmantasyon yapılır. Optik Diskin sınırlarını tanımlayabilmek için öncelikle kapalı eğriler L_1 ile lokalize edilmiş optik disk sınırına yakın konumlandırılmalıdır. Daha sonra iterasyon sayısı kadar geçilmedir. İç kuvvetler eğrinin biçim değiştirme boyunca düzgün şekilde kalmasını sağlamaktadır. Dış kuvvetler ise eğriyi yerel minimum düzeyde tutulmasını sağlamaktadır. İmge kuvvetleri ise retinal görüntüdeki kenar vb. gibi belirgin noktalara doğru yönlendirilmesini sağlamaktadır. Aktif kontur modeli iterasyon ile enerji fonksiyonunu minimize ederek yarı otomatik bölütleme yapmayı sağlayan yöntemdir [83]. Başlangıç noktası L_1 ile lokalize edilmiş optik diske enerji minimizasyonu yapılarak eğriyi oluşturacak yol belirlenir [82]. Başka bir deyişle optik diskin iç ve dış kısmına bir eğri çizmekte; eğri optik diskin şeklini alacak şekilde iterasyonlar yapılarak oluşturulan enerji minimizasyonu ile eğri hareket edip segmantasyonu sağlamaktadır [82-83].

$$E(v)=E_{img}(\vec{v}) + E_{int}(\vec{v}) + E_{ext}(\vec{v}) \quad (3.11)$$

Burada E_{int} kıvrımdan kaynaklanan iç kuvveti gösterir. Konturun gerginlik ve esneklik bozulmaları ile ifade edilir. E_{img} imge kuvvetini; E_{ext} ise dış kuvveti temsil etmektedir

[84]. Burada ki bütün kuvvetler dengelendiği noktada AKM'nin konumu toplam yerel minimumuna karşılık gelmektedir. Yani Denklem 3.11'de sınır bölgelerini tespit ederek dış kuvvetler ve imge kuvvetleri tarafından yönlendirilen enerjiyi minimize eder.

Aktif Kontur Model Algoritmasındaki imge enerjisinin denklemi Denklem 3.12'deki gibidir:

$$E_{img}(\vec{v}) = - \int_0^1 P(\vec{v}(s, t)) ds \quad (3.12)$$

$P(\vec{v}(s, t))$ AKM algoritmasını kenarlara çekerken, görüntü gradyentinin büyüklüğüne eşit alınmaktadır.

$$P(\vec{v}(s, t)) = |\nabla I(\vec{v}(s, t))| \quad (3.13)$$

Denklem 3.13'de $\nabla I(\vec{v}(s, t))$ görüntünün yumuşatılmasını ve önemsiz noktaların kaldırılmasını sağlayarak algoritmanın daha düşük görüntü enerjili konumlara hareketini önler. Ayrıca daha belirgin olan detaylara yönlendirir [84].

$$E_{int}(\vec{v}) = \frac{1}{2} \int_0^1 a(s) \left| \frac{\partial \vec{v}(s, t)}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 \vec{v}(s, t)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (3.14)$$

Denklem 3.14'te $a(s)$ ve $\beta(s)$ AKM algoritmasının katılığını ve gerilimini düzenleyen fonksiyonlardır. Kontur gerginliği $a(s)$ gerilimi ise $\beta(s)$ ile kontrol edilmektedir. Gerilim için kısıtlamalar ilk sıradaki terimler tarafından gerçekleştirilerek AKM algoritmasının zar gibi davranmasını sağlar. Katılık için ikinci derece terimler ile kısıtlaması sağlanarak AKM algoritmasının ince bir tabaka gibi hareket etmesini sağlamaktadır. Bu şekilde enerjilerin dengelenmesi amaçlanmaktadır [84].

$$E_{ext}(\vec{v}) = \int_0^1 P(\vec{v}(s)) ds \quad (3.15)$$

Denklem 3.15'te verilen dış kuvvet denklemi ise algoritmayı retinal görüntüdeki çizgi ve kenarlar gibi görüntü detaylarına yönlendirmektedir [84].

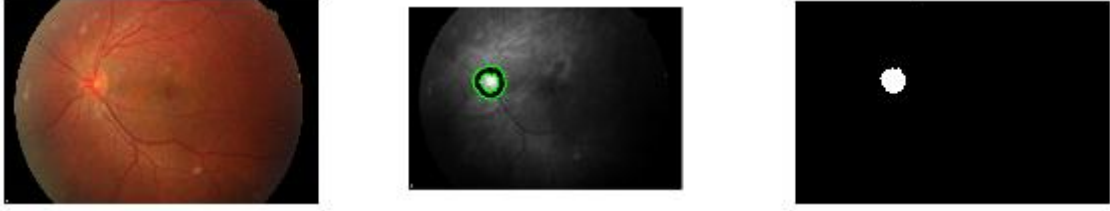
$$E(\vec{v}) = - \int_0^1 P(\vec{v}(s, t)) ds + \frac{1}{2} \int_0^1 a(s) \left| \frac{\partial \vec{v}(s, t)}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 \vec{v}(s, t)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (3.16)$$

Dış kuvvetlerin yokluğunda Denklem 3.12 ve Denklem 3.14 denklemlerinin Denklem 3.11'de yerine koyulmasıyla Denklem 3.16 elde edilir. Buda AKM algoritmasının toplam enerji fonksiyonunu ifade eder [84].

$$E(\vec{v}) = - \int |\nabla I(v)|^2 ds + a(s) \int |(v_s)|^2 ds + \beta(s) \int |(v_{ss})|^2 ds \quad (3.17)$$

Denklem 3.17’de $a(s)$ ve $\beta(s)$ ağırlık parametrelerini, v_s eğri parametresi s ’ye göre ilk türevini v_{ss} parametresi de ikinci türevini ifade etmektedir. Bu denklemler doğrultusunda eğri yüksek imge gradyanının olduğu optik disk sınırlarına ulaştığında ilerleme durur ve böylece optik disk sınırları tespit edilmiş olur [85-86-87].

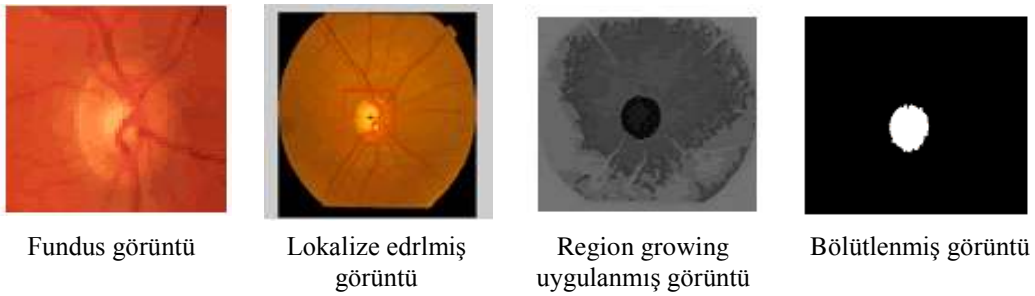
Şekil 3.14’te de aktif kontur yöntemi kullanılarak bölütlenmiş optik disk sonuçları verilmiştir.



Şekil 3.14. Aktif Kontur Yöntemi kullanılarak bölütlenmiş optik disk sonuçları

3.4.5 Optik Disk Bölütleme

Fundus görüntü üzerinde L_1 minimizasyon yöntemi ile konumu belirlenen optik diskin bölütlenmesinin başarımının yüksek olması retinal hastalıkların teşhisinde çok önemlidir. Şekil 3.15’te de gösterildiği gibi L_1 minimizasyon algoritması ile konumunu belirlediğimiz optik diski region growing yöntemi ile bölütlemesi yapılmıştır. Fundus görüntüde L_1 minimizasyon algoritması ile konumu belirlenen optik diske aktif kontur yöntemi ve region growing algoritması uygulayarak iki yöntemin başarı ve performansı karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.15. Hibrit yöntem ile bölütlenmiş optik disk sonuçları

3.5 Performans Değerlendirmesi

Çalışmada optik disk bölütlenmesi için hibrit bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntemde öncelikle L_1 minimizasyon yöntemi kullanılarak optik diskin lokalizasyonu sağlanmakta sonrasında elde edilen değerler yarı otomatik bir yöntem olan region growing metoduna giriş olarak verilmektedir. Böylece tam otomatik bölütleme sağlanmıştır. Kullanılan yöntemin performansını hem lokalizasyonun başarısı hem de lokalizasyona bağlı olarak bölütlemenin başarısı etkilemektedir. Bu nedenle performans değerlendirme yapılırken hem optik disk lokalizasyonu hem de optik disk segmentasyonu için değerlendirme yapılmıştır.

Fundus görüntülerden L_1 minimizasyon yöntemi ile konumu belirlenen optik diskin aktif kontur yöntemi ile elde edilen optik disk alanı ve hibrit yöntem ile elde edilen optik disk alanlarını değerlendirmek için Şekil 3.18'deki temsili gösterim kullanılmıştır. Burada A bölgesi hibrit yöntem ile elde edilen bölütlenen alan, M bölgesi ise aktif kontur yöntemi ile elde edilen bölütlenen alanı göstermektedir. Kesişim alanı ise uygulanan yöntem tarafından doğru olarak tespit edilen optik disk alanını göstermektedir. Hibrit yöntem ile elde edilen optik diskin alanı Dice ve Jaccard katsayısı kullanılarak değerlendirilmiştir.

3.5.1 Jaccard Benzerlik İndeksi

Jaccard Benzerlik indeksi, kümeler arasındaki benzerliği istatistiksel olarak değerlendirir. Jaccard benzerlik indeksi, bir görüntüdeki piksellerin uzman hekim tarafından bölütlenen alanla, önerilen algoritma kullanılarak otomatik bölütlenen alanı parametre olarak kullanan bir benzerlik indeksidir [88]. Denklem 3.21'de Jaccard Benzerlik indeksi verilmiştir.

$$J = \frac{|M \cap A|}{|M \cup A|} = \frac{|M \cap A|}{|M| + |A| - |M \cap A|} \quad (3.21)$$

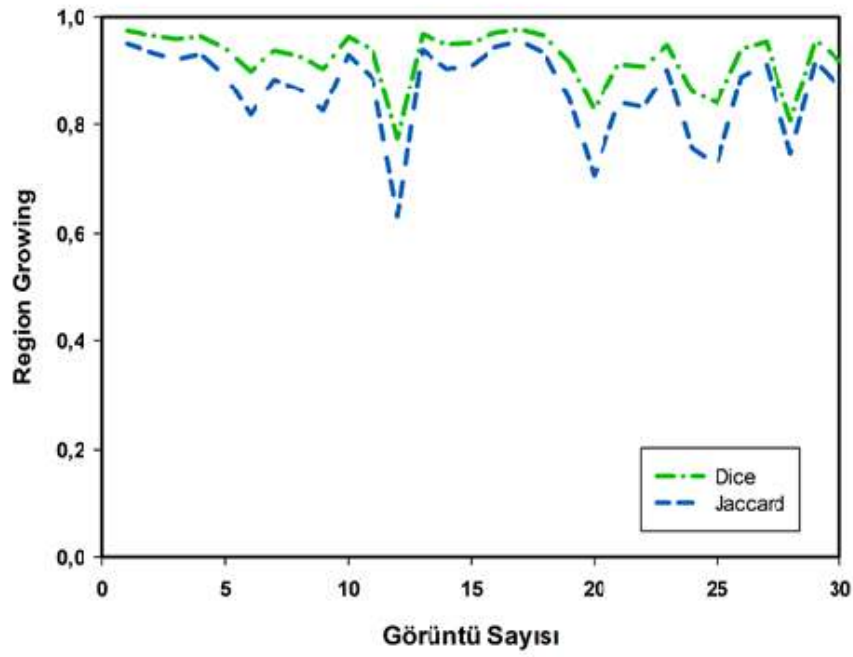
Denklemdaki A önerilen yöntemler ile tespit edilen piksellerin sayısını M manuel olarak ölçülen piksellerin sayısını göstermektedir [89].

3.5.2 Dice Benzerlik İndeksi

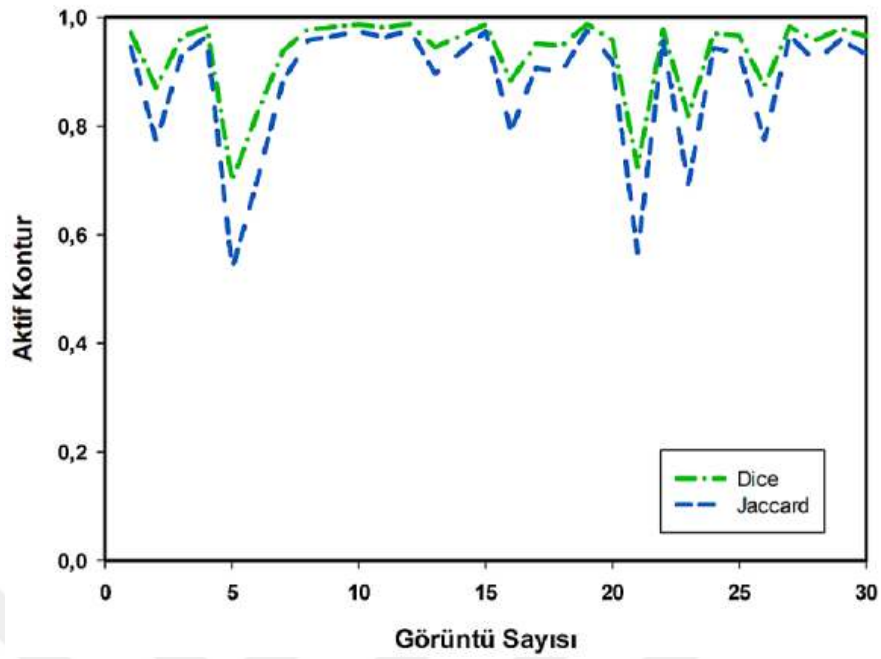
Dice benzerlik indeksi, Jaccard benzerliği ile ilişkili bir benzerlik ölçümüdür [90]. Görüntüler elde edildikten sonra ikinci aşamada tüm görüntüleri birbiri ile karşılaştırılıp bir sayısal değer üretilmelidir. Bu sayısal değer üretimi için Dice benzerlik indeksi kullanılması amaçlanmaktadır. Dice katsayısı, “Lee Raymond Dice” tarafından farklı bir alan için önerilmiştir.

$$D = \frac{2|M \cap A|}{|M| + |A|} \quad (3.22)$$

Denklemdaki 3.22 ‘de önerilen yöntemler ile tespit edilen piksellerin sayısını M manuel olarak ölçülen piksellerin sayısını göstermektedir [87]. Region growing ile alınan sonuçlar Şekil 3.16’da gösterilmiştir. Aktif Kontur ile alınan sonuçlar Şekil 3.17’de gösterilmiştir.



Şekil 3.16. Region Growing ile bölütlenmiş optik diskin Dice ve Jaccard benzerlik



Şekil 3.17. Aktif kontur ile bölütlenmiş optik diskin Dice ve Jaccard benzerlik

Tablo 3.1’de Region growing ile aktif konturun Dice ve Jaccard oranları verilmiştir.

Tablo 3.1 Region growing ile aktif konturun Dice ve Jaccard oranları ile karşılatırlmalı tablosu

Yöntem	Görüntü Sayısı	Dice	Jaccard
Region Growing	30	0.92	0.87
Aktif Kontur	30	0,93	0,88

Literatürde optik disk bölütlenmesi ile ilgili yapılan diğer çalışma sonuçları Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3.2 Optik disk bölütlenmesi ile ilgili yapılan diğer çalışma sonuçları

Yazar	Yöntem	Görüntü Sayısı	Başarım oranı	Yarı Otomatik	Tam Otomatik
Morales et al. [14]	Component Analysis Method, Stokastik Watershed Algorithm	110	%86.89		X
Lalonde et al. [15]	Haar Dalgacık Dönüşümü, Hausdorff Based Matching	40	%93		X
Chaichana et al. [16]	Sobel Kenar Çıkartma Filtresi, Çembersel Hough	40	%97.5		X

Yavuz ve et al. [13] Welfer ve et al. [22] Carmona ve et al. [23]	Dönüşümü Morfolojik işlemler, Eşikleme Detecting The Vascular Tree, Watershed Transform Genetik Algoritma	20 40 110	%85 %97.75 %96		X X X
	Yazar	Yöntem	Görüntü Sayısı	Başarım oranı	Yarı Otomatik
	Tam Otomatik				
Chrastek ve et al. [24] Yavuz ve et al. [91]	Hough Dönüşümü, Aktif Kontur Bulanık C-Kümeleme Algoritması	- 20	%72.3 İki veri seti %95.33 %94.67	X	X
Çelik ve dig. [92]	Graph Cut Algortihm	20	%95.2		X

Literatürde optik disk konumunun belirlenmesi ile ilgili yapılan diğer çalışma sonuçları Tablo 3.3'te verilmiştir.

Tablo 3.3 Optik disk konumunu belirlemedeki başarımlar

Yazar	Yöntem	Başarım oranı
Welfer ve et al. [22]	Detecting the vascular tree	%100
Parketal. ve et al [20]	Büyük bir lokal yoğunluk değişkenliğine sahip dairesel alana göre	%90.25
Foracchiaetal. ve et al [19]	Tüm damarların yakınlaşma noktasını bulma	%98
Tobin ve diğ. ve et al [18],	Retina vaskülatüründen lokal özellikler	%90.4

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada, Glokom ve diyabetik retinopati gibi birçok hastalığın tespiti ve tedavisi için ön aşamayı oluşturan optik diskin bölütlenmesi için Fırat Üniversitesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalından temin edilen retina görüntüleri üzerinde çalışılarak bir yöntem sunulmuştur. Çalışmada yarı otomatik bir bölütleme yöntemi olan region growing yöntemi, optik disk lokalizasyonu sağlayan L_1 minimizasyon yöntemi ile birlikte kullanılarak hibrit bir yaklaşım oluşturulmuştur. Böylece bölütleme yarı otomatik değil de tam otomatik olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın performans değerlendirmesi bölütleme ve lokalizasyon için ayrı ayrı yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre bazı retina görüntülerinde Dice katsayısı sınır değerlerde tespit edilmiştir. Region growing yöntemi için yapılan performans değerlendirmesinde Dice katsayısı 0.92, Jaccard katsayısı 0.87'dir. Aktif kontur yöntemi için yapılan performans değerlendirmesinde Dice katsayısı 0.93, Jaccard katsayısı 0.88'dir. Tüm görüntüler için elde edilen ortalama Dice Katsayısı 0.925 iken Jaccard katsayısı 0.875'tir. Değerlendirmede dice ve jaccard benzerlik indeksleri kullanılmış olup, lokalizasyonda %96.3 başarı elde edilirken, segmentasyon için %92.5 başarı elde edilmiştir. Performans değerlendirmeleri göstermektedir ki, önerilen yöntem, retinal görüntü içeren lokal verilere başarıyla uygulanmıştır. Çalışmanın bundan sonraki retinal hastalık teşhis ve tedavi işleminde ön aşamayı oluşturan OD bölütlenmesine katkı sağlaması beklenmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **C. Sinthanayothin, J. F. Boyce, H. L. Cook, T. H. Williamson**, 1999, Automated Location of the Optic Disc, Fovea, and Retinal Blood Vessels from Digital Colour Fundus Images, *British Journal of Ophthalmology*, Vol. 83(8), pp.902-910.
- [2] **Yavuz Z., İkibaş C., Şevik U., Köse C.**, 2009, A Method For Automatic Optic Disc Extraction In Retinal Fundus Images 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS'09), Karabük, Türkiye.
- [3] **Köse C., Şevik U., Gençalioglu O.**, 2008, Automatic segmentation of age-related macular degeneration in retinal fundus images, *Computers in Biology and Medicine*. Vol.: 38, pp:611-619.
- [4] **Yetkin M., İNAL C.**, 2010, L_1 Norm Minimization İn Geodetic Networks: The Case Of Lecelling Network, *Harita Dergisi Ocak Sayısı 143*, pp. 14-18.
- [5] **Zhang X., Xu C.**, 2013, $L_{1/2}$ Regularization based Low-Rank Image Segmentation Model, 2013 Ninth International Conference on Computational Intelligence and Security, pp. 382-386.
- [6] **Madhusudhan M., Malay N., Samerendra D.**, 2011, Image Processing Techniques for Glaucoma Detection, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, pp. 365–373
- [7] **Yüksel, A.**, 2008, X-ışını El Görüntülerinde Kemik Dokusunun Bölütlenmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [8] **Öğretmenoğlu Fıçıcı C.**, 2016, Mr Görüntülerinde Baş Bölgesine Ait Anormal Yapıların Belirlenmesi ve Hacimlerinin Hesaplanması, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [9] **Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D.**, 1988, “Snakes: active contour models”, *International Journal of Computer Vision*, 1, 321-331. doi:10.1007/BF00133570.
- [10] **Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D.**, 1988, “Snakes: active contour models”, *International Journal of Computer Vision*, 1, 321-331. doi:10.1007/BF00133570,
- [11] **Filho, P.P.R., Cortez, P.C., Barros, A.C. da S., Albuquerque, V.H.C.De**, 2014, “Novel Adaptive Balloon Active Contour Method based on internal force for image segmentation A systematic evaluation on synthetic and real images”, *Expert Systems with Applications*, 41,7707–7721.
- [12] **H. Li, O. Chutatape**, 2001, Automatic location of optic disk in retinal images, in *Proc. IEEE-ICIP*, vol. 2, pp. 837– 840.
- [13] **Yavuz, Z., İkibaş, C., Çevil, U., Köse, C.**, 2009, Retinal Görüntülerde Optik Diskin Otomatik Olarak Çıkarılması İçin Bir Yöntem, Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS'09), Karabük, Türkiye.
- [14] **Moales,S.,Naranjo,V., P'erez,D.,Navea,A.,Alca'niz,M.**, 2012, Automatic detection of optic disc based on PCA and Stochastic Watershed, *Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, 2012 Proceedings of the 20th European, pp. 2605 – 2609, Bucharest.
- [15] **Lalonde, M., Beaulieu, M., Gagnon, L.**, 2001, Fast and robust optic disc detection using pyramidal decomposition and hausdorff-based template matching, *Medical Imaging, IEEE Transactions* vol: 20, no: 11, pp. 1193 – 1200
- [16] **Chaichana, T., Yoowattana, S., Sun, Z., Tangjitsolmun, S., Sookpotharom, S., Sangworasil, M.**, 2008, Edge detection of the optic disc in retinal images based on

identification of a round shape, Communications and Information Technologies, ISCIT 2008. International Symposium, pp. 670–674

- [17] **Wang, X., Wu, Z., Luo, P., Wu, H.,** 2012, An Image Segmentation Method Combining L1-Sparse Reconstruction with Spectral Clustering, 2012 International Workshop on Information and Electronics Engineering (IWIEE), China, vol 29, pp 1387-1391.
- [18] **Tobin, K.W., Chaum, E., Govindasamy, V.P., Karnowski, T.P.,** 2007, Detection Of anatomical structures in human retinal imagery, IEEE Transactions on Medical Imaging, pp.1729–1739.
- [19] **Foracchia, M., Grisan, E., Ruggeri, A.,** 2004, Detection of optic disc in retinal images by means of a geometrical model of vessel structure, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.23 No.10, 1189–1195.
- [20] **Park, M., Jin, J.S., Luo, S.,** 2006, Locating the optic disc in retinal images, in: Proceedings of the International Conference on Computer Graphics, IEEE Computer Society Washington, Australia, pp.14–145.
- [21] **Sinthanayothin C., Boyce, J.F., Cook, H.L. Williamson, T.H.,** 1999, Automated localisation of the optic disc, fovea, and retinal blood vessels from digital colour fundus images, British, pp.902–910.
- [22] **Welfer, D., Scharcanski, J., Kitamura, C.M, Pizzol, M.,** 2010, Segmentation of the optic disk in color eye fundus images using an adaptive morphological approach, Computers in Biology and Medicine 40, Brazil, pp. 124-137.
- [23] **Carmona, E., Rincon, M., Garcia-Feijoo, J., Martinez-de-la-Casa, J.,** 2008, Identification of the optic nerve head with genetic algorithms, Artificial Intelligence in Medicine, Spain, pp. 243-259.
- [24] **Chrastek, R., Wolf, M., Donath, K.,** 2005, Automated segmentation of the optic nerve head for diagnosis of glaucoma, Medical Image Analysis 9, Germany, pp. 297-314.
- [25] **Çelik, C., Erdoğan, P.,** 2016, A New Approach in Human Retina Optic Disc Segmentation using Graph Cut, 24th Signal Processing and Communication Application Conference (SIU), Düzce.
- [26] **Nachour, A., Ouzizi, L., Aoura, Y.,** 2017, A Fast Adaptive Balloon Active Contour For Image Segmentation, Applications, Basis and Communications, Fas, vol 29, pp 1-14.
- [27] **Çelik, H.İ., Dülger, L.C., Topalbekiroğlu, M.,** 2012, Görüntü İşleme Teknikleri Kullanarak Kumaş Hatalarının Belirlenmesi, Tekstil Teknolojileri Elektronik Dergisi, Gaziantep, Türkiye, 22-39.
- [28] **Gonzalez, R.C., Woods, R.E.,** 2002, Digital Image Processing, 3rd Edition, Prentice Hall, pp 51.
- [29] **Arslan, E.,** 2011, Hücresel Sinir Ağı Sistemleri Kullanarak Hareketli Nesnelerin Görüntü İşleme Uygulamaları, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye.
- [30] **Çankaya, G.,** 2013, Görüntü İşleme Teknolojisi İle Betonun Bazı Mekanik Özelliklerinin Bulunması, *Yüksek Lisans Tezi*, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye.
- [31] **URL-1,** https://tr.wikipedia.org/wiki/RGB_renk_uzay%C4%B1 RGB Renk Uzayı, 17 Haziran 2016.
- [32] **Bushberg, J.R., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., Bone, J.M.,** 2002, The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, pp. 3-82.

- [33] **Crane, R.**, 1997, A Simplified Approach To Image Processing: Classical and Modern Techniques in C, Prentice Hall PTR, New Jersey.
- [34] **Şenol, M.**, 2014, C# ile Web Kameradan Optik Form Okuma, *Yüksek Lisans Tezi*, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon, Türkiye.
- [35] **Umbaugh S.**, 2011, Digital Image Process And Analysis, 2 Ed., CRC Press Taylor & Francis Group, Newyork, pp. 188–211.
- [36] **Türkoğlu, İ.**, 1996, Yapay Sinir Ağları ile Nesne Tanıma, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 9-30.
- [37] **Sezan, M.İ., Tekalp, A.M.**, 1989, Schaetzing Automatic Anatomically Selective Image Enhancement in Digital Chest Radiography IEEE Transactions on Medical Image, Vol.8, No.2pg. 154-162.
- [38] **Polat, R.**, 2007, Biyomedikal Görüntü Bölütleme, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ, Türkiye.
- [39] **Metlek, S.**, 2009, Üretim Bandı Üzerindeki Renkli Silindir Parçalarının Makine Görme Sistemiyle Tanımlanması ve Sınıflandırılması, Yüksek Lisans Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta, Türkiye, 13-14.
- [40] **Jan, J.**, 2005, Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods, CRC Press, Florida.
- [41] **URL-2**, <http://mrtomografi.com/goz-anjiyosu-nasil-yapilir>
- [42] **Birgin, G.**, 2007, Röntgen Filmleri Yardımıyla Üç Boyutlu Modelleme ve Değerlendirme, *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye.
- [43] **URL-3**, <http://www.kennislink.nl/publicaties/zwakke-signalen-in-gsm-discussie>
- [44] **Odacı, E., Bahadır, A., Yıldırım Ş., Şahin, B., Canan, S., Baş, O., Bilgiç, S., Kaplan, S.**, 2005, Cavalieri Prensibi Kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleri Üzerinden Hacim Hesaplanması ve Klinik Kullanımı, Türkiye Klinikleri J Med Sci Dergisi, 421-428.
- [45] **URL-4**, <https://radiopaedia.org/images/14814126>
- [46] **Tuncer Ö.**, 2003, Segmentation, Registration and Visulation of Medical Images for Treatment Planning, Ortadoğu Teknik Üniversitesi, Yüksel Lisans Tezi, Ankara, Türkiye.
- [47] **N. Ching**, 2003, Show Me the “Pain”, Clinical solution for the pain diagnosis with thermography.
- [48] **Öztürk, C., Akşit, R.**, 2004, Tedavide Sıcak ve Soğuk. Oğuz H, Dursun E, Dursun N(Editörler). *Tıbbi Rehabilitasyon*, 2. Baskı. İstanbul. Nobel Tıp Kitabevleri, 333- 353.
- [49] **Basford JR., (Çev), Sarpel ,T., Benlidayı, İC., Terapotik Fiziksel Ajanlar., Delisa, JA (Ed). Arasil, T. (Ç. Ed).**, 2007, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon İlkeler ve Uygulamalar, 4. Baskı . Cilt 1. Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, pp. 251-270.
- [50] **Tuncer, T.**, 2011, Elektroterapi. *Fiziksek Tıp ve Rehabilitasyon*, Beyazova, M., Kutsal, YG. (Ed). Cilt 1. , 2. Baskı, Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, pp.1007-1026.
- [51] **URL-5**, <http://umitgoz.com/Tetkikler.asp?katId=5>
- [52] **Jain, A.K.**, 1989, Fundamentals of Digital Image Processing, Prentice Hail.
- [53] **URL-6**, <http://saglikpedi.com/bir-fundus-kamera-nedir/>
- [54] **URL-7**, <https://www.retinala.com/fluorescein-angiography.html>

- [55] **Başmak H.**, 2014, Gözün Anatomisi ve Fizyolojisi, Türkiye Optik ve Optometrik Meslekler Derneği, İstanbul, Türkiye, pp. 68-73
- [56] **İkibaş, C.**, 2012, Retinal İmgelerde Optik Disk ve Makulanın Tespiti ve Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, Türkiye
- [57] **Haleem, M.S., Han, L., Hemert, J., Li, B.**, 2013, Automatic extraction of retinal features from colour retinal images for glaucoma diagnosis: A review, Computerized Medical Imaging and Graphics, United Kingdom, vol 37, pp 581-596.
- [58] **URL-8**, <https://www.doktorsitesi.com/article/retina>
- [59] **Yalabık, N., Göktoğan, A.H.**, Görüntü İşleme ve Biyomedikal Uygulamaları, Elektrik Mühendisliği Dergisi , Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Ankara, Türkiye, pp. 93-97.
- [60] **Kızılkaya, A.**, 2008, Bölütleme, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Pamukkale Üniversitesi, Denizli, Türkiye.
- [61] **Bilge, H. Ş., Verim, V.**, 2007, Ultrason Görüntülerinde Prostat Sınırının Bulunması, Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi, vol. 3, pp.22.
- [62] **Atasoy, F., Şen, B., Nar, F., Özcan, C., Bozkurt, İ.**, 2016, Toplam Değişim Tabanlı 3B Kafatası Bölütleme Total Variation Based 3D Skull Segmentation, Signal Processing and Communication Application Conference (SIU), Zonguldak, Türkiye.
- [63] **URL-9**, <http://www.iszekam.net/2009/05/default>
- [64] **Öz, S., Doğrusöz, Y. S.**, 2010, Fast 3D reconstruction from medical image series based on thresholding method. In Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT) 2010 15th National IEEE, Antalya, Türkiye, pp. 1-4
- [65] **Yaman, O., Karaköse, M., Akın, E., Aydın, İ.**, 2015, Image processing based fault detection approach for rail surface. In Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), IEEE, pp. 1118-1121.
- [66] **Sobel, I.**, 1970, "Camera Models and Perception", Ph.D. thesis, Stanford University, CA.
- [67] **Aybar, E.**, 2008, Sobel İşleci Kullanılarak Renkli Görüntülerde Kenar Bulma. Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi, Vol.1 no.8, pp.205-217.
- [68] **Yiğitbaşı, E. D.**, 2014, Yapay Arı Kolonisi Optimizasyonu İle Kenar Bulma (Doctoral dissertation, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü).
- [69] **Gençalioglu, S. Gangal, A.**, 2011, Otomatik Tohumlandırılmalı Bölge Büyütme Metoduyla Renkli Görüntülerde Bölge ve Kenar Tespiti, Fırat Üniversitesi, Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu, Elazığ, Türkiye.
- [70] **Mehnert, A., Jackway, P.**, 1997, An improved seeded region growing algorithm, Pattern Recognition Letters, Avusturya.
- [71] **Sezgin, M.**, 2002, İmge Eşikleme Yöntemlerinin Başarım Değerlendirmesi ve Tahribatsız, Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye.
- [72] **Altun, C., Uzundemir, F., Çiftçi, K., Rasier, R.**, 2016, Retina Hastalıklarında Fundus Floresein Anjiyografi Testi Üzerinden Lazer Uygulamasını Destekleyen Bilgisayar Programının Geliştirilmesi. Retina-Vitreus/Journal of Retina-Vitreous, 24(2).
- [73] **Kalkan, K., Maktav, D.**, 2010, Nesne Tabanlı Ve Piksel Tabanlı Sınıflandırma Yöntemlerinin Karşılaştırılması (İkonos Örneği), III. Uzaktan Algılama ve Coğrafi Bilgi Sistemleri Sempozyumu,
- [74] **Acar, U., Bayram, B.**, 2009, Morfolojik Görüntü Filtreleri ile İKONOS Görüntülerden Otomatik Bina Çıkarımı, TMMOB Harita ve Kadastro Mühendisleri Odası 12. Türkiye Harita Bilimsel ve Teknik Kurultayı, Ankara .

- [75] **Atalı,G., Özkan, S.S., Karayel, D.**, 2016, Morfolojik Görüntü İşleme Tekniği ile Yapay Sinir Ağlarında Görüntü Tahribat Analizi, Journal of Engineering and Science, Apjes, Vol. 4, No 1, pp. 4-24.
- [76] **Şevik, U., Gençaliolu, O., & Köse, C.**, 2009, Retina Görüntülerinde Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonunun Bölge Büyütme Yöntemiyle Segmentasyonu, Uluslar arası İleri Teknolojiler Sempozyumu (İATS'09), Karabük, Türkiye.
- [77] **Wang, X., Wu, Z., Luo, P. and Wu, H.**, 2012, An Image Segmentation Method Combining L1-Sparse Reconstruction with Spectral Clustering, 2012 International Workshop on Information and Electronics Engineering (IWIEE), China, vol 29, pp 1387-1391.
- [78] **Mehnert, A., Jackway, P.**, 1997, An improved seeded region growing algorithm, Pattern Recognition Letters 18 (1997), Australia, pp. 1065-1071.
- [79] **Efford N.**, 2000 "Digital Image Processing : A Practical Introduction Using Java. Addison-Wesley,
- [80] **Schalkoff R.J.**, 1989, Digital Image Processing and Computer Vision., John Wiley & Sons,
- [81] **Chan, T.F., Vese L.A.**, 2001, Active contours without edges, IEEE Transactions on Image Processing, vol.10, no.2, pp. 266-277.
- [82] **Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D.**, 1988, Snakes: active contour models, International Journal of Computer Vision, vol.1, pp. 321-331.
- [83] **Filho, P.P.R., Cortez, P.C., Barros, A.C. da S., Albuquerque, V.H.C. De**, 2014, Novel Adaptive Balloon Active Contour Method based on internal force for image segmentation A systematic evaluation on synthetic and real images, Expert Systems with Applications, vol.41, pp. 7707–7721.
- [84] **Seker,D.Z.,Eker. O.**, 2015, Aktif Kontür Modeller ve Düzey Kümesi Kullanarak Çizgisel Detayların Yarı Otomatik Olarak Çizilmesi, 10. Türkiye Harita Bilimsel ve Teknik Kurultayı ,Ankara, Türkiye.
- [85] **Isıkcı,E.,Duru D. G.**, 2015, Multiple Skleroz Manyetik Rezonans Görüntülerinde Aktif Kontur Modeli ile Lezyon Tespiti, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi ,Muğla, Türkiye
- [86] **Tuncer, S. A., Alkan,A.**, 2015, Segmentation of thyroid nodules with K-means algorithm on mobile devices, Computational Intelligence and Informatics (CINTI), 2015 16th IEEE International Symposium on, Budapest, pp. 345-348.
- [87] **Alkan, A., Tuncer, S.A., Gunay M.**, 2014, Comparative MR image analysis for thyroid nodule detection and quantification, Measurement, vol.47, pp. 861-868.
- [88] **Başak, S.**, 2009, Türkçe Dokümanların Benzerliği, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- [89] **Kaya M, Özel S.A.**, 2014, Türkçe Dokümanlardaki Benzerliklerin Tespiti İçin Mevcut Yazılımların Karşılaştırılması ve Türkçe Karakter Kullanımı ile Kök Almanın Etkisinin İncelenmesi,Çukurova University Journal of the Faculty of Engineering and Architecture, vol.29, no.2, pp.115-129.
- [90] **Flajolet, P., Fusy, E., Gandouet, O., Meunier, F.**, 2007, HyperLogLog: the analysis of a near-optimal cardinality estimation algorithm, 2007 Conference on Analysis of Algorithms, Fransa pp.127-146.
- [91] **Yavuz, Z., Köse, C.**, 2012,Bulanık C-Kümeleme Algoritması ile Retinal Kan Damarı Bölütme, '2012 Elektrik - Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu , Bursa.

ÖZGEÇMİŞ

1991 Elazığ doğumlu Merve PARLAK BAYDOĞAN ilk orta ve lise öğrenimini Elazığ'da tamamladı. 2010 yılında kazandığı Fırat Üniversitesi Yazılım Mühendisliği Bölümünden 2014 yılında mezun oldu. 2015 yılında Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yazılım Mühendisliği Anabilim Dalına yüksek lisans eğitimine başladı. 2015 yılında Milli Eğitim Bakanlığında Uzman Yardımcısı olarak göreve başlamış ve halen bu görevine devam etmektedir.

