

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**RETİNAL İMGELERDE OPTİK DİSK VE MAKULANIN TESPİTİ VE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Cevat İKİBAŞ

**EYLÜL 2012
TRABZON**

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**RETİNAL İMGELERDE OPTİK DİSK VE MAKULANIN TESPİTİ VE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Cevat İKİBAŞ

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
"DOKTOR (BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ)"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 03/09/2012

Tezin Savunma Tarihi : 24/09/2012

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Cemal KÖSE

Trabzon 2012

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalında
Cevat İKİBAŞ Tarafından Hazırlanan

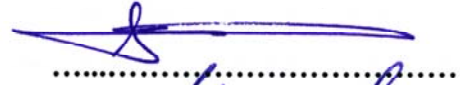
RETİNAL İMGELERDE OPTİK DİSK VE MAKULANIN TESPİTİ VE
DEĞERLENDİRİLMESİ

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 04 / 09 / 2012 gün ve 1472 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda

DOKTORA TEZİ
olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Sadık KARA



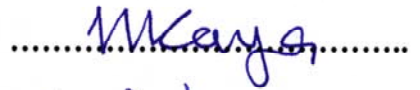
Üye : Prof. Dr. Vasif V. NABİYEV




Üye : Doç. Dr. Cemal KÖSE



Üye : Yrd. Doç. Dr. Haydar KAYA



Üye : Yrd. Doç. Dr. Bekir DİZDAROĞLU



Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Gelişen dijital görüntü işleme teknikleri sayesinde retinal imgelerin otomatik olarak işlenmesi ve böylece bazı hastalıkların doktorlara ihtiyaç duyulmadan tespiti mümkün hale gelmiştir. Retinal hastalıkların tespitinde gözdeki optik disk ve makula gibi yapıların çıkarılması ve optik diskin çapının ölçülmesi son derece önemlidir. Bu alanlarda sayısız çalışma yapılmış olmasına karşın, geliştirilmiş yöntemlerin birçoğu hem karmaşıktır hem de patolojik durumlar gibi bazı şartlarda tam bir başarı sağlayamamaktadır. Dolayısıyla bu alanda hem yöntemlerin basitleştirilmesi hem de patolojik durumları da içerecek şekilde yöntemlerin başarı düzeyinin artırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada retinal imgelerde optik disk ve makulanın bulunmasına yönelik olarak hem mevcut yöntemlere göre daha basit, hem de birçok patolojik durumda başarı sağlayan yöntemler önerilmektedir. Ayrıca literatürde olmayan optik disk ve makulanın tespit edilen konumunun doğrulanması için de bir yöntem önerilmektedir. Çalışmadaki diğer bir konu olarak, son yıllarda büyük önem kazanan, biyolojik organları baz alan biyometrik tanıma sistemleri için retinal damarların yapısına dayalı bir öneri sunulmaktadır. Görme kayıplarının başlıca sebeplerinden olan diyabetik retinopati lezyonlarının otomatik tespitinin ve bölütlenmesinin yapılması ile ilgili de çözüm sunulmaktadır.

Doktora çalışmamda danışmanlığımı üstlenerek bana çalışmalarımı yürütmemde her zaman sınırsız destek veren Hocam Doç. Dr. Cemal KÖSE'ye, çalışmalarına önerileriyle önemli katkılarda bulunan çok değerli hocalarım Prof. Dr. Vasif V. NABİYEV ve Yrd. Doç. Dr. Haydar KAYA'ya teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca zaman zaman fikirlerine başvurduğum ve ortak çalışmalar yaptığımız çalışma arkadaşlarım Zafer YAVUZ'a ve Uğur ŞEVİK'e ve Hocam Yrd. Doç. Dr. Bekir DİZDAROĞLU'na da sonsuz teşekkür ederim.

Doktora çalışmalarım dolayısıyla zamanlarından çaldığım sevgili eşim Filiz ve kızlarım Fatma Betül ve Nurdan'a da bana gösterdikleri sabırdan dolayı minnettarlığımı belirtmek isterim.

Cevat İKİBAŞ
Trabzon 2012

TEZ BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum ‘‘Retinal İmgelerde Optik Disk ve Makulanın Tespiti ve Değerlendirilmesi’’ başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Doç. Dr. Cemal KÖSE’nin sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratvuarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 15/10/2012

Cevat İKİBAŞ

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET	IX
SUMMARY	X
ŞEKİLLER DİZİNİ	XI
TABLolar DİZİNİ.....	XV
SEMBOLLER DİZİNİ	XVI
1. GENEL BİLGİLER	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Fundus Kamera	4
1.3. Retinal Fundus Görüntüleri.....	5
1.4. Gözün Anatomisi ve Retinanın Bölümleri.....	6
1.4.1. Optik Disk.....	8
1.4.2. Optik Cup.....	9
1.4.3. Fovea.....	9
1.4.4. Makula	9
1.4.5. Ana Damarlar	9
1.4.6. Kılcal Damarlar.....	10
1.5. Bazı Retinal Hastalıklar ve İmgelerde Görünüşü	10
1.5.1. Diyabetik Retinopati (DR).....	10
1.5.2. Mikroanevrizma.....	12
1.5.3. Hemoraji	12
1.5.4. Eksuda.....	12
1.5.5. Cotton-Wool Spots.....	12
1.5.6. Yaşa Bağlı Makular Dejenerasyon (YBMD).....	13
1.5.7. Glokom	13
1.6. Problem ve Çalışmanın Kapsamı.....	14
1.7. Görüntü İşleme Teknikleri.....	16
1.7.1. Dijital Görüntü Üretme, İşleme ve Analiz Teknikleri	19

1.7.2.	Görüntü Üretme	21
1.7.3.	Görüntü İşleme.....	21
1.7.4.	İmge İyileştirme	22
1.7.5.	Histogram İşlemleri	24
1.7.5.1.	Yatay ve Düşey Histogramlar	26
1.7.5.2.	Histogram Düzgünleştirme	26
1.7.5.3.	Histogram Ağırlıklandırma	27
1.7.5.4.	Histogram Eşitleme.....	27
1.7.6.	İmge Onarma	28
1.7.7.	Bölütleme	29
1.7.7.1.	Süreksizliklerin Tespiti	31
1.7.7.2.	Nokta Tespiti.....	31
1.7.7.3.	Çizgi Tespiti.....	32
1.7.7.4.	Kenar Algılama	33
1.7.8.	Eşikleme.....	34
1.7.8.1.	Basit Global Eşikleme.....	36
1.7.8.2.	Adaptif Eşikleme	37
1.7.9.	Bölge Bazlı Bölütleme	37
1.7.9.1.	Bölge Büyütme	38
1.7.10.	Filtreleme	39
1.7.10.1.	Filtreleme İşleminin Uygulanışı	39
1.7.11.	Morfolojik İşlemler	40
1.8.	Retinal Görüntülerin Optik Disk Tespiti ve Literatür Taraması	41
1.8.1.	Optik Diskin Tespiti ve Bölütlenmesi.....	43
1.8.1.1.	Optik Diskin Görünümü	43
1.8.1.2.	Damar Takibi	46
1.8.1.3.	Sınır Takibi	48
1.8.1.4.	Aktif Sınır veya Kıvrılma Yöntemi	49
1.8.1.5.	Şablon Eşleştirme.....	50
1.8.1.6.	Makine Öğrenmesi.....	52
1.8.1.7.	Geomerik Şekil Tespiti	54
1.8.1.8.	Çok Seviyeli Eşikleme	58
1.8.1.9.	Diğer Yöntemler ve Çalışmalar	59

1.9.	Makulanın Otomatik Tespiti	60
1.10.	Retinal Görüntülerde Hastalıkların ve Parametrelerin Tespiti ve Ölçümü	66
1.10.1.	Retinal Görüntülerde Optik Disk Çapının Ölçülmesi	67
1.10.1.1.	Diyabetik Retinopati	68
1.10.1.2.	Yaşa Bağlı Makular Dejenerasyon	72
1.10.1.3.	Glokom	73
1.11.	Optik Disk ve Makulanın Tespiti İçin Değerlendirme ve Sunulan Çalışma.....	76
1.12.	Retinal Görüntülerde Biyometrik Tanıma	78
1.12.1.	Biyometrik Tanıma	79
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR	82
2.1.	Çalışmada Kullanılan Veri Kümesi	83
2.2.	Çalışmanın Ana Katkıları	84
2.3.	Şablon Eşleştirme Yöntemi ile Optik Diskin Bulunması	86
2.3.1.	Yöntemin Tanımı	87
2.3.2.	Yöntemin Uygulanması	88
2.3.3.	Test Verileri	89
2.3.4.	Uygulama Adımları	91
2.3.5.	Şablon Eşleştirme İçin Yapılan Testler.....	91
2.3.6.	Örnek Test Sonuçları	92
2.4.	Optik Disk ve Makulanın Tespiti ve Retinal Parametrelerin Ölçümü	97
2.4.1.	Yöntem ve Kullanılan Teknikler.....	97
2.4.2.	Retinal Görüntü Analiz Teknikleri	97
2.4.3.	Sağlıklı Bölgelerin Arka Plan Görüntüsünün Hesaplanması	98
2.4.4.	Genişletilmiş Arka Plan İmgesi	102
2.4.5.	Optik Diskin Tespiti.....	103
2.4.5.1.	Optik Diskin Tespitinde İstatistiksel Metot	104
2.4.6.	Bozulmuş Alanların Eliminasyonu	106
2.4.7.	Histograma Dayalı Yöntem	107
2.5.	Optik Diskin Bölütlenmesi ve Ölçümü.....	107
2.5.1.	Eşik Değeri Bazlı Metot.....	108
2.5.2.	Arka Plan İmgesi Bazlı Metot.....	108
2.5.3.	Bölütleme Bazlı Metot.....	109
2.5.4.	Hibrit Metot (HM)	109

2.5.5.	Optik Disk Çapını Ölçmek İçin Yöntemler	110
2.6.	Optik Disk ve Makula Konumlarının Doğrulanması	112
2.6.1.	Makula Konumunun Tespiti	112
2.6.2.	Optik Disk ve Makula Konumunun Doğrulanması	114
2.7.	Parlak DR Lezyonlarının Bölütlenmesi	115
2.7.1.	Bölge Büyütme Yöntemi	117
2.7.2.	Arka Plan Düzeltmeli Bölge Büyütme Yöntemi	119
2.7.3.	Arka Plan Düzeltmeli Adaptif Bölge Büyütme Yöntemi	120
2.7.4.	DR Bölütlemesi İçin Bayes Yaklaşımı	121
2.8.	Retinal İmgelerden Biyometrik Tanıma	122
2.8.1.	Biyometrik Tanıma	127
2.8.2.	Benzerlik Ölçümü	130
3.	SONUÇLAR	132
3.1.	Optik Disk ve Makulanın Bulunması ile İlgili Sonuçlar.....	132
3.2.	DR Bölütlemesi ile İlgili Sonuçlar.....	143
3.3.	Retinal Tanıma ile İlgili Sonuçlar.....	150
4.	TARTIŞMA	152
5.	ÖNERİLER.....	155
6.	KAYNAKLAR	157
ÖZGEÇMİŞ		

Doktora Tezi

ÖZET

RETİNAL İMGELERDE OPTİK DİSK VE MAKULANIN TESPİTİ VE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Cevat İKİBAŞ

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Cemal KÖSE
2012,169 Sayfa

Bu çalışmada optik diskin tespiti, bölütlenmesi ve ölçümü için ve makulanın lokalizasyonu için basit ve etkin yöntemler önerilmektedir. Tez kapsamında ayrıca optik disk çapı ölçülmektedir. Ayrıca geliştirilen sistem, bulunan makula ve optik disk konumları için bir doğrulama mekanizması sunmaktadır. Böylece, mevcut sistemlerde sunulmayan bu özelliklerle, bulunan optik disk ve makula konumlarının doğrulukları açısından güvenilirlikleri artırılmaktadır.

Geliştirilen optik disk ve makulanın bulunmasına yönelik yöntemler, mevcut optik disk ve makula tespitine yönelik geliştirilmiş yöntemlerden, genel olarak ters bölütleme, arka plan imgesinin çıkarılması vb. bazı farklı özellikler sergilemektedir.

Çalışma kapsamında ayrıca bazı diyabetik retinopati lezyonlarının bölütlenmesi için de yöntemler önerilmektedir. Tez çalışması kapsamındaki diğer çalışma da retinal damarlara dayalı biyometrik tanıma sistemi önerisidir. Bu yaklaşım, retinal damarlar, estetik ameliyat vb. yöntemlerle değiştirilemeyeceğinden, biyometrik tanıma alanında kullanılacak en güvenli araçlardan birini sunmaktadır.

Geliştirilen yöntemler KTÜ'den edinilen ve STARE veri kümesinden sağlanan birçok görüntü üzerinde test edilmiş olup; test sonuçları umut vericidir. Ayrıca diyabetik retinopati tespit ve bölütlenmesi ve biyometrik tanıma ile ilgili öneri de oldukça başarılı sonuçlar vermiştir.

Anahtar Kelimeler: Retinal görüntü Analizi, Retinal parametreler, Optik disk, Makula, Diyabetik retinopati, Biyometrik tanıma.

PhD. Thesis

SUMMARY

DETECTION OF OPTIC DISC AND MACULA
AND THEIR EVALUATION IN RETINAL FUNDUS IMAGES

Cevat İKİBAŞ

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Computer Engineering Graduate Program
Supervisor: Doç. Dr. Cemal KÖSE
2012, 169 Pages

This work proposes simple and efficient methods for detection, segmentation, and measurement of the optic disc and localization of the macula. The thesis also proposes methods for calculating the diameter of optic disc. A tool is provided for verification of the location of optic disc and macula to increase reliability of the system. The method proposed here differs from existing methods in that it applies inverse segmentation, automatic extraction of background image and such.

Another section of the thesis proposes some methods to detect and segment some kinds of diabetic retinopathy lesions in retinal fundus images. This is extremely important since most of the vision loss in recent years stems from diabetic retinopathy. Additionally, another method proposed in scope of the work is that a simple but very successful biometric recognition system was proposed based on retinal vessel segmentation. This method shows a quite good performance compared to the existing methods.

The system is tested by using retinal fundus image data obtained from KTÜ, STARE project's database and the results are promising. Diabetic retinopathy detection and biometric recognition system proposed here also give very successful results.

Key Words: Retinal image analysis, Retinal parameters, Optic disc, Macula, Segmentation of diabetic retinopathy, Biometric recognition.

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1.1. Örnek bir retinal fundus görüntü	1
Şekil 1.2. Fundus kamera [15].....	4
Şekil 1.3. Retinal görüntünün bölümleri	6
Şekil 1.4. Işığın gözde izlediği yol ve kırılımı [17].....	7
Şekil 1.5. Gözün anatomik yapısı [18].	8
Şekil 1.6. (a) Sert eksuda, (b) Cotton wool spots, (c) Mikroanevrizma ve Hemoraji	11
Şekil 1.7. Genel olarak DR bozukluklarının görünümü	11
Şekil 1.8. Yaşa bağlı makular dejenerasyon hastalığı görülen bir görüntü örneği	13
Şekil 1.9. (a) Normal göz, (b) Glokom hastalığı taşıyan göz	14
Şekil 1.10. Retinal görüntülerle ilgili mevcut çalışmalar ve yararlanılan teknikler [21]	18
Şekil 1.11. (a) Normal renkli retinal bir görüntü, (b) Gri seviye bir retinal görüntü, (c) Damar yapısının bölütlenmiş olduğu bir ikili retinal görüntü	20
Şekil 1.12. Retinal görüntülerin işlenmesinde takip edilen genel adımlar [22]	21
Şekil 1.13. (a) Parlak ya da kontrastı nisbeten yüksek retinal görüntülerin histogramı dağılmış, (b) karanlık retinal görüntülerin histogramı ise kenarlarda yığılmış bir görünüm arz etmektedir	23
Şekil 1.14. Değişik gri seviye dağılımlarına sahip görüntüler ve histogramları: (a) Karanlık bir görüntü ve histogramı, (b) Parlak bir görüntü ve histogramı, (c) Düşük kontrasta sahip bir görüntü ve histogramı, (d) Yüksek kontrasta sahip bir imge ve histogramı. Şekilde [22]'dan alınan örnek imgelerin histogramları oluşturulmuştur.....	25
Şekil 1.15. Yatay ve düşey histogramlar.....	26
Şekil 1.16. Düzgünleştirilmiş histogram, (b) Normal histogram [26].....	27
Şekil 1.17. (a) Altın parçacıkları, (b) Geleneksel şekilde kümülatif histogram, (c) Histogram eşitleme işleminden sonra altın parçacıklarının görüntüsü, (d) Son durumda yeni histogram. Şekilde [22]'dan alınan örnek imgelerin histogramları oluşturulmuştur.....	29
Şekil 1.18. Normal ve segmentlenmiş retinal görüntü [27].....	30
Şekil 1.19. Nokta, çizgi ve kenar algılama için kullanılacak maske boyutu	31
Şekil 1.20. Nokta tespiti için kullanılacak maske ya da filtre	32

Şekil 1.21. Çizgi tespiti için filtreler	33
Şekil 1.22. Bazı kenar algılama filtreleri, (a) Prewitt, (b) Sobel	34
Şekil 1.23. (a) Tek bir eşik değeriyle, (b) Birden fazla eşik değeriyle ayrılacak görüntülerin histogramları [22].	35
Şekil 1.24. Optik diskin görünüşü	44
Şekil 1.25. Retinal görüntülerde bazı dejenerasyonlar	44
Şekil 1.26. Damar yapısının parabolik modeli	47
Şekil 1.27. Bir retinal görüntünün, (a) İkili bölütlemesi, (b) Bulanık yakınsaması [7].....	48
Şekil 1.28. PCA yönteminde aday bölgeler [33].	51
Şekil 1.29. Bir retinal görüntüde ana yapıların otomatik tespiti [30].	53
Şekil 1.30. Niemeijer ve arkadaşlarının kullandığı modelin retinal görüntü üzerindeki gösterimi [36].	54
Şekil 1.31. Sopharak ve arkadaşları tarafından uygulanan yönteme göre, (a) Kapatma operatöründen sonra parlaklık görüntüsü, (b) Eşiklenmiş görüntü, (c) Marker görüntü, (d) Yeniden yapılandırılmış görüntü, (e) Fark görüntüsünün eşiklenmiş şekli, (f) Zıtlığı iyileştirilmiş görüntüden optik diskin elimine edilmiş şekli [68].	56
Şekil 1.32. (a) Optik diskin tespiti, (b) Makulanın bulunuşu [78].....	60
Şekil 1.33. Makula bölgesi	61
Şekil 1.34. (a) Optik diskin eşikleme yöntemiyle bulunması, (b) Bulunan optik disk, (c) Makulanın optik disk konumunun dikkate alınarak bulunması [39].	62
Şekil 1.35. (a) Makulanın bilinen optik disk konumuna göre tespiti için, (b) Geometrik bir modelin damarsal kemere uygulanması, (c) Yatay simetrisinin belirlenmesi, (d) Makula merkezinin simetri merkezi üzerinde belirlenmesi [5].	64
Şekil 1.36. Optik disk ve fovea merkezi arasındaki uzaklık [82].....	66
Şekil 1.37. (a) Orijinal görüntü, (b) Makula bölgesindeki dejenerasyonların önerilen yöntemle otomatik olarak bölütlenmesi [78].	73
Şekil 1.38. Optik disk cup ve rim bölgelerinin gösterimi.....	74
Şekil 1.39. (a) Tahmini olarak belirlenen cup bölgesi, (b) Sonuç optik disk ve cup bölgesi [109].	75
Şekil 2.1. Şablon eşleştirme yöntemi	86
Şekil 2.2 Şablon eşleştirme yöntemi işlem akışı	89
Şekil 2.3. Şablon örnekleri; Optik diskin dörtte bir oranındaki ve tam boyutlu şablonları	90

Şekil 2.4. (a) Üzerinde optik diskin tespit edileceği normal bir retinal görüntü, (b) Bulunan noktalardan en parlak bölgelere rastlayanların işaretlenmesi.....	91
Şekil 2.5. Şablon eşleştirme yöntemine göre elde edilmiş bazı başarılı test sonuçları	93
Şekil 2.6. Şablon eşleştirme yöntemine göre elde edilmiş bazı başarısız test sonuçları	94
Şekil 2.7. Önerilen otomatik sistemde takip edilen adımlar.....	98
Şekil 2.8. Karakteristik görüntünün hesaplanması	99
Şekil 2.9. (a) Orijinal imge, (b) Sağlıklı arka plan imgesi (SAI), (c) Genişletilmiş arka plan imgesi (GAI).....	102
Şekil 2.10. Arka plan imgesi genişleme sonucu, (a) Genişleme işleminden önce, (b) Genişleme işleminden sonra oluşan imgeler üzerindeki piksellerin durumları	103
Şekil 2.11. Optik disk bölgesindeki ve damarların optik diskten uzaklaştığı bölgedeki örnek parlaklık dağılımları	104
Şekil 2.12. (a) Orijinal retinal fundus imge, (b) Standart sapma yöntemine göre tespit edilmiş optik disk, (c) Bozulmaya uğramış alanların yok edildiği standart sapma imgesi, (d) Standart sapma imgesinin üzerindeki bozulmuş alanların histogram tabanlı yaklaşımla yok edildiği imge, (e) Yatay histogram ve (f) Dikey histogramlardır.....	105
Şekil 2.13. (a) Dejenerasyona uğramış orijinal retinal fundus görüntüsü, (b) Bölütlenmiş optik disk	111
Şekil 2.14. (a) Makulanın yerinin tespiti ve doğrulaması için orijinal retinal fundus görüntüsü, (b) Sağlıklı kısımlardan oluşan arka plan resmi baz alınarak, (c) genişletilmiş arka plan görüntüsü baz alınarak hesaplanmış makula merkezi ve en düşük parlaklığa sahip pikseller gösterilmiştir.....	113
Şekil 2.15. (a) Orijinal retinal imge, (b) HSSI yöntemine göre optik diskin tespiti, (c) Optik diskin bölütlenmesi ve ölçülmesi, (d) Orijinal imge üzerinde optik disk ve makula konumlarının doğrulanması, (e) Sağlıklı kısımlar için oluşturulmuş arka plan imgesi üzerinde makulanın merkezi, (f) Genişletilmiş arka plan imgesi üzerinde makulanın tespiti.....	115
Şekil 2.16. (a) Orijinal görüntü, (b) Bölge büyütme yöntemiyle DR bölütlemesi, (c) Arka plan düzeltmeli bölge büyütme yöntemiyle DR bölütlemesi, (d) Arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yöntemiyle DR bölütlemesi	119
Şekil 2.17. (a) Orijinal retinal imge, (b) Bayes yöntemine göre, ve (c) Arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yöntemine göre DR lezyonlarının bölütleme sonuçları	122
Şekil 2.18. Tanıma sistemi modülleri	123

Şekil 2.19. (a) Orijinal Retinal imge, (b) Manuel bölütleme sonucu, (c) Ham bölütleme sonucu, (d)Vessel olmayan alanların eliminasyonundan sonra kalan damar yapısı.....	126
Şekil 2.20. (a) Damar bölütlemesi: Birinci adımın sonuç imgesi, (b) Damar benzeri olmayan yapıların eliminasyonunu sonucunda elde edilen imge	127
Şekil 2.21. (a) Büyüklük ve (b) rotasyon tolerasyonu için örnekleme satırları.....	129
Şekil 2.22. (a), (b), (c), (d) ve (e) imgelerinin değişik pozisyonlardaki karşılaştırma ve çakışmaları gösterdiği yatay tolerasyon için gösterim [9].....	130
Şekil 3.1. Önerilen sistem kullanılarak OD tespiti için elde edilmiş bazı örnek sonuçlar.....	139
Şekil 3.2. Önerilen sistem kullanılarak tespit edilemeyen bir örnek görüntü.....	140

TALOLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 2.1. KTÜ'den sağlanan veri kümesi üzerinde yapılan testler sonucu her şablon grubu için test görüntülerindeki doğru tespitlerin NCC ve SSD'ye göre sınıflandırılması.....	95
Tablo 2.2. STARE veri kümesi üzerinde yapılan testler sonucu, her şablon grubu için test görüntülerindeki doğru tespitlerin NCC ve SSD'ye göre sınıflandırılması....	96
Tablo 3.1. Standart Sapma Metodu (SS) ile OD tespiti.....	133
Tablo 3.2. Geliştirilmiş Standart Sapma Metoduna (GSS) göre OD tespiti	134
Tablo 3.3. Standart Sapma İngesinin Histogramı Yöntemine (HSSI) göre OD tespiti	135
Tablo 3.4. İstatistiksel yöntemlerin OD tespit ve konum doğrulama performansları.....	136
Table 3.5. Yüksek kalitede imgeler için sistemin optik disk tespit performansı	137
Table 3.6. Yüksek kalitede imgeler için sistemin optik disk konum doğrulama performansı.....	138
Tablo 3.7. Bütün retinal görüntüler için sistemin optik disk çapını ölçüm performansı ...	140
Tablo 3.8. Yüksek kalitede görüntüler için optik disk çapını ölçüm performansı.....	141
Tablo 3.9. Makulanın konumlandırılmasında yöntemlerin karşılaştırılması.....	142
Tablo 3.10. Makulanın konumlandırılmasında yüksek kalite imgeler üzerinde yapılan testlerde yöntemlerin karşılaştırılması.....	142
Tablo 3.11. Manuel ve Bayes tabanlı yaklaşımlarla bölütleme	144
Tablo 3.12. Manuel, bölge büyütme yaklaşımıyla bölütleme.....	145
Tablo 3.13. Manuel ve ADBBM metotlarının karşılaştırılması.....	146
Tablo 3.14. Manuel ve ADABBM metotlarının karşılaştırılması.....	147
Tablo 3.15. Önerilen sistemin sert eksuda tespitindeki performansı	148
Tablo 3.16. Önerilen sistemin cotton wool spots tespitinde performansı.....	148
Tablo 3.17. Önerilen otomatik yöntemin performansının Sert Eksuda için hassaslık (sensitivity) ve spesifiklik (specificity) ölçümlerine dayanılarak karşılaştırılması	149
Tablo 3.18. Önerilen otomatik yöntemin performansının Cotton wool sposts tipindeki dejenerasyonlar için hassaslık (sensitivity) ve spesifiklik (specificity) ölçümlerine dayanılarak karşılaştırılması.....	150
Tablo 3.19. Retinal imge kümesi için tanıma oranı	150
Tablo 3.20. Farklı sınıflardaki görüntüler için sistemin tanıma performansı	151

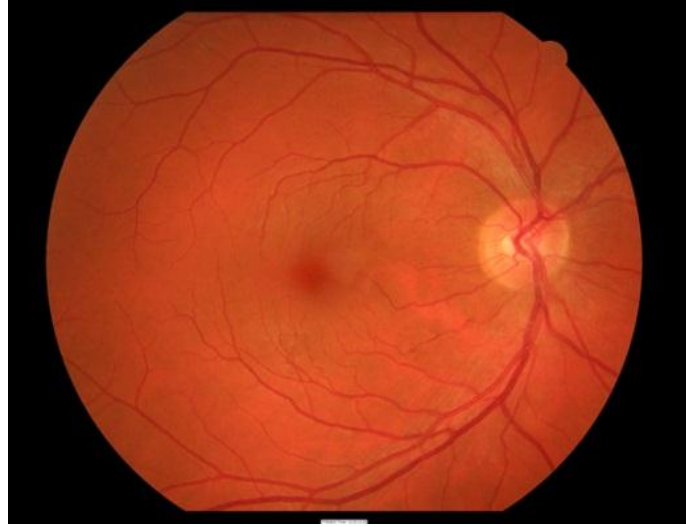
SEMBOLLER DİZİNİ

ABM	:Arka plan bazlı metot (Backgroun based method-BBM)
ADABBM	:Arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme metodu (Adaptive region groving method with background correction-ARGMBC)
ADBBM	:Arka plan düzeltmeli bölge büyütme metodu (Region groving method with background correction-RGMBC)
BBM	:Bölütleme bazlı metot (Segmentation based method-SBM)
C/D	:Cup/Disk oranı (Cup/Disc ratio)
CWS	:Cotton wool spots
ÇB	:Çakışmayan Bölütleme (Not overlapping segmentations-NoS)
DoD	:Doğrulanamayan disk sayısı (Number of unconfirmed disks-NuC)
DR	:Diyabetik Retinopati
DRIVE	:DRIVE (Digital Retinal Images for Vessel Extraction) veri seti
DY	:Doğruluk yüzdesi (Accuracy in percentage-AP)
EBM	:Eşik bazlı metot (Treshold based method-TBM)
GAI	:Genişletilmiş (iyileştirilmiş) arka plan imgesi (Extended background image-EBI)
GSS	:Geliştirilmiş (iyileştirilmiş) standart sapma metodu (Enhnced standard deviation method-ESD)
HM	:Hibrit metot (Hybrid method-HM)
HSSI	:Standart sapma imgesinin histogramı yaklaşımı (Histogram of a standard deviation image approach-HSDI)
KI	:Karakteristik imge (Characteristic image-CI)
MB	:Manuel bölütleme (Manuel segmentation- MS)
MESSIDOR	:MESSIDOR veri seti
NCC	:Normalized cross correlation
OD	:Optik disk (Optic disc)
ONH	:Optic nerve hypoplasia
PCA	:Principle component analysis
PTD	:Pozitif tahmin değeri (Pozitive predictive value-PPV)
SAI	:Sağlıklı arka plan imgesi (Healthy background image-HBI)
SKAP	:Retinanın sağlıklı kısımlarının arka plan imgesi (Background image of the healthy parts of the retina-BIHP)
SS	:Standart sapma metodu (Standart deviation method-SD)
SSD	:Sum of the squared differences
SSI	:Standart sapma imgesi (Standart deviation image-SDI)

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Teknolojideki ilerlemelerle birlikte, tıbbi çalışmalarda kullanılan bilgisayarlı tekniklerin sayısında ve etkinliğinde önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Otomatik görüntü işleme ve analizi, tıbbi teşhis ve tedavi alanında kullanılan en umut verici bilgisayarla anlama ve görselleştirme tekniklerindedir. Bu bağlamda, çoğu klinik alanda kullanılacak derecede yüksek çözünürlüğe sahip retinal fundus görüntüleri (Şekil 1.1), teşhis ve tedavide kullanılacak birçok özellikler sunmaktadırlar. Tıbbi görüntü işleme alanındaki son 15 yıldaki gelişmeler, retinal görüntülerdeki değişik özelliklerin, değişimlerin, hastalıkların ve dejenerasyonların otomatik olarak algılanmasına imkân sağlamaktadır.



Şekil 1.1. Örnek bir retinal fundus görüntü

Oftalmoloji alanında görüntü işleme konusundaki gelişmelerin sağladığı en önemli faydalar arasında diyabetik retinopati (DR), yaşa bağlı makular bozulma (YBMB), glokom vb. koşulların otomatik tespitine yönelik olarak sağlanan ilerlemeler sayılabilir. Bu ilerlemeler, büyük kitleler üzerinde yapılan çalışmalardan dolayı harcanan kaynaklardan tasarruf sağlanmasına, kişilerin tecrübesine ve iş yorgunluğuna bağlı olarak ortaya çıkabilecek analiz ve teşhis hatalarının önüne geçilmesine imkân vermektedir. Bu gelişmeler ayrıca retinal mikrodamarlar ve genel olarak kardiyovasküler hastalıklar

arasındaki ilişkiler üzerine yapılan çalışmalara da zemin hazırlamıştır. Tele-oftalmolojide bu gelişmelerle ilintili olarak sağlanan ilerlemeler ise belli bölgesel toplumlara has özelliklerin çıkarılmasına ve klinik kararlar verilebilmesine imkân tanımaktadır [1].

DR gibi retinal hastalıklar, ilk evrelerde hasta üzerinde herhangi bir görme bozukluğuna sebep olmadığından fark edilmesi ve tespiti oldukça zordur. Dolayısıyla bu tür hastalıkların tespiti, düzenli bir göz muayenesi gerektirmektedir. Çok sayıda insanların düzenli olarak geleneksel yöntemlerle muayenesi kaynak açısından mümkün olamayacağından, bu muayene, otomatik sistemlerle gerçekleştirilebilir. Otomatik olarak sistem tarafından kontrol edilen retinal imgeler, otomatik analiz sonucunda hastalık şüphesi görüldüğünde profesyonel doktorlar tarafından kontrol edilir ve teşhis koyulabilir. Retinal hastalıkların başlangıç evresinde tespiti ve tedavi için gerekli önlemlerin alınması, ileride yaşanabilecek görme kayıplarının ve körlüklerin büyük ölçüde önlenmesini ya da geciktirilmesini sağlayabilir [2-7].

Diğer yandan retina, birçok hastalıkla ilgili değişimlerin etkilerinin erkenden görülebildiği, gözün önemli bir tabakasıdır. Bu tabakada, hipertansiyon, şeker vb. birçok hastalığın etkilerinin görüldüğü bazı anatomik yapılar vardır. Daha önce belirtildiği gibi bu hastalıkların teşhisi düzenli kontrollere bağlıdır ve çok sayıda hastanın görüntüsünün kontrolü de doktorlara büyük bir iş yükü getirecektir. Dolayısıyla bütün insanları kapsayacak etkin manuel bir teşhis ve tedavi yaklaşımı pek mümkün görünmemektedir. Zaten böyle bir durumda doktorlar çok sayıda insanı ya da retinal görüntüyü hızlı bir şekilde kontrol edemeyeceğinden hastalıkların teşhis edilip tedaviye yönlendirilmesi de çok hızlı olamayacaktır. Bu yüzden bu tarz otomatik sistemlerin geliştirilmesi oldukça önemlidir.

Optik diskin, makulanın ve retinal parametrelerin bulunması ve ölçülmesi de retinal hastalıkların otomatik teşhisi için oldukça önemlidir [2-7]. Bu yüzden bu çalışmanın bir kısmında; optik disk, makula ve bazı retinal parametrelerin otomatik tespiti için yöntemler önerilmiş yapılan çalışmaların sonuçları testlerle ortaya koyulmuş ve diğer yöntemlerle karşılaştırılmıştır [8].

Geliştirilen otomatik sistemler, manuel olarak gerçekleştirildiği takdirde oldukça fazla yetişmiş ve deneyimli insan gücü gerektirecek işlemlerin kolaylıkla yapılmasını sağlamaktadır. Böylece, sayısal görüntü işleme teknikleri sayesinde, retinal görüntülerin taşınmasında, saklanmasında ve iyileştirilmesinde, objektif ölçütlere dayalı otomatik analiz edebilme ve değerlendirme kolaylığı sağlanmaktadır. Ayrıca bu sistemlerin kullanımı ile

doktorların çevresel şartlara ve tecrübelerine bağılı olarak bölütlemeye yapabilecekleri hataların önüne geçilmektedir. Bunun da ötesinde, yorgunluk gibi etmenlerin değerlendirmeye yansımaları engellenmekte, sonuç olarak da büyük ölçüde kaynak tasarrufu sağlanmaktadır [3, 9-12].

Bu çalışmanın bir amacı, üzerinde oldukça geniş araştırmalar yapılmış olan retinal görüntülerdeki optik disk ve makula bölgesinin otomatik olarak tespiti ve bölütlenmesi, optik disk çapının, optik disk ve makula arasındaki uzaklığın ölçülmesi ve yapılan tespitlerin önerilen yöntemlerle doğrulanarak yöntemin güvenilirliğinin de artırılmasıdır. Ortaya koyulan bu yöntemler, başka çalışmalarda, retinal görüntü analizlerinde ve retinal hastalıkların tespitinde de kullanılabilir [8].

DR hastalığı ile ilgili olarak, otomatik tespit ve bölütleme çalışmaları son yıllarda büyük ivme kazanmış olmasına rağmen her geçen gün yöntemlere yeni yetkinlikler eklenmektedir. Ayrıca, bu hastalığın düzenli muayene gerektirmesi ve uzman kaynak azlığı otomatik muayene ve tespiti bu hastalık açısından zorunlu hale getirmektedir. Bu yüzden tez kapsamında, dünya nüfusunun önemli bir bölümünü tehdit eden DR hastalığının otomatik tespiti için de bazı yöntemler önerilmektedir [13].

Son yıllarda önem kazanan diğere bir konu biyometrik tanımadır. Biyometrik tanıma, avuç içi analizi, parmak izi tanıma, iris kontrolü vb. birçok yöntem kullanılarak gerçekleştirilebilir. Ayrıca retinal damar yapısının da biyometrik tanımada etkin olarak kullanılacak araçlardandır. Nitekim bu alanda yapılmış birçok çalışma mevcuttur. Tez kapsamında ayrıca retinal damar yapısının bölütlenmesine dayalı bir biyometrik tanıma yaklaşımı önerilmektedir. Burada önerilen damar bölütlenmesi yöntemi, biyometrik tanıma yanında başka amaçlar için de kullanılabilir [9].

Takip eden bölümlerde öncelikle retinal görüntü üretimi için kullanılan aygıtlar, gözün ve retinal görüntülerin özellikleri ve kısımları, retinal görüntülerdeki hastalıklar ve özelliklerinden bahsedilecektir. Daha sonra optik diskin ve makulanın tespiti ile ilgili olarak yapılan mevcut literatür çalışmaları ele alınacaktır. Ayrıca DR, YBMD ve Glokom hastalıkları ile ilgili olarak yapılan otomatik tespit çalışmalarından bahsedilecektir. Bu çalışmalar kapsamında önerilen OD veya makula lokalizasyon tekniklerine değinilecektir. Literatür kısmında değinilecek diğere bir konu da retinal görüntülerin kullanıldığı biyometrik tanıma çalışmalarıdır.

Yapılan çalışmalar ve sonuçlar kısmında ise tez kapsamında optik disk ve makulanın bulunması ve retinal parametrelerin ölçümü için geliştirilen yöntemler ortaya koyulacak ve

yapılan test sonuçlarına dayanarak geliştirilen sistemin performansından bahsedilecektir. Ayrıca DR tespit ve bölütlemesi ve retinal tanıma ile ilgili çalışmalardan da bahsedilecektir. Retinal tanıma ve DR tespiti ile ilgili test sonuçları verildikten sonra ise tartışma kısmında yapılan çalışmalar avantaj ve dezavantajları açısından değerlendirilecektir. Öneriler bölümünde ise, geliştirilen yöntemlerde yapılabilecek muhtemel iyileştirmeler kapsamında gerçekleştirilebilecek ileriye dönük çalışmalardan ve sonuçların farklı muhtemel kullanım alanlarından bahsedilecektir.

1.2. Fundus Kamera

Retinal görüntüleme, fundus kamera olarak adlandırılan karmaşık optik sistemin kullanımını gerektirmektedir. Bu araç, üzerinde kamera ile birleştirilmiş özel bir düşük güç mikroskobuna sahip olup, aynı anda retinayı, hem aydınlatma hem de resmetme kabiliyetine sahiptir. Bu araç özel olarak, retina, optik disk, makula ve retinanın arka kısmından ibaret olan gözün iç yüzeyini görüntülemek için geliştirilmiştir [14].



Şekil 1.2. Fundus kamera [15]

Retinal kamera (Şekil 1.2). çalışma sistemi olarak diğer görüntüleme araçlarından farklı bir yapıya sahiptir. Genellikle optometrist ve oftalmologlar ya da diğer sağlık çalışanları tarafından hastalıkların teşhis ve ilerlemesinin takibi ve yapılan tedavilerin sonuçlarının gözlenmesinde kullanılmaktadır.

Fundus kameralarda kullanılan dijital görüntü teknolojisinin sağladığı en önemli avantajlardan birisi de hızdır. Bu aygıtlarda bir film geliştirme ya da basma aşaması

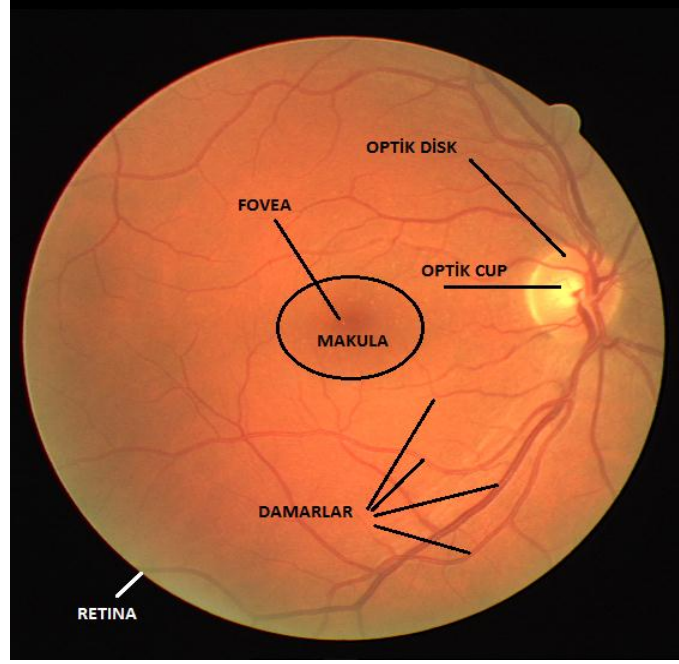
olmadığından görüntü çekildiği anda görülüp kullanılabilir. Bu da oftalmologlara, resmin çekildiği anda teşhis koyabilme ve bu sonucu hastasıyla paylaşma imkânını sunmaktadır. Ayrıca elde edilen görüntüler, görüntü geliştirme, veri depolama, veri yönetme, araştırma, eğitim-öğretim vb. amaçlarla da kullanılabilir. Görüntüler, konunun uzmanı olan kişilerle uzaktan paylaşılıp, bulunan hastalıklarla ilgili görüşleri de alınabilir.

Fundus kamera, renkli, kırmızı bağımsız (red-free) gibi değişik modlarda çalıştırılabilmektedir. Oftalmik görüntüleme çeşitleri olarak; fundus görüntüleme yöntemi yanında floresan angiyografi (Fluorescein angiography), OCT (Optical coherence tomography) vb. yöntemler mevcuttur. Bu çalışmada sadece retinal fundus görüntüler kullanılacaktır.

1.3. Retinal Fundus Görüntüler

Retinal görüntülere değinmeden önce gözün anatomisine kısaca değinmek gerekir. Fotoğraf makinasının yapısı ve insan gözü arasında bir benzeşim vardır. Gözde ışık, göz bebeği (iris) kısmından içeri girer ve mercek (lens) vasıtasıyla gelen ışınların odaklanması sağlanır. Gözün arka kesiminde çok duyarlı film gibi görev yapan sinir tabakası (retina) mevcuttur.

Göz merceği vasıtasıyla odaklaştırılan görüntü sinir tabakasını uyarır ve görüntü göz siniri yoluyla beynimizin arka kısımlarındaki görme merkezine ulaştırılır. Bu görüntüler beyin tarafından yorumladıktan sonra, masa, sandalye vb. olarak algılanır.



Şekil 1.3. Retinal görüntünün bölümleri

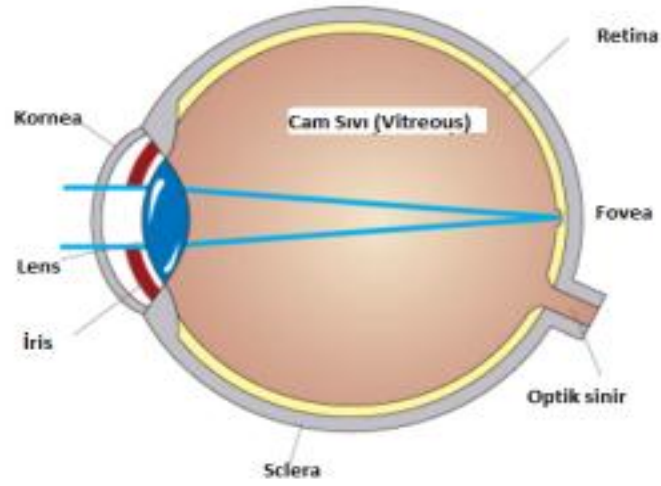
Basitçe anlatılan göz sisteminin fundus kısmı özel kameralar vasıtasıyla görüntülenerek tıp alanında hastalık teşhis ve tedavisinde kullanılmaktadır. Birçok ticari marka tarafından üretilmiş olan ve tıbbi kurumların oftalmoloji bölümlerinde yaygın olarak kullanılan fundus kamera (Şekil 1.2) ile üretilen fundus görüntülerin (Şekil 1.3) yapısında meydana gelmiş değişiklikler doktorlar tarafından anında yorumlanmaktadır. Bu değişiklikler ayrıca birçok otomatik sistem tarafından da yorumlanabilmekte ve değişik hastalıkların teşhis ve seyrinin otomatik takibi sağlanabilmektedir. Şekil 1.3'te örnek bir retinal fundus görüntü ve ana kısımları verilmiştir. Gözün anatomik birimleri ve ana işlevleri ise aşağıda özetlenmiştir.

1.4. Gözün Anatomisi ve Retinanın Bölümleri

Herhangi bir kameranın yapısı genellikle göz ile karşılaştırılır (Şekil 1.4). Göze giren ışın ilk olarak kornea tabakasından geçerken kırılır. Daha sonra göz bebeği kısmından geçer ve tekrar lensler tarafından kırılır. Son olarak ışınlar retinaya ulaşır ve bu kısımda ışığa hassas fotoreseptörler tarafından elektrik sinyallerine çevrilir. Daha sonra bu elektrik sinyalleri optik sinirler aracılığıyla beyne iletilir [16].

İnsan gözü oldukça karmaşık bir biyolojik yapı arz etmektedir (Şekil 1.5). Kornea gözün saydam ve göze giren ışığı ilk kırma kabiliyetine sahip kısmıdır. Bununla birlikte, korneanın odak uzaklığı sabit olduğundan ışığı ancak sabit bir açıyla kırabilmektedir.

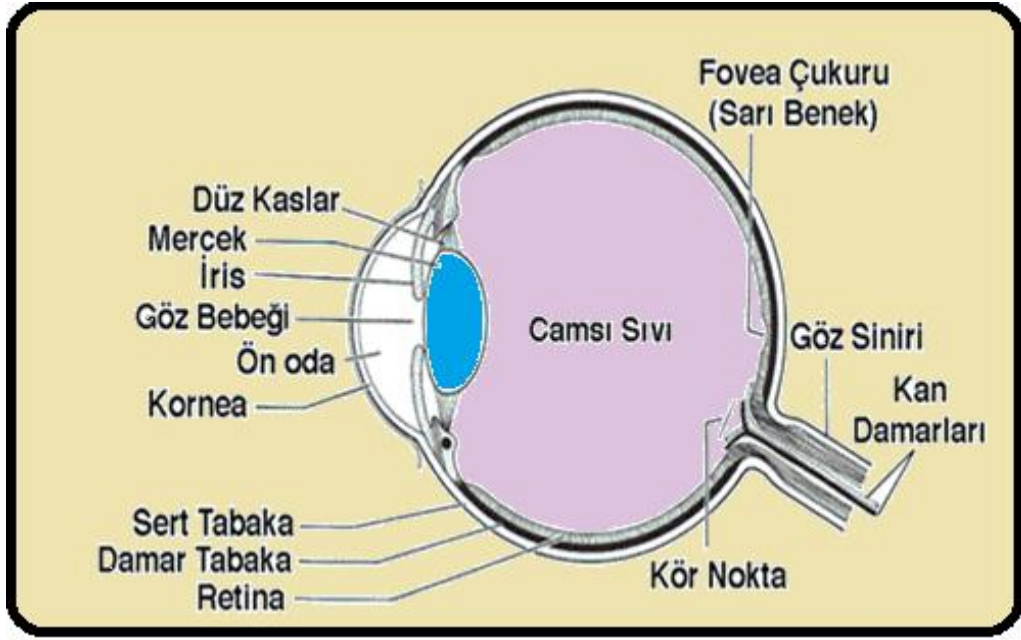
Diğer yandan lensler, kırılan ışığın retinada odaklanması için odak uzaklığını ayarlayabilmektedir. Bu durum, fotoğraf makinasının lenslerinin hareketi ve odaklanmasıyla benzer bir durumdur. Lens, iris ve göz bebeği arkasında bulunan şeffaf bir yapıdır. İris ise gözün içinde zar şeklinde bir çeperdir ve göz bebeğinin büyüklük ve çapını kontrol ederek retinaya ulaşan ışık miktarını ayarlar (Şekil 1.4).



Şekil 1.4. Işığın gözde izlediği yol ve kırılımı [17].

İrisin hareketleri ise özel olarak görevlendirilmiş kaslar ile kontrol edilir. Göz bebeği iris merkezinde bir giriş şeklinde değerlendirilebilir. Bu kısım ışığın göze girip lenslere erişmesini sağlar. Göz bebeğine gelen ışığın çoğu soğurulduğundan göz bebeği genellikle siyah olarak görünmektedir.

Lens ve retina arasındaki boşluğu dolduran camsı sıvı da (vitreous jel) yine saydam, renksiz ve jelatinli bir maddedir. Cam sıvı deneni bu kısım %98-%99 oranında sudan oluşur ve çok az hücre içerir. Bu yapı içinde ayrıca hiç kan damarı bulunmamaktadır.



Şekil 1.5. Gözün anatomik yapısı [18].

Retina gözün dış tabakalarının en içte olanıdır. Retina, görmemizi sağlayan ışığa duyarlı hücreler ile sinir liflerini içeren tabakadır. Retinadaki sinir tabakası merceklere ışığı alıp sinir uyarılarına çevirir. Bu uyarılar optik sinir yoluyla beyne iletilir ve bu uyarılar beynin ilgili bölümü tarafından bizim algıladığımız görüntülere çevrilir. Gözün yapısı ile ilgili olarak retinal görüntü işleme anlamında önem taşıyan kısımlar bir sonraki bölümde ele incelenecektir.

1.4.1. Optik Disk

Şekil 1.3 aşağıda detayları verilen diğer retinal yapıları da göstermektedir. Bu yapılardan optik disk ya da optik sinir başı (Optic nerve head), optik sinir uçlarının gözü terkettiği kısımdır. Bir milyondan fazla sinir lifinin toplandığı optik disk, optik sinirlerin retinaya bağlandığı yerdir ve Şekil 1.3'te damarların birleştiği noktadaki parlak disk şeklindeki alan olarak görülmektedir. Bütün retinayı besleyen damarlar da bu noktadan içeri girer ve bu noktadan çıkar. Bu noktaya yaklaşan damarlar belli bir kalınlık kazanmaktadır. Bu durum optik disklerin yapısının ana özelliklerinden olup, optik diskin otomatik tespitinin damarların takibi yoluyla gerçekleştirildiği yöntemler mevcuttur. Optik diskin çapı genellikle retinal görüntüde bir standart büyüklük olarak kullanılmaktadır.

Ayrıca optik disk genellikle makulanın merkezi olan foveaya 3-4 mm uzaklıkta konumlanmaktadır.

1.4.2. Optik Cup

Optik diskin merkezinde bulunan ve optik disk bölgesindeki nispeten belirgin bölgedir. Bu bölgenin çapı genellikle optik diskin dikey çapının yarsından küçüktür. Bu alandaki genişleme, bazı sinir uçlarının kaybının ya da glokom hastalığının belirtisi olabilir.

1.4.3. Fovea

Makulanın merkezini teşkil eden fovea, net görmeden sorumludur. Burada sadece koni hücreleri bulunmaktadır. Optik sinirlerdeki liflerin yaklaşık %50'lik kısmı foveadan bilgi taşımaktadır [16].

1.4.4. Makula

Makula gözün arka kısmında, retina tabakasının üzerinde 4-5 mm çaplı merkezi yerleşimli bir alandır. Cisimlere karşıdan baktığımızda ışık makula üzerinde odaklandığından renkli ve hassas görme bu alanda oluşur. Retina merkezindeki makulada oluşan hassas görmeye "Santral görme", retina merkezinden uzak kenar bölgelerde oluşan ve daha zayıf olan görmeye ise "Periferik görme" adı verilir. Sarımsı renkli özel bir pigment içermesinden dolayı makulaya aynı zamanda sarı nokta (makula lutea) adı verilir. Makula, fovea (makulanın merkezi) bölgesini içermektedir ve bu yüzden görmenin merkezi olarak adlandırılmaktadır.

1.4.5. Ana Damarlar

Görüntülerde kılcal damarlara göre daha koyu olarak görülen ve kameradan gönderilen ışığı yansıtmayan bölgedir.

1.4.6. Kılcal Damarlar

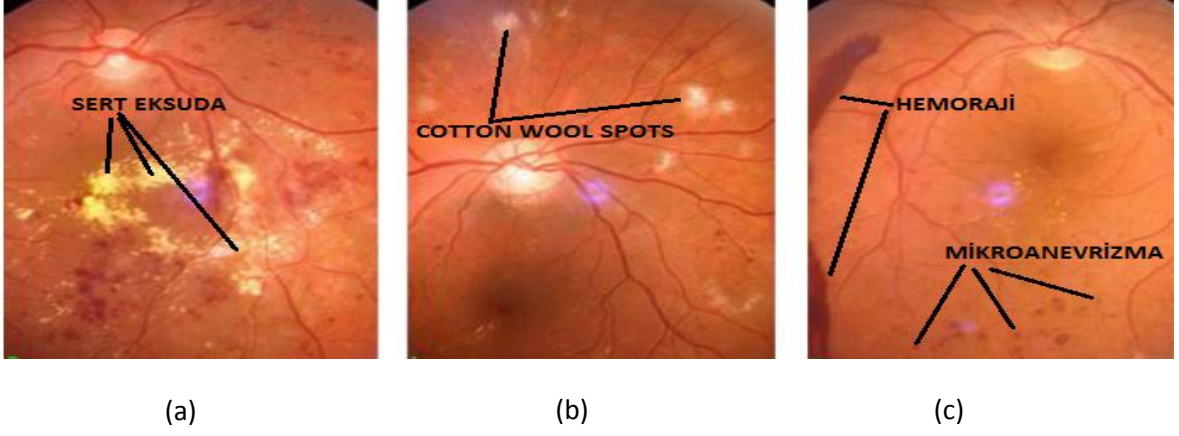
Ana damarlara göre daha ince olan ve kameradan gönderilen ışığı belli oranda yansıtan bölgelerdir.

1.5. Bazı Retinal Hastalıklar ve İmgelerde Görünüşü

1.5.1. Diyabetik Retinopati (DR)

Şeker hastalığına bağlı görme kaybının en önemli nedeni DR'dir. Diyabet, insülin salınımı veya insülin etkisinin yetersizliği sonucu kan şekerinin artmasıyla kendini gösteren metabolik bir hastalıktır. Uzun süreli kan şekeri yüksekliği özellikle böbrek ve gözü etkilemektedir. Diyabet, gözün özellikle sinir tabakasını (retina veya ağ tabaka) ve bu tabakadaki kılcal damarları etkileyerek çalışmasını bozmakta ve görme kayıplarına yol açmaktadır. Şeker hastalığına bağlı retina bozukluklarına diyabetik retinopati (DR) adı verilmektedir. DR hastalığı retinal görüntülerde dejenerasyonlar olarak belirlemekte, doktorlar tarafından bu resimlerden görsel olarak tespit edilebilmektedir. Kişideki şeker hastalığının süresiyle doğru orantılı olarak retinadaki bozulmalar da artmaktadır.

DR hastalığı kendini retinal görüntülerde Mikroanevrizma (Microaneurysms), Hemoraji (Hemorrhages), Eksuda (Exudates) vb. dejenerasyonlar olarak gözlenir. Bu dejenerasyonlardan mikroanevrizma, mikrosızıntı olarak tanımlanır ve bu bozukluk kılcal damarlarda küçük şişmeler ya da kabartılar şeklinde oluşarak kanın yakın dokulara sızmasına sebep olur. Hemoraji ise, damarlarda oluşan mikro sızıntıya göre daha yüksek düzeyde bir kanamadır. Diğer bir dejenerasyon olan eksuda dolaşım sisteminden ya da damarlardan çevreye sızan sıvı ya da sıvı toplanmasıdır. Cotton wool spots ise retinal tabakada meydana gelen sızmalar ve sinir liflerinde meydana gelen ve diyabet ve yüksek tansiyona bağlı dejenerasyonlardır. Mikroanevrizmalar, yuvarlak karanlık küçük kırmızı noktalar olarak görünür ve retinal kılcal damarlardaki genişleme merkezidir. Hemoraji ise retinal damarlardan daha yüksek düzeyde kan sızıntısı olduğunda gerçekleşir. Eksuda ise lipid ya da yağ, normal olmayan kan damarlarından veya cerahatten sızdığında oluşur. Hastalığın düzeyi arttıkça bu bozuklukların miktarı şiddeti ve etkisi de artmaktadır [4]. Bu bozukluklarla ilgili görsel resimler ayrı ayrı Şekil 1.6(a)-(b)-(c)'de verilmiş, genel olarak DR görünümü ise Şekil 1.7'de verilmiştir.



Şekil 1.6. (a) Sert eksuda, (b) Cotton wool spots, (c) Mikroanevrizma ve Hemoraji

DR ilgili olarak belirtilmesi gereken önemli bir nokta, bu hastalığın çalışma yaşındaki yüksek populasyon grubu üzerinde görme kaybına sebep olan en önemli hastalık olduğudur. Bu yüzden bu riski taşıyan populasyon grubundaki insanların düzenli olarak kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu kontrol büyük bir iş yüküne sebep olacağı için ancak otomatik kontrolle yapılabilecektir. Şeker hastalarında veya ilgili risk gruplarında diyabetik retinopati için otomatik kontroller yapıldığında, dejenerasyonların ve bu dejenerasyonlara bağlı olarak ortaya çıkacak görme kayıplarının yaşanma riskinin %50 oranında düşebileceği belirtilmektedir [19, 20, 57].



Şekil 1.7. Genel olarak DR bozukluklarının görünümü

1.5.2. Mikroanevrizma

Diabetik retinopatinin klinik olarak ilk teşhis edilebilir işaretleri, küçük yuvarlak kırmızı noktalar şeklinde, retina yüzeyinde, nispeten belirsiz kılcal damarlar çevresinde görülen mikroanevrizmalardır. Mikroanevrizmanın artışı, floresan anjiyografide de görülebilen ve oksijen azlığına sebebiyet veren kılcal damarlardaki tıkanmalar ile ilişkilendirilebilir. Bu da retinopatinin gelişme aşamalarındandır (Şekil 1.6(c)).

1.5.3. Hemoraji

Retinopatinin derecesi artarken hemorajiler de açık bir şekilde ortaya çıkmaktadır. Bunlar değişik şekillerde görünmekle birlikte genellikle çilek yığını şeklinde ya da bir alev görünümü şeklinde olabilir. Bu bozulmaların sayısı arttıkça, retinal damarlarda da bozulma ve sızma daha da artarak, sıvı, yağ ve protein sızmasına kadar gidebilir (Şekil 1.6(c)).

1.5.4. Eksuda

Eksuda (exudate), yağ ve protein toplanması anlamına gelmektedir. Bunlar genellikle parlak, yansıtıcı, krem ya da beyaz renkte lezyonlar olarak retinada görünür. Bu bozulma damar geçirgenliği anlamına gelir ve retinal ödem şeklinde görülebilir. Bu ödem eğer makula bölgesinde belirirse görme kaybına sebep olabilir (Şekil 1.6(a)).

1.5.5. Cotton-Wool Spots

Cotton wool spots retinadaki sarımsak-beyaz renkte ve retinanın sinir liflerinden oluşan yüzey tabakasındaki küçük alanlar şeklinde görülen şişmelerdir. Büyük çoğunlukla belli bölgelerde yetersiz kan iletimi sonucu sinir liflerinde bir bozulma ve bölgede şişme görünümündedir. Bu bozulmanın en büyük sebebi şeker hastalığı ve yüksek tansiyondur (Şekil 1.6(b)).

1.5.6. Yaşa Bağlı Makular Dejenerasyon (YBMD)

YBMD özellikle 65 yaş ve üzeri insanlarda görülür ve tedavi edilemeyen görme kaybına neden olabilir. Makula bölgesinde gelişen duyarlı hücre bozulması sonucu ışığa duyarlı hücre sayısında azalma ve bu hücrelerin dağılımında bozulma olarak izlenir (Şekil 1.8).Gelişmiş toplumlarda artan yaşam süresi ile orantılı olarak, hastalığa yakalanacak kişi sayısında belirgin artış beklenmektedir.

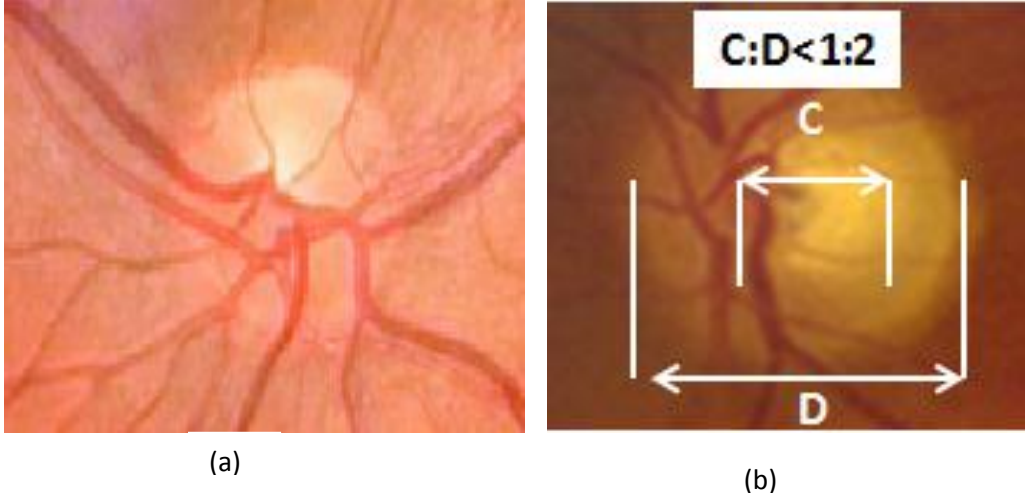


Şekil 1.8. Yaşa bağlı makular dejenerasyon hastalığı görülen bir görüntü örneği

1.5.7. Glokom

Glokom (göz tansiyonu hastalığı), sinsi bir şekilde ilerleyen ve tedavi edilebilmesi için erken teşhis edilmesi gereken bir hastalıktır. Fakat bu hastalık sonucu oluşacak görme kaybı ancak ilerlemiş safhalarda fark edilmektedir.

Glokom her yaş grubunda ve hatta yeni doğmuş bebeklerde bile görülebilen bir hastalıktır. Glokom, başlangıçta gözde kendini hissettirmeden başlar, daha sonra seyri hızlanır ve görme sinirlerinde onarılması mümkün olmayan ve görme kaybına yol açacak kalıcı tahribatlara neden olur. Bu hastalık göz basıncı veya C/D (cup/disk) oranı ölçülerek tespit edilebilir (Şekil 1.9).



Şekil 1.9. (a) Normal göz, (b) Glokom hastalığı taşıyan göz

Bu hastalıkların dışında da başka birçok göz hastalığı mevcuttur. Fakat göz hastalıklarının detayı bu tezin kapsamı dışındadır. Kapsam detayları takip eden bölümde verilen bu çalışmada, optik disk ve makulanın tespiti ve optik disk çapının ölçülmesi, ayrıca tespit edilen optik disk ve makula konumlarının doğrulanması mevcuttur. Tez kapsamında ayrıca, Bazı DR dejenerasyonlarının ters bölütleme yaklaşımıyla otomatik tespiti ve retinal damar bölütlemesine dayalı bir biyometrik tanıma metodu önerilmektedir.

1.6. Problem ve Çalışmanın Kapsamı

Dünyada birçok araştırma merkezinde sayısız araştırmacı tarafından retinal görüntü işleme alanında yoğun araştırmalar yapılmıştır ve yapılmaya devam edilmektedir. Bu çalışmalar genellikle görüntü işleme teknikleriyle retinal görüntü analizleri ve bu analizlere dayalı olarak retinanın yapısındaki değişimlerle algılanabilen hastalıkların tespit ve takibine yönelik çalışmalardır. Retinal hastalıkların tespiti doğrudan retinanın yapısına bağlı olduğundan yöntemlerin geliştirilmesi için retinal görüntülerdeki morfolojik yapıların da tespiti, bölütlenmesi ya da yok edilmesi gerekebilmektedir. Örneğin, dejenerasyonların ve optik diskin parlaklık değerleri yüksek olduğundan, dejenerasyonların tespiti için öncelikli olarak optik diskin tespiti ve eliminasyonu gerekmektedir. Ayrıca optik diskin küçülmesi ve yapısının değişmesi, bazen glokom, bazen de optik sinir hipoplazisi gibi hastalıkların habercisi olabilmektedir. Makula bölgesi de optik diskin konumuna göre şekillendiğinden ve optik diskle makula arasında belli bir standart mesafe bulunduğundan

optik diskin bulunması makulanın da bulunması anlamına gelmektedir. Makulanın bulunması ise makulaya bağı hastalıkların tespitinde kullanılabilir. Ayrıca son yıllarda en etkili göz hastalıklarından olan DR hasatlığının otomatik tespiti ve retinal damarlara dayalı biyometrik tanıma çalışmaları da yaygınlık kazanmıştır.

Bu noktada literatür özetinde de görüleceği gibi, optik diskin tespiti, retinal görüntü analizi ve bu analizlere dayalı olarak gerçekleştirilen hastalık tespitinde büyük önem taşımaktadır. Bu yüzden optik diskin tespiti konusunda geliştirilen yöntemler her zaman iyileştirilmeli, retinal görüntülerde karşılaşılabilecek dejenerasyon, görüntü kalitesi, rotasyon vb. değişik durumlar için daha etkin ve başarılı yöntemler geliştirilmelidir. Ayrıca önerilen yöntemlerin performans açısından da iyileştirilmesi gerekmektedir.

Optik disk yanında damar ağı, makula gibi yapılar da hastalık tespitinde ve karşılaştırmalı olarak diğer morfolojik yapıların tespitinde önem arz etmektedir. Örneğin, retinadaki ana damarlar optik disk alanından çıkış yaparak retinanın diğer alanlarına yayılmakta ve parabole benzer bir şekil çizmektedir. Bu yapı kullanılarak optik diskin tespitinin yapıldığı çalışmalar mevcuttur.

Diğer bir konu olarak optik diskin çapı, makula merkezi (fovea), damarların çapları, makula ile optik disk arasındaki uzaklık vb. birçok retinal parametre otomatik olarak hesaplanabilir. Bu parametreler de yine retinal görüntü analizi ve birçok hastalığın tespitinde etkin olarak kullanılabilir. Yine örnek vermek gerekirse, glokom hastalığında optik diskin ve cup bölgesinin büyüklüğü hastalığın tespiti açısından vazgeçilmez parametrelerdir. Optik diskin boyutu, optik diski çevreleyen mat çerçeve bölgenin boyutu ve optik disk ile makula merkezi arasındaki uzaklık da Optik Sinir Hipoplazisi (OSH) hastalığının tespitinde önemlidir. Dolayısıyla, bu parametrelerin de en doğru ve en kısa yoldan ölçülmesi yine hastalık tespit yöntemlerine önemli girdiler sağlayacaktır.

Çalışma kapsamında ayrıca son yıllarda önemi artan biyometrik tanıma sistemleri için bir öneri sunulmaktadır. Bu tanıma sistemi için bir retinal damar segmentasyonu yaklaşımı önerilmiş ve biyometrik tanıma sisteminde bu yöntem kullanılmıştır. Bu segmentasyon yöntemi basit fakat başarılı bir yaklaşım sunmaktadır. Retinal hastalıkların tespiti için optik disk ve makulanın tespiti ve bazı parametrelerin ölçümü yanında, tezde ayrıca cotton wool spots, sert eksuda gibi parlak DR lezyonları için de bazı tespit yöntemleri önerilmiştir. Test sonuçları, hem retinal damarlar vasıtasıyla biyometrik tanıma hem de DR tespitinde kayda değer bir başarı elde edildiğini göstermektedir.

Yukarıda bahsedilen konularla ilgili birçok problem çözülmüş olmasına karşın, hala çözüm bekleyen ya da sunulan çözümün yeterince başarılı olmayıp geliştirilmesi gerektiği birçok durum mevcuttur. Örneğin, hastaliksız görüntülerde çok etkin bir performans gösteren ve yüksek başarı oranı sergileyen bir optik disk tespit yöntemi dejenerasyona uğramış retinal görüntülerde başarılı olmayabilmektedir. Yöntem ayrıca; resmin kalitesi ve yönelimine bağlı olarak farklı sonuçlar verebilmektedir. Dolayısıyla önerilen yöntemlerin tüm bu olumsuz durumlar da göz önüne alınarak geliştirilmesi gerekmektedir.

Yukarıda verilen bilgiler ışığında bu çalışmanın temel amacı; otomatik görüntü işleme teknikleri kullanılarak birçok hastalığın otomatik tespitinde girdi olarak kullanılan optik disk tespiti, makula tespiti gibi konularda öneriler ortaya koymaktır. Ayrıca optik disk çapı, makula ile optik disk arasındaki uzaklık gibi bazı retinal parametrelerin hesaplanması vb. konularda mevcutta önerilmiş yöntemlerden farklı bir bakış açısı ile problemleri ele almak ve bu parametrelerin hesaplanmasında mevcut yöntemlerde dikkate alınmayan durumları da içeren daha kapsamlı çözümler sunmaktır. Tez kapsamında ayrıca biyometrik tanıma konusunda retinal damar segmentasyonunun kullanıldığı bir yaklaşım ve DR lezyonlarının tespiti için başarılı teknikler sunulmaktadır.

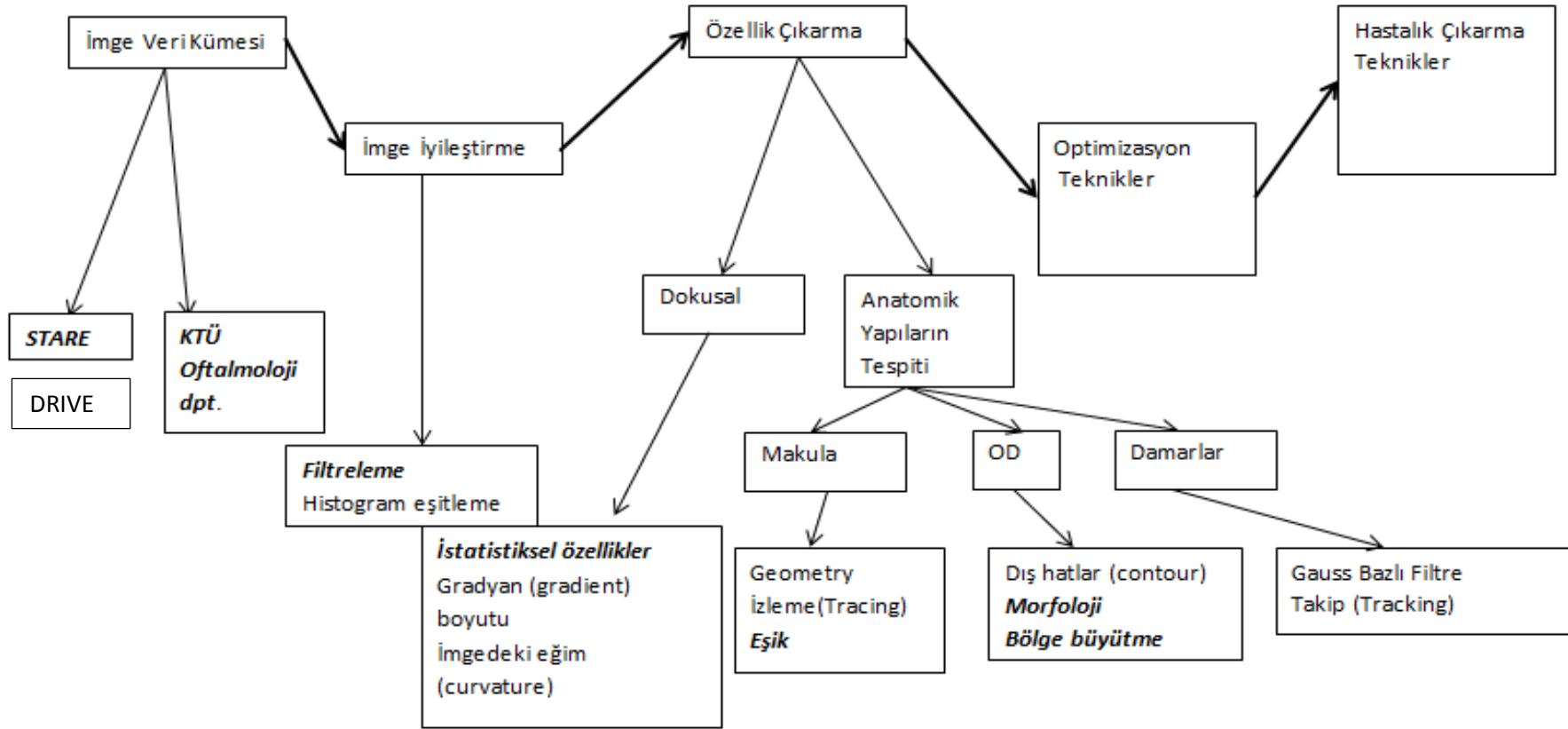
1.7. Görüntü İşleme Teknikleri

Retinal imge analizleri ve geliştirilen metotlarda kullanılan görüntü işleme tekniklerine kısaca değinmekte yarar görülmektedir.

Retinal görüntülerde otomatik olarak, gerek optik disk, makula vb. morfolojik yapıların, gerekse hastalıkların tespiti için yapılan çalışmalarda kullanılan teknikler Şekil 1.10'da özetlenmiştir [21]. Bu çalışma kapsamında kullanılan teknikler de mevcutta yapılan çalışmalara paraleldir. Bu çalışmada retinal hastalıkların otomatik tespitinde kullanılacak optik disk ve makula lokalizasyonu yapılırken, optik disk çapının da ölçümü yapılmıştır. Ayrıca DR tespiti ve biyometrik tanıma da gerçekleştirilmiştir.

Gonzalez [22] ve Russ [23] tarafından yayınlanan kitaplarda görüntü işleme alanında kullanılan tekniklerin birçoğu ile alakalı detaylı bilgiler mevcuttur. Konu ile ilgili teorik bilgilerin edinilebileceği başka birçok kitap ve kaynak mevcuttur. Bu kaynaklarda bölütleme, filtreleme, görüntü iyileştirme, gürültü yok etme vb. birçok konu teorik açıdan ayrıntılı bir şekilde işlenmiştir. Bu tez kapsamında tüm yöntemlerin ayrıntısına girilmeyecektir. Fakat genel olarak sayısal (dijital) görüntülerle alakalı, üretim, işleme ve

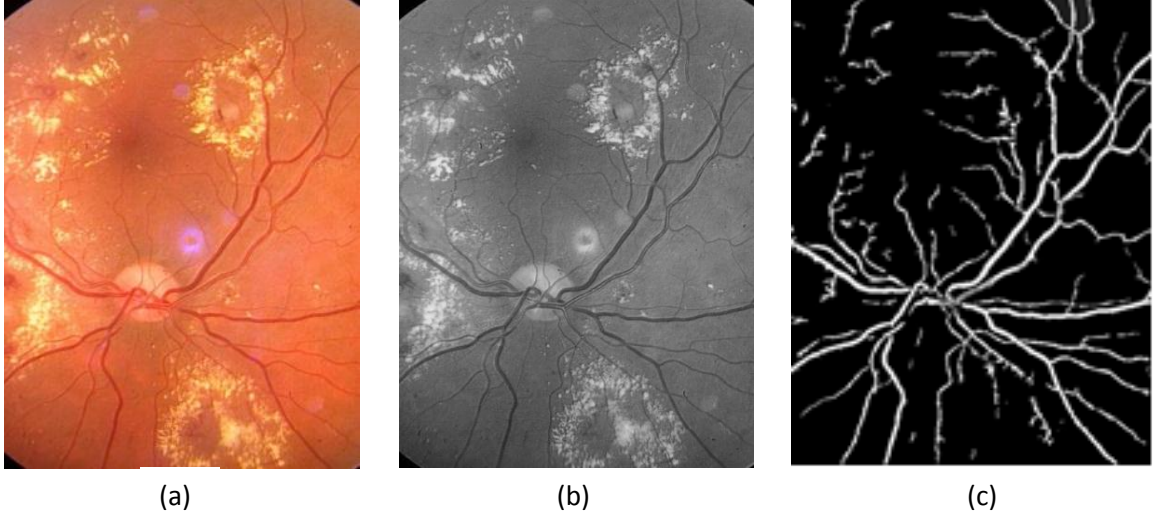
analiz süreçlerinde kullanılan teknikler ve bu tekniklerin literatürdeki yansımaları konusunda kısa bazı bilgiler takip eden başlıklar altında verilmiştir.



Şekil 1.10. Retinal görüntülerle ilgili mevcut çalışmalar ve yararlanılan teknikler [21]

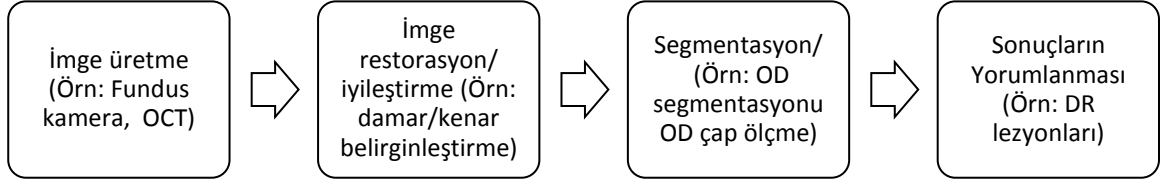
1.7.1. Dijital Görüntü Üretme, İşleme ve Analiz Teknikleri

Dijital görüntülerin oluşumu ve yapısı, bu görüntülerin matematiksel olarak işlemlere uygun olmasına ve üzerinde değişik operasyonların yapılmasına imkân vermektedir. Mesela gri seviye bir görüntü için herhangi bir pikselin parlaklık değeri 0'dan (siyah) 255'e (beyaz) kadar değişen bir sayı olabilir (8 bit görüntü için 256 (2^8), 12 bit görüntü için 4096 (2^{12}) gri seviye vardır). Bu yüzden, görüntü aslında, görüntünün tüm pikselleri için değişik parlaklık değerlerinden oluşan bir dizi (array) ile temsil edilmektedir. Eğer bir görüntüyü, bir eşitlik ya da fonksiyon olarak ifade etmek istersek, her hangi bir nokta ya da koordinatta (x, y) görüntü, bir parlaklık değerine set edilmiştir. Eğer (x, y) ve bu koordinata karşılık gelen parlaklık değeri sonlu ve açık bir şekilde tanımlanmış değerlerle belirtilir ise görüntü sayısal görüntü olarak nitelenir. Basit bir görüntü bile birçok piksel noktasından oluşmaktadır. Bir monokrom görüntü için her bir pikselin parlaklık değeri bu noktanın gri seviye değeri olarak adlandırılır. Bu yüzden gri seviye bir görüntü iki boyutlu bir $f(x, y)$ fonksiyonu olarak tanımlanabilir. Burada x ve y bölgesel koordinatları $f(x, y)$ ise (x, y) noktasının parlaklık değerini göstermektedir. Bir pikseli çevreleyen diğer pikseller bu pikselin komşu pikselleri olarak adlandırılır. Bu tanımlama görüntü işleme ve analizi olarak da adlandırılan birçok karmaşık matematiksel işlemin temelini oluşturmaktadır [22, 23].



Şekil 1.11. (a) Normal renkli retinal bir görüntü, (b) Gri seviye bir retinal görüntü, (c) Damar yapısının bölütlenmiş olduğu bir ikili retinal görüntü

Renkli görüntülerde ise gri seviye görüntülerden farklı olarak üç kanal kullanılmaktadır (Kırmızı, Yeşil, Mavi-RGB) . Bu yüzden bu görüntüleri temsilen gri seviye görüntülerdeki iki boyutlu dizinin aksine üç boyutlu bir dizi tanımlamak gerekmektedir. Bu dizide ilk bileşen kırmızıyı (R), ikinci bileşen yeşili (G) ve üçüncü bileşen de mavi (B) rengi temsil etmektedir. Genellikle fundus görüntülerde yeşil kanalın yalnız başına kullanılması, arka plan ve damar gibi özelliklerin ve hemoraji vb. patolojik yapıların arasında karşıtlığı artırmaktadır [24]. Buna rağmen bir çok görüntü işleme aracı ve tekniği renkli görüntülerden oluşturulan gri seviye görüntüsü baz alınarak geliştirilmiştir. İndislenmiş görüntüler matris ya da önceden tanımlanmış kısıtlı sayıda RGB değerlerin kombinasyonunu içeren renk haritasını kullanmaktadır. Bu da her nokta için ayrı bir değer tanımlanması yerine, o noktadaki değer için renk haritasındaki en yakın değer kullanılarak işlemlerde ve görüntü depolamada hafıza ve alan kullanımının düşürülmesini sağlamaktadır. Bunun yanında ikili görüntü (Şekil 1.11(c)) ise sadece siyah ve beyaz piksellerden oluşmaktadır. Bu görüntüler sıfır ve bir değerlerinden oluşan ikili (binary) diziler ile temsil edilirler. Her hangi bir formattaki görüntü analiz ya da işleme amacıyla ikili görüntü formatına dönüştürülebilir [3, 22, 23]. İmge oluşturma ve analizinde sıra ile aşağıdaki akışta verilen adımlar takip edilebilir (Şekil 1.12) [22].



Şekil 1.12. Retinal görüntülerin işlenmesinde takip edilen genel adımlar [22]

1.7.2. Görüntü Üretme

Retinal fundus görüntülerin işlenmesi ve analizindeki ilk aşama, görüntünün değişik araçlarla (fundus kamera vb.) üretilmesi ya da elde edilmesi aşamasıdır. Fundus görüntüler için bu aşama, yapısı daha önceki bölümlerde de anlatılmış olan, fundus kamera ile gerçekleştirilir. Bu düzenekte dijital kamera normal geleneksel kameralar gibi işlem görür, fakat film yerine görüntü algılayıcısı kullanılır. Doğrudan görüntü sensörleri, şarz ikizli araç (charge coupled device-CCD) ya da tümleyici metal oksit yarı iletken aktif piksel sensörü (complementary metal oxide semiconductor active pixel sensör -CMOS-APS) şeklinde yapılandırılabilir [22]. Bu yapılardan CCD, ışık sinyallerini (foton) elektrik yüküne (elektron) dönüştüren küçük ışık duyarlı diyottur. Bu sistem analog ışık görüntüsünü sayısal görüntüye dönüştürür. Burada dizideki her bir pikselde, analog ışıkla orantılı elektrik akımı, sayısal düzeye çevrilmektedir. Bu işlem sonucu elde edilen sayısal görüntünün çözünürlüğü ise CCD tarafından analog görüntüden oluşturulabilecek piksel sayısına bağlıdır. CMOS-APS teknolojisi ise, aktif piksel teknolojisini kullanır ve diğerine göre maliyeti daha düşüktür. APS teknolojisi CCD teknolojisiyle karşılaştırıldığında görüntünün işlenmesi için gerekli gücü 100 kat azaltır. Bunun yanında APS teknolojisi charge transfer gereksinimini ortadan kaldırır ve algılayıcının hem ömrünü hem de güvenilirliğini artırır [3, 22, 23].

1.7.3. Görüntü İşleme

Görüntü işlemede, ilgili pikselin gri seviye parlaklık değeri genel olarak üç değişik şekilde dönüştürülür. En basit şekliyle pikselin parlaklık değeri komşu piksellerin değerleri etkilenmeden değiştirilir. İkinci yol olarak eğer komşu pikseller işleme sürecine dâhil edilirse, komşu pikseller de değiştirilen pikselin yeni değerinin hesaplanmasına bir katkı sağlar. Son olarak da pikselin yeni değeri tüm görüntü dikkate alınarak hesaplanır. Bu

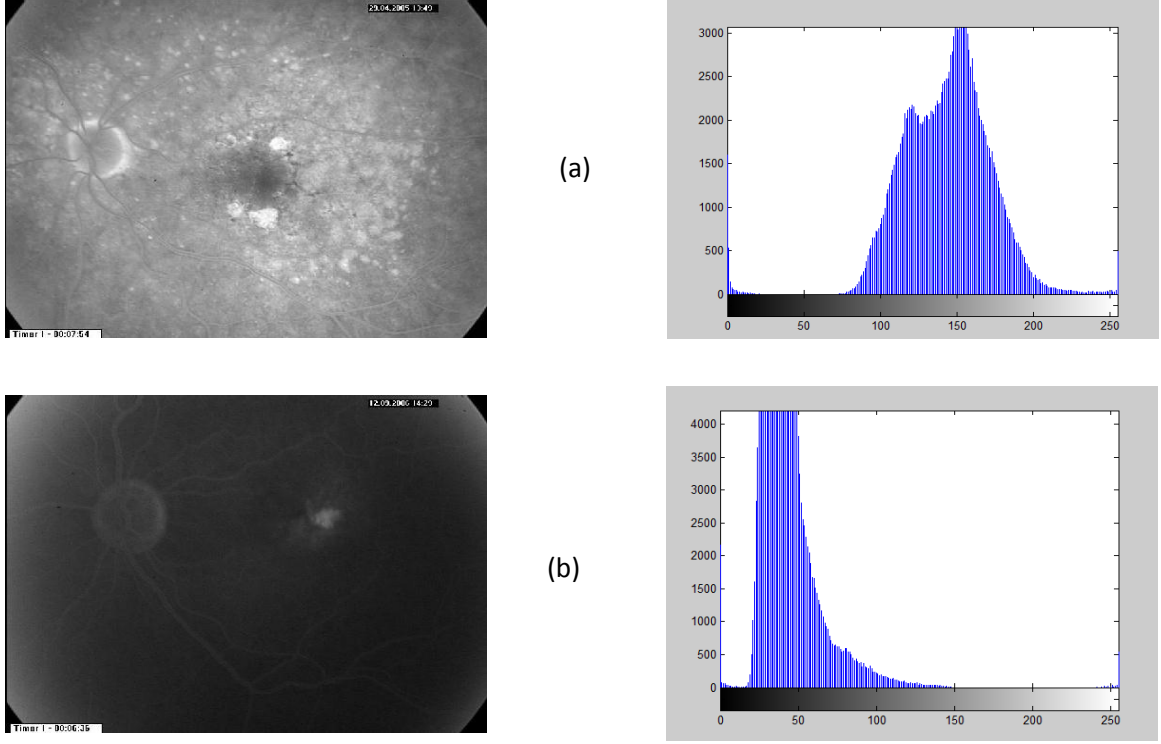
yöntem, görüntü işlemede diğerlerine göre daha güçlü bir işleme yöntemi sunmaktadır. Görüntü işlemede genel bir bakış açısıyla yaklaşıldığında işlemler, iyileştirme (örnek: kontrastın/karşıtlığın artırılması), onarma (restoration) ya da normal haline getirme (deblurring) ve bölütlemedir (görüntü içinde belli ilgi duyulan bir alanın izole edilmesi) [22, 23].

1.7.4. İmge İyileştirme

İmge iyileştirme görüntü işleme alanında en ilginç ve görsel olarak en cazip ve dikkat çekici alanlardan biridir. İmge iyileştirme iki ayrı alanda incelenebilir: Bölgesel alana (Spatial domain) özgü metotlar ve frekans domaininde kullanılan metotlar. Bölgesel domain doğrudan görüntü yüzeyinde pikseller üzerinde yapılan işlemleri işaret ederken, frekans domainindeki işleme teknikleri ise görüntünün fourier dönüşümündeki düzeltmeyi içeren işlemleri kapsamaktadır.

Retinal görüntülerde yaşanan işleme zorluklarından en önemlileri, donukluk/opaklık, odaklanamama ya da bazı artefaktlar tarafından etkilenen görüntü kalitesindeki düşüklük olarak belirtilebilir [25].

Görüntü iyileştirme işlemi, görüntünün sonraki işlem adımlarında kullanımının daha etkili olması ve işlemlerin daha iyi sonuçlar verebilmesi için geliştirme ya da düzeltme faaliyetlerini içermektedir. Geliştirme ya da iyileştirme, görüntünün görünüm, işleme ve analiz açısından daha kabul edilebilir bir hale getirilmesini sağlar. Bu, kontrast geliştirme görüntünün parlaklaştırması vb. anlamlara gelebilir.



Şekil 1.13. (a) Parlak ya da kontrastı nisbeten yüksek retinal görüntülerin histogramı dağılmış, (b) karanlık retinal görüntülerin histogramı ise kenarlarda yığılmış bir görünüm arz etmektedir

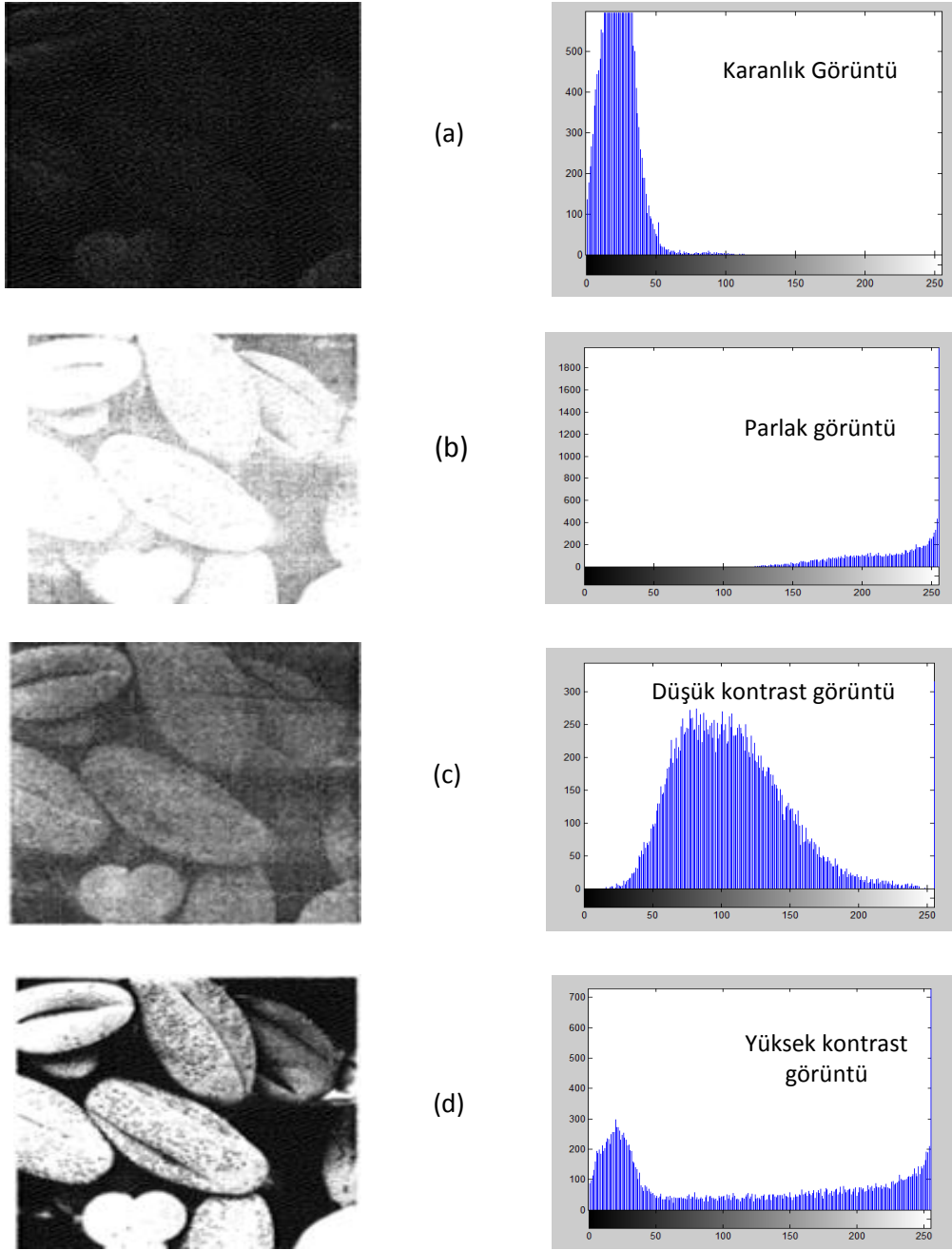
Görüntü temel alınarak çıkarılan histogram, görüntünün görünümüyle ilgili oldukça önemli bilgiler vermektedir. Gri seviye bir imge için histogram, her bir gri seviye parlaklığın görüntü üzerinde kaç defa görüldüğünü gösteren bir grafikdir. Bu grafiğin yatay ekseninde, mümkün olan tüm parlaklık düzey aralığı (0-255) bulunurken, dikey ekseninde ise her bir parlaklık değerinin görüntü üzerinde kaç kez bulunduğu yani ilgili gri seviyenin frekansı gösterilmektedir. Tam karanlık ya da tam aydınlık görüntülerde gri seviyeler uçlarda toplanırken, kontrastı dengeli olan bir görüntüde ise parlaklık değerlerinin aralığın büyük bir kısmına dağılmış olduğu görülür (Şekil 1.13).

Histogram uzatma (histogram stretching) algoritmaları, orijinal (özgün) görüntüden daha iyi bir kontrast oluşturmak amacıyla, gri seviyelerin belli bir eşitliğe göre, tüm aralığa daha eşit bir yaklaşımla dağıtmayı amaçlar. Histogram eşitleme de benzer ilkelerle çalışmaktadır [22, 23].

1.7.5. Histogram İşlemleri

[0, L] arasındaki bir gri seviye dijital görüntünün histogramı $H(r_k) = n_k$ şeklinde bir fonksiyondur. Burada, r_k k'inci sıradaki gri seviye; n_k da görüntüdeki r_k gri seviyesine sahip piksel sayısıdır. Bir histogramın normalize edilmesi için genel yöntem, histogramdaki bütün değerlerin görüntüdeki toplam piksel sayısına (n) bölünmesidir. Böylelikle normalize edilmiş histogram $P(r_k) = n_k/n$ şeklinde gösterilir. Burada $k=0,1,2,3,\dots L-1$ 'dir. Burada $P(r_k)$, r_k gri seviye değerinin görüntüde bulunma ihtimalinin bir tahminini vermektedir. Normalize edilmiş histogramda bu yüzden değerler toplamı 1'e eşittir. Eğer bu sayılar 100 ile çarpılırsa normalize etme işlemi yüz üzerinden yapılmış olur.

Histogramlar birçok bölgesel görüntü işleme tekniğinin temelini oluşturmaktadır. Histogramlar üzerinde yapılacak işlemler de görüntü iyileştirme konusunda başvurulacak başlıca yöntemlerdendir. Aşağıda değişik gri seviye değerlerine sahip görüntülerin histogramlarının yönelimleri görülmektedir (Şekil 1.14).

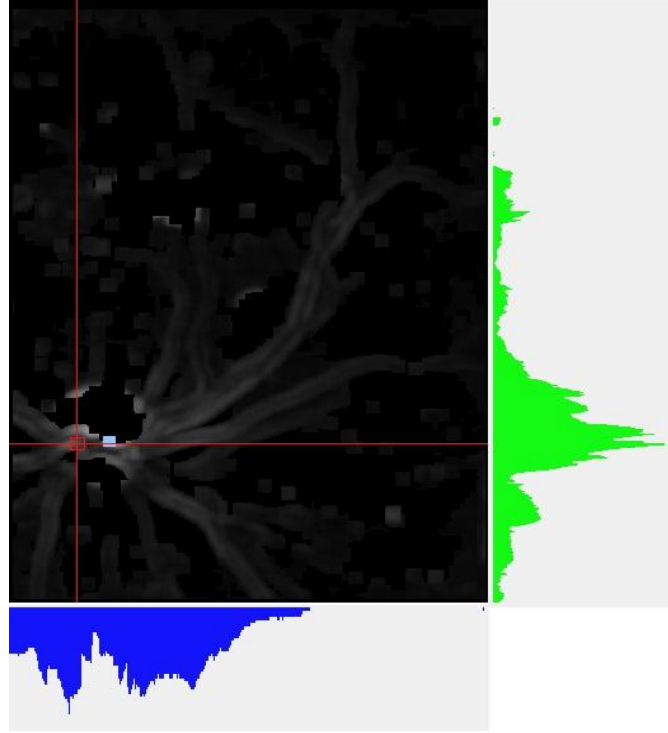


Şekil 1.14. Değişik gri seviye dağılımlarına sahip görüntüler ve histogramları: (a) Karanlık bir görüntü ve histogramı, (b) Parlak bir görüntü ve histogramı, (c) Düşük kontrasta sahip bir görüntü ve histogramı, (d) Yüksek kontrasta sahip bir imge ve histogramı. Şekilde [22]'dan alınan örnek imgelerin histogramları oluşturulmuştur.

Bu histogramlar üzerinde yapılacak işlemlerle, histogramlardaki parlaklık dağılımları ve dolayısıyla görüntülerin negatif özellikleri iyileştirilebilecektir.

1.7.5.1. Yatay ve Düşey Histogramlar

Yatay ve düşey histogramlar Şekil 1.15'te görüldüğü gibi satır ve sütun parlaklık değerlerinin birikmiş/kümülatif toplamlarının alınmasıyla elde edilen histogramlardır. Yatay histogram her bir satırın, düşey histogram ise her bir sütunun parlaklık değerlerinin toplamıyla elde edilir. Yani o satıra ya da sütuna karşılık gelen tüm piksellerin parlaklık değerleri toplanarak histogramın o noktadaki değeri bulunur. Yatay ve dikey histogramlar görüntü üzerinde parlaklık değerlerinin yüksek olduğu bölgelerin tespitinde ve dolayısıyla parlaklığı yüksek bölgelere denk gelen alanlardaki nesnelerin bölütlenmesinde kullanılabilir.



Şekil 1.15. Yatay ve düşey histogramlar

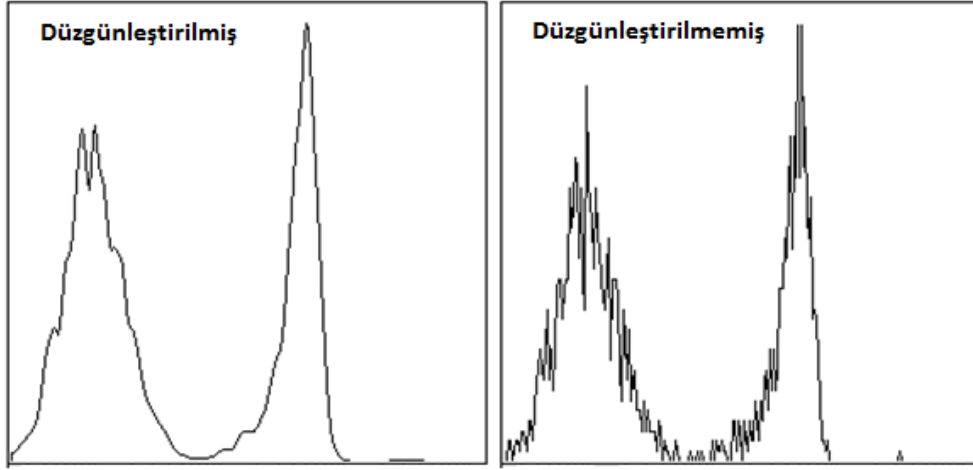
1.7.5.2. Histogram Düzgünleştirme

Histogram üzerindeki ani frekans artış ya da azalışları histogram işlemeyi olumsuz etkileyebilir. Parlaklık histogramı ya da yatay ve dikey toplam histogramlarında karşılaşılan frekans değerleri arasındaki farkları azaltarak histogram üzerindeki geçişleri yumuşatmak için histogram düzgünleştirme (histogram smoothing) işlemi uygulanabilir.

Burada her bir frekans için öncesindeki ve sonrasındaki k (kalite sayısı) adet frekans değerinin ortalaması alınarak bu frekansın yeni değeri olarak histograma kaydedilir. Bir katsayı olan k , kaç değerlerin ortalamasının alınması gerektiğini gösterir [22, 23].

Bu durumda herhangi bir noktadaki frekansın değeri (1.1)'e göre hesaplanacaktır ve Şekil 1.16'daki gibi bir histogram değişimi olacaktır. Düzgünleştirilmiş histogramda görüldüğü gibi frekanslar arası farklar azaltılmıştır.

$$X_i^+ = \frac{X_{i-k} + \dots + X_{i-1} + X_i + X_{i+1} + \dots + X_{i+k}}{2 \cdot k + 1} = \frac{\sum_{t=i-k}^{i+k} X_t}{2 \cdot k + 1} \quad (1.1)$$



Şekil 1.16. (a) Düzgünleştirilmiş histogram, (b) Normal histogram [26].

1.7.5.3. Histogram Ağırlıklandırma

Histogramlarda belli alanları ön plana çıkarmak için, belli bir eşik değerinin altında ya da üstünde olan değerlerin atılmasından sonra, kalan değerlerin yeniden ağırlıklandırılarak histogramın hesaplanmasına ağırlıklandırma denir.

1.7.5.4. Histogram Eşitleme

Karşıtlık aralığı doğrusal olarak genişletildiğinde, görüntüdeki parlaklığı en düşük piksel siyah, en parlak piksel de beyaz renge atanmak üzere, arada kalan değerler de

doğrusal olarak gri seviyenin değişik tonlarına interpolate edilir. Bu sayede görüntünün görsel olarak kalitesinin arttığı gözlenir.

r bir görüntüde iyileştirilmesi gereken gri seviye değerlerini gösterebilir. r 'nin $[0,1]$ aralığına normalize edildiğini düşünürsek; bu aralıkta $r=0$ siyah ve $r=1$ beyaz değerini göstermektedir. Daha sonra, farklı bir formülasyonla piksel değerlerinin $[0, L-1]$ aralığında değer alması için de hesaplama yapılabilir. Burada bütün r değerlerine karşılık gelecek değerler hesaplanırken (1.2)'de verilen eşitlik dikkate alınmaktadır.

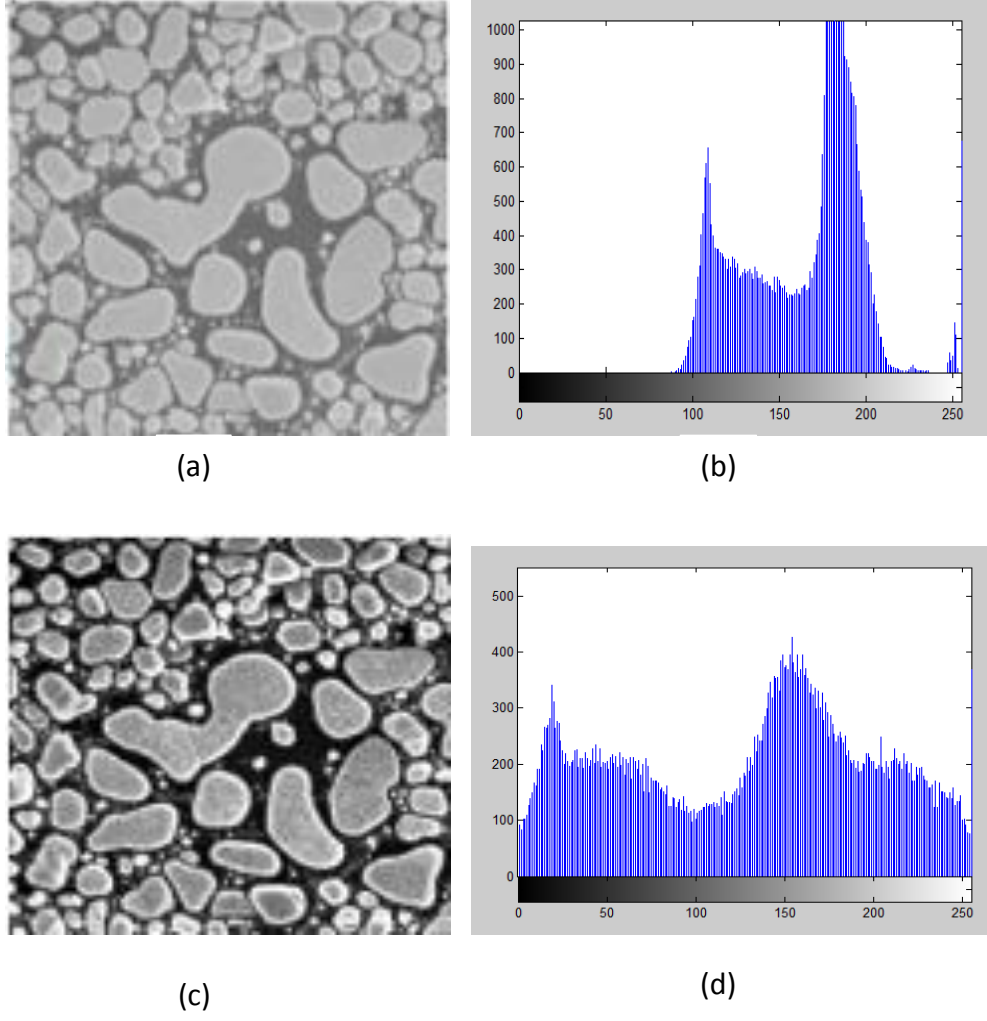
$$s = T(r); 0 \leq r \leq 1 \quad (1.2)$$

Burada kullanılan dönüşüm/normalizasyon fonksiyonu ise aşağıdaki şartları sağlamalıdır [22, 23].

1. $T(r)$ tek değer alır ve $0 \leq r \leq 1$ aralığına göre monoton olarak artar. Bu şart ters yönde dönüşümün de sağlanması için gereklidir.
2. $0 \leq r \leq 1$ için $0 \leq T(r) \leq 1$ Bu şart çıktı gri seviyelerin girdi gri seviyelerle aynı aralıkta olacağını garanti altına almaktadır.

1.7.6. İmge Onarma

Bu sınıfa giren işlemler, bilinen etkilerle ortaya çıkmış olan görüntü üzerindeki hasarların onarılması ve imgenin orijinal haline getirilmesidir. Netleştirme, engel desenlerin yok edilmesi gibi işlemler bu kategoriye girmektedir. Görüntülerdeki gürültüler, piksel değerlerinin dışsal etkenler tarafından bozulmasıyla ortaya çıkar. Gürültünün, Gauss bazlı gürültü, tuz-ve-biber (salt-and-peper noise) gürültüsü, periyodik gürültü gibi çeşitleri vardır [22, 23].

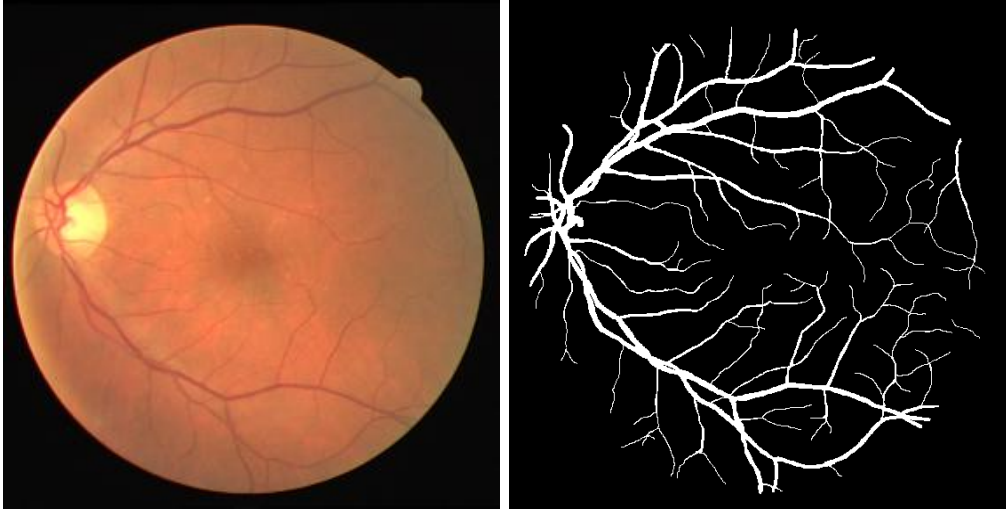


Şekil 1.17. (a) Altın parçacıkları, (b) Geleneksel şekilde kümülatif histogram, (c) Histogram eşitleme işleminden sonra altın parçacıklarının görüntüsü, (d) Son durumda yeni histogram. Şekilde [22]'dan alınan örnek imgelerin histogramları oluşturulmuştur.

1.7.7. Bölütleme

Bölütleme, görüntünün belli özellikler taşıyan bölümlerinin analiz edilmek üzere tanımlanması, dairesel yapıların, çizgi şeklindeki hatların ve diğer bazı şekillerin belirlenmesi gibi görüntünün bir kısmının belli bir amaç ve ilgi açısından belirlenip tanımlanmasını amaçlar. Şekil 1.18'de bir damar bölütlemesi örneği verilmektedir. Bölütleme işlemi, ilgilenilen hedef nesne, resmin diğer kısımlarından ayrıldığı ya da soyutlandığı anda durdurulmalıdır. Monokrom görüntülerde bölütleme, genel olarak belli bir nesnenin kenar ya da sınır bölgesi gibi, görüntünün taşıdığı parlaklık değerlerinin bir süreklilik arz etmediği durumlar göz önüne alınarak, ya da daha önce de değinildiği gibi,

önceden belirlenmiş ölçütlere ve benzerlik durumlarına göre yapılır. Bölütleme, görsel özelliklere göre de tanımlanıp, ilgilenilen hedef nesnenin arka plandan ayrılması ve böylece tek özelliğe odaklanılarak resmin diğer kısımlarının atılması şeklinde de algılanabilir [22, 23].



(a)

(b)

Şekil 1.18. Normal ve segmentlenmiş retinal görüntü [27].

Bölütleme algoritmaları genel olarak, imge üzerindeki parlaklık değerlerinin iki farklı temel özelliğine dayanır. Bu özellikler süreksizlik ve benzerliktir. Birinci kategoride sergilenen yaklaşım görüntülerde bulunan kenarlar gibi parlaklık değerinin ani değişim göstermesine dayanır. İkinci kategorideki yöntemler ise görüntünün önceden belirlenmiş ölçütlere göre benzer bölgelere ayrılmasına dayanır. Bu metotlara örnek olarak eşikleme, bölge büyütme, bölge ayırma (region splitting) ve bölge birleştirme (region merging) yaklaşımları verilebilir. İki kategoriye ayrılan bölütleme aşağıda ayrı başlıklar altında incelenecektir.

1.7.7.1. Süreksizliklerin Tespiti

w_1	w_2	w_3
w_4	w_5	w_6
w_7	w_8	w_9

Şekil 1.19. Nokta, çizgi ve kenar algılama için kullanılacak maske boyutu

Bu bölümde üç basit gri seviye süreksizliğin tespitinin üzerinde durulacaktır. Bu süreksizlikler nokta, çizgi ve kenarlardır. Bu süreksizlikleri aramanın en kestirme yolu görüntü üzerinde bir maske ya da filtre uygulamaktır. Şekil 1.19'da gösterilen 3x3'lük maskenin (1.3)'e göre uygulanması için gerekli prosedür, maske ile görüntünün ilgili birimindeki gri seviye değerlerin çarpımının toplamını gerektirmektedir.

$$R = w_1z_1 + w_2z_2 + \dots + w_9z_9 = \sum_{i=1}^{i=9} w_i z_i \quad (1.3)$$

Bu eşitlikte z_i maskenin ilgili değerine karşılık gelen görüntü üzerindeki gri seviye değeridir. Bu maskenin uygulanmasında yeni değer maskenin merkezine göre hesaplanmaktadır [22].

1.7.7.2. Nokta Tespiti

Bir görüntüde soyutlanmış bir noktanın tespiti, Şekil 1.20'de verilen maske kullanılarak oldukça kolay bir şekilde gerçekleştirilebilir. Bu maske kullanıldığında noktanın filtrenin merkezinde bulunduğunu, $|R| \geq T$ şartının gerçekleşmesi durumunda

söyleyebiliriz. Bu eşitsizlikte T pozitif eşik değerini ve R maskenin uygulanması sırasında bulunan toplamı vermektedir.

Basit olarak bu formulasyon, merkezi nokta ve komşuları arasındaki ağırlıklandırılmış farkı ölçmektedir. Burada temel fikir, izole edilmiş nokta (gri seviye değeri arka plandan oldukça farklı olan ve tam ya da yaklaşık homojen olan bir alandaki nokta) komşularından oldukça farklı olduğundan bu tip bir maske ile kolayca tespit edilebilmektedir [22, 23].

-1	-1	-1
-1	8	-1
-1	-1	-1

Şekil 1.20. Nokta tespiti için kullanılacak maske ya da filtre

1.7.7.3. Çizgi Tespiti

R_1, R_2, R_3, R_4 'ün yukarıda verilen filtrelerin uygulanması sonucu elde edilen sonuçlar olduğunu düşünelim. Eğer belli bir noktada bütün $j \neq i$ için, $|R_i| > |R_j|$ ise, bu noktada i maskesi yönünde bir çizgi olma ihtimali yüksektir denebilir. Mesela bir görüntüde $j=2, 3, 4$ için $|R_i| > |R_j|$ ise bu noktada yatay bir çizgi olma ihtimalinin yüksek olduğu söylenebilir [22, 23]. Çizgi tespiti için bazı yönelimlere göre filtreler Şekil 1.21'de verilmiştir. Şekilde verilen filtreler görüntü üzerinde uygulanırken tek tek pikseller üzerinde gezdirilerek piksellerin yeni değerleri hesaplanır.

-1	-1	-1
2	2	2
-1	-1	-1

Yatay

-1	-1	2
-1	2	-1
2	-1	-1

+45°

-1	2	-1
-1	2	-1
-1	2	-1

Dikey

2	-1	-1
-1	2	-1
-1	-1	2

-45°

Şekil 1.21. Çizgi tespiti için filtreler

1.7.7.4. Kenar Algılama

Kenarlar ya da sınırlar, görüntülerde taşınan en önemli bilgilerdendir. Bu bilgiler, belli nesnelerin büyüklüklerinin ölçülmesi ya da bu cisimlerin algılanıp görüntüden soyutlanması gibi amaçlarla kullanılabilir. Bir sayısal görüntüde kenar ya da sınır, görüntünün belli bir alanında piksel parlaklık değerlerinde gözlenen farklılıktır. Çoğu kenar algılama algoritması, bu değişimi ya da farkı, piksel parlaklık değerlerinin gradyan (gradient) değerlerine göre tespit etmektedir. Bu işlem, değişik karmaşıklıklara ve kullanım amaçlarına sahip özelleştirilmiş filtreler vasıtasıyla gerçekleştirilmektedir. Bir eşik değeri, bir işlemin sonucu olan görüntüye uygulanarak kenarların ikili görüntülerini oluşturmak için uygulanabilir. Çok kullanılan ve literatürde temel taşlar haline gelmiş örnek kenar algılama algoritmaları olarak Sobel [22] ve Canny [28] kenar algılama yöntemleri verilebilir. Sobel kenar algılama yöntemi bir çift 3x3 boyutunda konvolüsyon (katlama) maskesi kullanılmaktadır. Bu maskelerden birincisi x-ekseni (sütunlar) yönünde diğeri ise y-ekseni (satırlar) yönündeki gradyanı tahmin için kullanılmaktadır. Bununla birlikte retinal kan damarlarının kenarlarının algılanması ve ilgili genişliklerin bulunması için önerilen üç otomatik yöntem karşılaştırıldığında, muhtemelen damarlardaki merkezi parlaklığı kenar olarak algılamasından dolayı, Sobel en tutarsız yaklaşım olarak görülmüştür [29]. Canny kenar algılama yöntemi [28], otomatik olarak retinal kan damarlarının lokalizasyonu için yapay sinir ağlarında kullanılmıştır [22, 23, 30].

Nokta ve çizgi tespiti bölütleme açısından önemli olmasına karşın, gri seviye görüntülerde anlamlı süreksizliklerin belirlenmesinde ve bölütleme işleminde en çok

kullanılan yaklaşım kenar tespittir. Takip eden bölümde bir görüntüde kenar algılama için ilk ve ikinci sıra sayısal türev uygulamasının rolü tartışılacaktır.

Basit formülasyon: Bir sayısal görüntüde kenar, iki bölge arasındaki sınırda, birbirine bitişik şekilde bir sınır oluşturacak biçimde sıralanmış piksel kümesidir. Sınırla kenar arasındaki anlam farkını belirtmek için, sınırın kenar kavramına göre daha global bir anlam taşıdığı söylenebilir. Kenarın anlamlı bir şekilde tanımlanabilmesi için de gri seviyedeki geçişin ölçülebilmesi gerekmektedir.

-1	-1	-1
0	0	0
1		1

-1	0	1
-1	0	1
-1	0	1

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

Prewitt
Sobel

Şekil 1.22. Bazı kenar algılama filtreleri, (a) Prewitt, (b) Sobel

Sonuç olarak; ilk sayısal türev, bir noktada kenar olup olmadığını belirlemek için kullanılabilir. Benzer şekilde ikinci türevin işareti de bir kenar pikselinin karanlık tarafta mı yoksa parlak tarafta mı olduğunu belirlemek için kullanılır. İkinci türevin bu kullanımının yanında iki önemli özelliği mevcuttur:

- Her kenar için fazladan iki değer üretmektedir
- İkinci türevin uç pozitif ve negatif değerlerini birleştiren hayali bir düz çizginin kenarın orta noktasından geçtiği varsayılabilir [22].

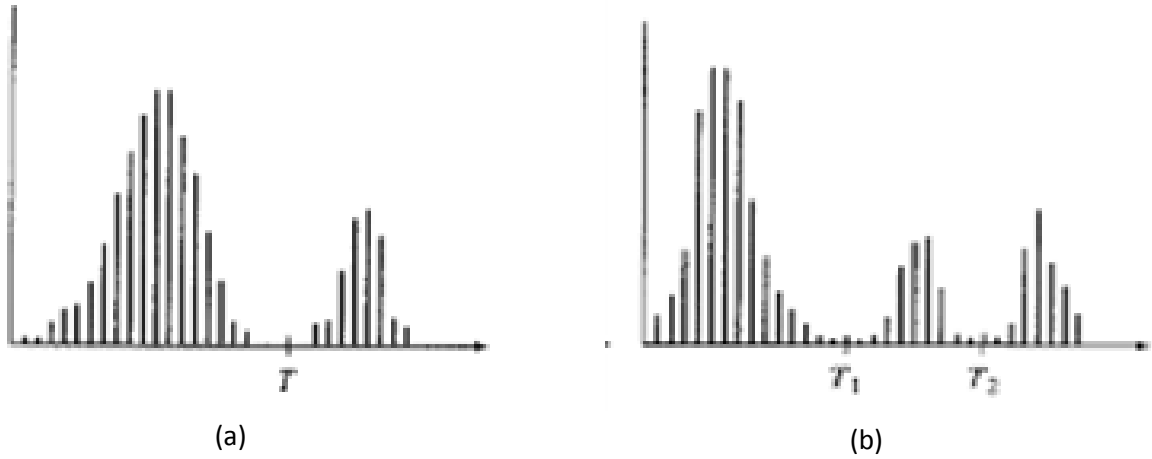
1.7.8. Eşikleme

Eşikleme (thresholding) bir görüntüyü ikili görüntüye dönüştürerek bileşenlerine ayırma işlemine denir. Bu işlem, görüntünün üzerindeki piksellerin değerlerinin belli bir parlaklık değerinin altında ya da üstünde olmasına göre beyaz veya siyah olarak sınıflandırılması şeklinde gerçekleştirilir. Eşikleme işlemi özellikle görüntü üzerinde gereksiz görülen detayların ve değişimlerin eliminasyonu ve ilgilenilen hedef detayların ise

ortaya çıkarılması açısından önemlidir. Eşiklemeye global bir eşik değeri otomatik olarak seçilebileceği gibi, görüntü histogramında da beliren ve etkin bir ayrıştırmanın yapılabileceği noktalara göre de eşik değerleri belirlenerek seçim yapılabilir. Eşiklemeye daha karmaşık parlaklık ölçütleri de bir pikselin beyaz veya siyah olarak ayrılması için kullanılabilir. İmgenin değişik kısımlarında, birden fazla farklı eşik değerinin uygulandığı durumlarda ise adaptif ya da yerel bir eşik değeri uygulanması daha faydalı olmaktadır.

Uygulanmasının basitliği ve sezgisel olarak öğrenilebilme özelliği dolayısıyla eşikleme, görüntü bölütlemeye merkezi bir rol oynamaktadır.

Şekil 1.23(a)'da verilen histogramın bir görüntüye ait olduğunu düşünürsek, $f(x, y)$ görüntüsü karanlık arka plan üzerinde aydınlık bir nesneyi göstermektedir. Burada nesne ve arka plan gri seviyeleri iki ayrı baskın grupta gruplanmıştır. Burada nesneyi arka plandan ayırmak için ilk akla gelen yöntem, bu iki bölgeyi ayırabilecek bir T eşik değerinin seçilmesidir. Bu durumda (x, y) şeklindeki herhangi bir noktada $f(x, y) > T$ ise bu nokta nesne üzerinde bir nokta, aksi durumda ise arka plan olarak algılanmaktadır. Şekil 1.23(b)'de ise birden fazla eşik değeri gözlenmektedir.



Şekil 1.23. (a) Tek bir eşik değeriyle, (b) Birden fazla eşik değeriyle ayrılacak görüntülerin histogramları [22].

Şekil 1.23(b)'de verilen histogramda görüldüğü gibi her hangi bir (x, y) noktası için eğer $T_1 < f(x, y) \leq T_2$ ise birinci nesneye; eğer $f(x, y) > T_2$ ise diğer nesneye ve eğer $f(x, y) \leq T_1$ ise arka plana aittir. Genel olarak birden fazla eşik değeri gerektiren bölütleme problemlerinin bölge büyütme yaklaşımıyla çözülmesi daha iyi sonuçlar vermektedir. Bir eşiklenmiş görüntü $g(x, y)$, (1.4)'deki gibi gösterilebilir:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x, y) > T \\ 0 & \text{if } f(x, y) \leq T \end{cases} \quad (1.4)$$

Burada parlaklık değeri 1 olarak hesaplanan pikseller nesneye ait, 0 olarak hesaplanan pikseller ise arka plana ait pikseller olarak değerlendirilir. Bu durumda T eğer $f(x, y)$ 'ye bağımlı ise yani sadece gri seviye değerlere bağlı ise, bu eşik değeri global eşik olarak adlandırılır. Eğer T, yani eşik, hem $f(x, y)$ hem de $p(x, y)$, yani bazı yerel (lokal) özelliklere bağımlı ise yerel eşik değerini alır. Bunun yanında eşik koordinatlar, x ve y'ye bağımlı ise bu eşik dinamik eşik olarak adlandırılır [31].

1.7.8.1. Basit Global Eşikleme

Eşikleme yöntemlerinin en basit yolu tüm görüntü için sadece bir eşik değeri (T) uygulamaktır. Bu durumda bölütleme işlemi yapılırken, tüm görüntü piksel piksel taranarak her bir piksel için eşik değeriyle karşılaştırma yapılır ve pikselin gri seviye parlaklık değerinin bu eşik değerinden büyük ya da küçük olmasına göre her bir piksel nesne ya da arka plan olarak kaydedilir. Bu yöntemin başarısı histogramın başarılı bir şekilde ayrılmasına bağlıdır. Global eşikleme genel olarak, ışıklandırma etkisinin uygun olduğu ortamlarda, endüstriyel kontrol uygulamalarında başarılı bir şekilde uygulanmaktadır.

Aşağıda verilen algoritma adımları global eşikleme uygulamasında takip edilebilir:

1. Eşik değeri için bir başlangıç değerinin tahmin edilip atanması.
2. Bu eşik değerinin kullanılarak görüntü üzerinde bölütlemenin gerçekleştirilmesi. Bu bölütleme işlemi sonucunda görüntü iki gruba ayrılacaktır. Birinci bölgede (G_1) bulunan pikseller için *Gri seviye değeri* $\leq T$ ve diğer bölgedeki (G_2) pikseller için *Gri seviye değeri* $> T$ pikselleri gruplandırılacaktır.
3. G_1 ve G_2 bölgesi için ortalama piksel değerlerinin (μ_1, μ_2) hesaplanması.
4. Yeni T değerinin $T = \frac{1}{2}(\mu_1 + \mu_2)$ eşitliğine göre hesaplanması.
5. Ardışık iki adımda hesaplanan T değerleri arasındaki fark başlangıçta hesaplanan T_0 değerinden küçük bir düzeye ininceye kadar ikinci adımdan dördüncü adıma kadar tekrar edilmesi.

Burada T 'nin başlangıç değerinin seçimiyle ilgili olarak birkaç ipucu verilebilir: Eğer arka plan ve nesnenin görüntü üzerinde kapladığı alan büyüklük açısından karşılaştırılabilir ise, T için kabul edilebilir bir başlangıç değeri olarak tüm görüntünün ortalama gri seviye değeri kullanılabilir. Eğer nesne arka plana göre küçük ise, ya da tam tersi bir durum söz konusu ise bir bölgenin piksel özellikleri diğerine baskın geleceğinden ortalama değeri seçmek isabetli olmayacaktır. Bu durumda maksimum ve minimum gri seviye değerlerinin orta noktası başlangıç eşik değeri olarak alınabilir. Burada T_0 parametresi algoritmanın bu parametre açısından farkın küçüldüğü durumda durdurulması için kullanılmaktadır [22, 23].

1.7.8.2. Adaptif Eşikleme

Bazen bölütlemesi çok rahat yapılacak görüntüler, düzgün dağılmamış parlaklık değerleri dolayısıyla tek bir global T eşik değeri kullanılarak bölütlenemez hale dönüşür. Bu durumda takip edilecek yollardan biri, ana görüntüyü alt görüntülere ayırıp her bir alt görüntü için farklı eşik değerlerinin kullanılmasıdır. Bu durumda çözülmesi gereken ana problem, ana görüntünün hangi alt görüntülere parçalanacağı ve bu her bir alt görüntü için eşik değerinin nasıl hesaplanacağıdır. Bu işlemde, her bir piksel için kullanılacak eşik değeri, üzerinde olduğu alt görüntüye yani pikselin bulunduğu yere bağlı olduğundan bu tip eşiklemeye adaptif eşikleme adı verilmektedir [22]. Bu tez çalışmasında, arka plan görüntüsünün gri seviye parlaklık değerine bağlı olarak adaptif bir bölütleme uygulanmıştır.

1.7.9. Bölge Bazlı Bölütleme

Bölütlemenin amacı görüntüyü bölgelere ayırmaktır. Bu problem, bazı durumlarda gri seviye parlaklık değerlerindeki süreksizlikler baz alınarak, bölgeler arasındaki sınırlar ya da bölgelerin kenarları bulunarak çözülmüştür. Bazı durumlarda ise piksellerin gri seviye değerleri ya da renkli resimlerde ise renklerin dağılımına göre belirlenen eşik değerleri vasıtasıyla çözülmüştür. Bölge temelli bölütleme yaklaşımında ise doğrudan bölgelerin bulunmasıyla işlem gerçekleştirilmektedir [22, 23, 32].

Formulasyon: R tüm görüntüyü temsil ettiği durumda bölütleme, R bölgesinin yani tüm görüntünün, $R_1, R_2, R_3, R_4, \dots, R_n$ şeklinde alt bölgelere ayrılması işlemi olarak tanımlanabilir. Bu parçalanmada aşağıdaki özelliklerin sağlanması gerekmektedir.

- (a) $\coprod_{i=1}^n R_i = R$
- (b) R_i bitişik bölgedir; $i=1,2,3,4,\dots,n$
- (c) $R_i \cap R_j = \emptyset$; $i \neq j$ bütün i ve j 'ler için
- (d) $P(R_i) = TRUE$; $i=1,2,3,4,\dots,n$
- (e) $P(R_i \cup R_j) = FALSE$; $i \neq j$

Burada $P(R_i)$, R_i kümesindeki noktalar üzerinde tanımlanmış olup boş kümedir(\emptyset).

(a) seçeneğinde belirtilen şart bölütlemenin tam olmasını yani tüm görüntüyü (tüm R yüzeyini) içermesi gerektiğini belirtmektedir. (b) şıkında belirtilen koşul bir bölgenin birleşik olması gerektiğini belirtmektedir. (c) şartı ise bölgelerin ayrık olması gerektiğini, (d) şıkı ise bölütlenmiş bir bölgeye dâhil edilmiş piksellerin taşınması gereken şartları belirtmektedir. Son şart ise R_i ve R_j bölgelerinin P fonksiyonu göz önüne alındığında farklı olduklarını göstermektedir [22, 32].

1.7.9.1. Bölge Büyütme

Yöntemin adından da (Region growing) anlaşılacağı gibi yöntemde, önceden tanımlanmış bazı ölçütlere göre pikseller ya da alt bölgeler, daha büyük bölgelerde gruplanır ya da birleştirilir. Bu yöntemin kullandığı yaklaşım temelde bir ya da daha fazla tohum piksel (seed pixel) ile başlanması ve bu piksellerin çevresindeki piksellerin kontrol edilip belli ölçütleri sağlayanların seçilen tohum piksellerle birleştirilerek bölgelerin büyütülmesidir.

Birden fazla tohum piksel ya da başlangıç noktası seçilmesi, bu yöntem kullanılarak çözülmesi amaçlanan problemin doğasına bağlıdır. Eğer seçilecek tohum piksel konusunda bir ön bilgi yoksa her bir piksel üzerinde aynı işlemler uygulanarak bölge büyütmede kullanılır.

Bir pikselin bölgeye dâhil olabilmesi için aşağıdaki şartların sağlanması gerekir:

- Daha önce bir başka bölgeye dâhil edilmemiş olması.
- Bulmak istediğimiz bölgenin komşusu olması.

- Piksellerin eklenmesiyle oluşan yeni bölgenin, düzgün dağılıma sahip olması gerekmektedir.

Bölge büyütme yönteminde karşılaşılan bir diğer problem, işlemin ne zaman sonlandırılacağıdır. Temel olarak büyütmede, eğer bölgenin büyütülmesine katkı sağlayacak, tanımlanan ölçüte uygun piksel kalmamışsa işlem durdurulmalıdır. Bölge büyütme algoritmasının etkinliğini artırmak için, büyüklük kavramı, bu zamana kadar büyütülen bölgeye dâhil edilen pikseller ve karşılaştırma yapılan piksel arasındaki benzerlik, büyütülmekte olan bölgenin şekli gibi ölçütler kullanılabilir [22, 23, 32].

1.7.10. Filtreleme

Filtreleme (Filtering) görüntü işlemede oldukça yaygın olarak kullanılan bir işlemdir. Komşu piksellerin değerlerini de dikkate alarak hesaplamaların yapıldığı görüntü işleme algoritmalarının gücü ve yetkinliği diğerlerine göre daha fazladır. Kullanıcılar tarafından tanımlanan bir matris ya da maske sadece üzerinde işlem yapılan pikseli değil bu pikselin komşu piksellerini de hesaba katacak sayıda eleman içerebilir. Bu matrisin elemanları tarafından kaplanan her bir piksel üzerinde yapılacak işlem ise bir fonksiyonla tanımlanmıştır. Maske ya da matris ve fonksiyon birlikte filtreyi oluşturur. Bu yüzden, belli bir konuma uygulanan maske sonucu elde edilen değer, sadece mevcut pikselin değil o pikselin komşu piksellerinin de dâhil edildiği bir hesaplama sonucu elde edilen değerdir [22, 23].

1.7.10.1. Filtreleme İşleminin Uygulanışı

Filtreleme işlemi görüntü işlemede en yaygın olarak kullanılan tekniklerdir. Görüntü iyileştirme amacıyla uygulanan filtrelerin yanında, kenar vb. özellikleri belirleme işlemlerine kadar çok sayıda filtre geliştirilmiştir.

Görüntülerde bazı komşuluk operasyonları, görüntülerin piksel değerleri ve bu komşulukla aynı boyutta olan bir alt görüntünün karşılık gelen değerleri dikkate alınarak yapılmaktadır. Burada alt görüntü “filtre”, “maske”, “kernel”, “şablon”, “pencere” gibi değişik adlarla adlandırılmaktadır. Bu terimlerden en çok kullanılan ilk üçüdür. Filtre alt görüntüsündeki değerler ise piksel yerine katsayı olarak adlandırılmaktadır. Frekans

domaininde de filtreleme yapılmaktadır. Burada doğrudan, görüntülere ait pikseller üzerinde yapılan işlemlerin konu edildiği bölgesel filtreleme işlemleri ele alınacaktır.

Filtreleme basit olarak, maske ya da filtre olarak adlandırılan ve aslında boyutları belli bir matris olan alt görüntünün, ana görüntü üzerinde noktadan noktaya gezdirilmesi anlamına gelmektedir. Her bir (x, y) noktasında, filtrenin o noktadaki etkisi olarak adlandırılan hesaplama, önceden tanımlanmış kurallara göre yapılmaktadır. Örnek olarak doğrusal bölgesel filtreleme için filtrenin etkisi, filtrede bulunan katsayılarla, bu filtreye karşılık gelen görüntü bölgesindeki piksel değerlerinin çarpılarak toplanması ile bulunur. Bu işlem maske tüm görüntü üzerinde gezdirilerek her bir piksel için tekrar edilir. 3x3 lük bir genel maske için, herhangi bir (x, y) noktasındaki maske hesaplaması R ise, daha önce değinildiği gibi (1.5)'te verildiği gibi hesaplanır.

$$R = w_1z_1 + w_2z_2 + \dots + w_9z_9 = \sum_{i=1}^{i=9} w_i z_i \quad (1.5)$$

Filtreler çok değişik amaçlarla kullanıldığından ötürü, görüntü işleme alanında karşılaşılan problemlerin çözümü için çok sayıda filtre üretilmiştir. Ortanca (medyan) filtre, komşuluklar ortalaması filtresi, mod filtresi gibi filtreler ilk akla gelenlerdir [22, 23].

1.7.11. Morfolojik İşlemler

İmge işlemede matematiksel morfoloji, özellikle görüntüde bulunan şekillerin incelenip analiz edilmesi açısından uygun bir yöntemler sunar. Burada karşımıza çıkan iki önemli işlem genişleme (dilation) ve erozyondur (erosion). İşlemler iki piksel kümesinin birleştirildiği özel bir mekanizma ile gerçekleştirilmektedir. Genellikle birinci piksel kümesi işlenen görüntü; diğer daha küçük küme ise çekirdek (kernel) olarak adlandırılır. Bu işlemlerden genişlemede, görüntü üzerindeki her bir piksel ve çevre pikselleri çekirdek pikselle örtüştürülmektedir. Bu işlem sonunda görüntüdeki nesnede belli bir genişleme ortaya çıkmaktadır. 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 bina 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 [22, 23].

Yukarıda belirtilen algoritmalar birlikte; kenar algılama, gürültü eliminasyonu, arka plan eliminasyonu ve bazı spesifik şekillerin bulunması amacıyla kullanılabilir.

1.8. Retinal Görüntülerin Optik Disk Tespiti ve Literatür Taraması

Retinal fundus görüntülerde genellikle yuvarlak ve çevresine göre daha parlak olarak görünen kısım optik disk (optic nerve) olarak adlandırılır (Şekil 1.4). Birçok retinal hastalığın otomatik tespiti için retinadaki optik disk, damarlar ve makula gibi önemli anatomik bölgelerin tespiti ve yorumlanması son derece önemlidir. Bu anlamda optik diskin tespiti, retinal görüntü analizi çalışmalarında bir ön işlem (pre-processing) mahiyetindedir. Optik diskin tespiti;

- Damar ağına bir başlangıç noktası oluşturduğundan damar ağının çıkartılmasında [33,34],
- Makula ile olan sabit uzaklığından dolayı makulanın tespitinde [30],
- Optik diskin elimine edilmesi yoluyla dejenerasyonların tespitinin kolaylaştırılıp etkinleştirilmesinde [34];

kullanılmakta ve bu işlemlerin daha kolay bir şekilde gerçekleştirilmesine katkıda bulunmaktadır [20]. Optik diskin tespitinin kullanımı konusunda yukarıda belirtilen maddelerle ilgili olarak yapılan çalışmalardan örnekler vermek de mümkündür.

Littmann [35], optik disk merkezi ve makula bölgesinin merkezi olan fovea arasındaki uzaklığın ölçümü için özel bir çalışma yapmış, bu çalışmada fundus kameradan ya da hastaya ait gözün karakterlerinden kaynaklanan büyütme vb. durumların eliminasyonu sağlanmıştır. Ayrıca birçok çalışmada, optik disk ve foveanın birlikte tespit edildiği ve bu yapıların tespitinin birbirinden bağımsız yapılmadığı görülmektedir [5, 7, 19, 30, 36-39].

Optik diskin bulunması ayrıca diğer göz hastalıklarının tespiti ile de bağlantılıdır. Bu hastalıklardan glokom dünyada körlüğün sebebi olarak ikinci sırada yer almaktadır [40]. Glokom hastalığı, bu hastalık dolayısıyla, optik diskin şeklinde, renginde ve derinliğinde ortaya çıkan değişikliklerin tespitiyle otomatik olarak tespit edilebilir [38]. Diğer yandan

birçok retinal dejenerasyonlar, parlaklık yönüyle optik diskle benzerlik gösterebileceğinden ve dolayısıyla bu dejenerasyonlar otomatik tespit için optik diskle karıştırılabileceğinden, optik diskin tespitinde bu bozulma bölgelerinin tespit edilip dışarda bırakılması son derece önemlidir. Ayrıca optik diskin tespiti, optik diskin retinal görüntüler içinde bir referans noktası oluşturması sebebiyle, retinal görüntü analizi uygulamalarında son derece önemlidir. Optik diskin tespiti ayrıca hipertansif/sclerotik retinopati için kullanılan ve hesaplanmasında damar yapısının da kullanıldığı bazı teşhis indekslerinin hesaplanmasında da son derece önemlidir [41].

Bunun yanında yukarıda belirtildiği gibi, optik disk büyüklüğü gibi parametrelerin hesaplanması da retinadaki makula gibi diğer bölgelerin bulunmasına ya da yine bazı hastalıkların tespitine yardımcı olmaktadır. Örnek olarak Li ve arkadaşları [42] makula bölgesini optik disk merkezinden birkaç optik disk kadar uzakta dairesel bir alan olarak tanımlamakta ve buna göre tespit etmektedir. Ayrıca optik diskin büyüklüğüne ve kenarlarının şekillenmesine göre de glokom hastalığının tespiti sağlanmaktadır [43]. Optik disk, uygulanan diğer bazı yöntemler için de başlangıç noktası olarak alınmıştır. Örnek olarak, damar bölütlemesinde optik disk, tespiti yapılmış retinal damarların bölütlenmesinde bir kilometre taşı olarak kullanılmıştır [44].

Bazı morfolojik yapıların tespitinin retinal görüntü analizinde öneminin yanında anormalliklerin bu yapılara göre lokasyonu da önemlidir. Bu bağlamda incelemeler diyabetik retinopati ile alakalı anormalliklerin dağılımının tekdüze olmadığını [36] ve bazı tip dejenerasyonların retinanın belli bir alanında daha sık oluştuğunu göstermektedir. Bu yüzden lezyonların retinadaki diğer anatomik yapılara göre konumu dejenerasyonların sınıflandırılmasında faydalı olabilir [36]. Dolayısıyla optik diskin tespiti dejenerasyonların sınıflandırılmasına da yardımcı olacaktır.

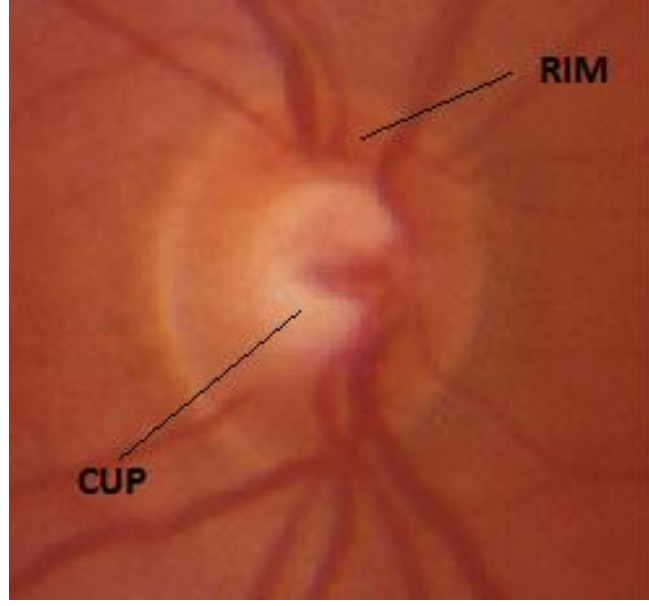
Floresan anjiyografi (fluorescein angiography) ve retinal görüntüleme, göz resimlerinde doktorlar tarafından hastalıklarla ilgili gelişmelerin izlenmesi ve gerekli tedavilerin tespiti ve uygulanması ile ilgili kararların verilmesi açısından en çok kullanılan araçlardır. Bu alanda, otomatik işaretleme ve bölütleme büyük kolaylıklar sağlamakla birlikte, bu otomatik işlemlerin ön koşulu, retinadaki optik disk ve makula gibi başlıca anatomik özelliklerin tespitidir [37].

1.8.1. Optik Diskin Tespiti ve Bölütlenmesi

Optik diskin tespiti ve bölütlenmesi ile ilgili bazı yöntemlerin ayrıntısına girmeden önce optik diskin görünümü ile ilgili kısaca bilgi vermek faydalı olacaktır.

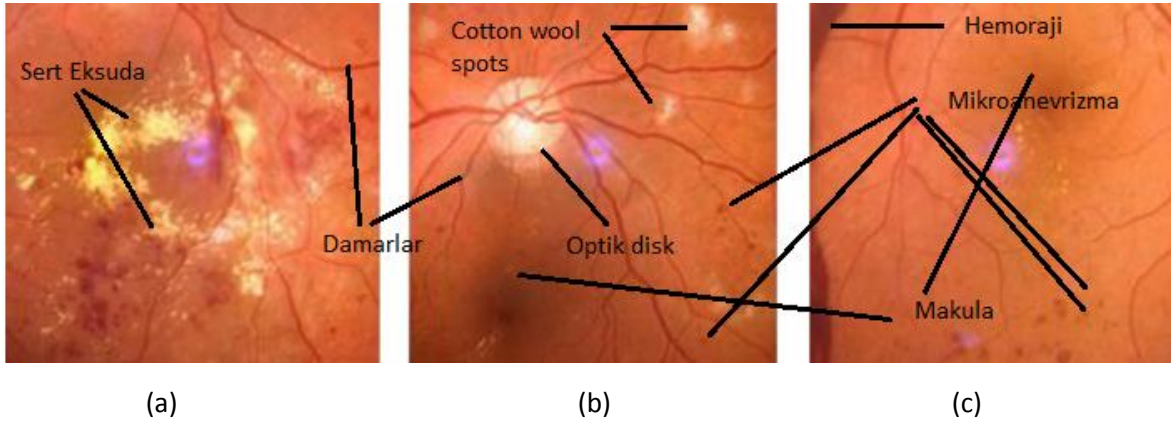
1.8.1.1. Optik Diskin Görünümü

Optik diski etkin ve başarılı bir şekilde tespit edebilmek için öncelikli olarak görünümünün ve programlamaya da temel teşkil eden parlaklık, genişlik vb. fiziksel özelliklerinin (Şekil 1.24) dikkatlice incelenip analiz edilmesi gerekmektedir. Bu noktada en önemli özellikler olarak, optik diskin parlaklığı ve damarlarla olan kombinasyonu gösterilebilir [19]. Optik diskin şekli elipse benzer şekildedir ve ölçü olarak da genişliği, $1,8\pm 0,2$ mm ve yüksekliği $1,9\pm 0,2$ mm'dir [30]. Bu büyüklük ortalama olarak 1,5 mm olarak belirtilmiştir [20]. Sinir liflerinin yer aldığı optik disk bölgesinde, optik diskin merkezinde cup denilen nispeten daha parlak bir bölge mevcuttur. Optik disk kenar bölgesi (rim) ise, optik diski çevreleyen ince bir bant şeklinde yapılanmıştır. Bununla birlikte fundus görüntüleri büyük farklılıklar arz edebilir. Optik disk bazen çevresine göre çok daha parlak bir disk şeklinde görünürken bazen de içi boş bir yüzük gibi görünebilir. Bazen rim bölgesi dışında da hastalıklardan dolayı parlak alanlar olabilir. Bazen de damarlar optik diskin görünüşünü kısmen değiştirebilir [45].



Şekil 1.24. Optik diskin görünüşü

Druzen (retina ya da optik sinirlerin toplandığı bölgede küçük beyaz ya da sarı atıklardan dolayı oluşan bozulma) ve eksuda gibi patolojiler (Şekil 1.25(a)-(b)-(c)), genelde belli bölgelerde kümeler halinde toplanmış şekilde oluşur. Bu patolojiler büyüklük ve parlaklık açısından bazen optik diskle karşılaştırılabilir özellikler de sergileyebilmektedir [3].



Şekil 1.25. Retinal görüntülerde bazı dejenerasyonlar

Duruma özel bozuklukları ve sıra dışı şartları göz önünde bulundurmeyen genel amaçlı optik disk tespit ve bölütleme yaklaşımları, bulanık sınırlar, tutarsız görüntü kontrastı (zıtlık) ve bazı kenar özelliklerinin her zaman retinal görüntüde taşınmaması gibi

sebeplerden dolayı, tespitte ya da bölütlemeye bazen başarısız olmaktadır. Bu yüzden, değişik fiziksel ve patolojik koşullardan dolayı, bölütleme açısından optik diskin bölgesi, parlaklığı ve büyüklüğü her zaman sabit ve güvenilir olmadığından, optik diskin tespiti oldukça zorlaşabilmekte ve bahsedilen durumların da üstesinden gelecek ön işleme, iyileştirme, hibrit metod gibi yaklaşımların geliştirilmesi gerekmektedir.

Optik diskin tespiti ve bölütlenmesi için kullanılan yöntemler; parlaklık ve geometrik özelliklerin kullanıldığı morfolojik yöntemlerden Bayes tabanlı metotlar gibi istatistiksel yöntemlere, diğer yandan Hough dönüşümü ve şablon eşleştirme gibi standart metotlara kadar değişim göstermektedir. Bu yaklaşımla, optik diskin tespiti ile ilgili çalışmalar değişik şekillerde gruplandırılabilir. Bu konuda yapılan çalışmaların bazıları optik disk üzerindeki damar yapısını dikkate alırken [19, 57] bazı yöntemler de optik disk bölgesinin sınırlarının takibini yapmaktadır [1, 14]. Bazı yöntemler şablon eşleştirme yöntemini kullanırken [20], bazı yöntemler ise aktif sınır (active contour) ya da kıvrılma (snake) yöntemini kullanmaktadır [46, 47]. Makine öğrenmesi [30, 31, 33, 36, 48, 49, 68], çok seviyeli eşikleme (multilevel thresholding) ve şekil tespiti [50, 68] yöntemlerini kullanan yaklaşımlar da mevcuttur. Bu sınıflandırma genel bir bakış açısına dayanmakta olup, değişik yöntemleri karma (hybrid) bir şekilde kullanan birçok çalışma da mevcuttur [10, 51-55, 68].

Diğer bir açıdan optik disk tespit yöntemlerine yaklaşıldığında [4], çalışmalar, “optik diskin tespiti” ve “optik diskin tespiti ve bölütlenmesi” amaçlı çalışmalar şeklinde iki başlık altında sınıflandırılmıştır. Bu sınıflandırmada, bazı çalışmalar sadece optik diskin merkezinin tespitini yapıp ayrıca optik diskin kenarlarının tespitini ve sonrasında bölütlemesini gerçekleştirmezken [51], bazı çalışmalar ise optik diskin hem tespitini hem de bölütlemesini gerçekleştirmektedir [10, 51-55, 68]. Bu sınıflandırmanın yapıldığı çalışmada [4] ayrıca sunulan yeni bir yöntemle, hem optik diskin merkezinin hem de optik disk kenarlarının, damar yapısından da etkilenmeden, başarılı bir şekilde tespit edildiği belirtilmiştir [4].

Optik diski bulup bölütlemesini de gerçekleştiren çalışmalardan bazı örnekler aşağıda verilmiştir.

Fleming ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada [56] yarım elips kullanılarak optik disk merkezi tespit edilmiştir. Çalışmada %98,4'lük bir optik disk tespit başarıları verilmiş olup, optik disk sınırlarının tespiti için ise bir başarı oranı verilmemiştir.

Carmona ve arkadaşları ise optik disk tespitinde ve sınırlarının belirlenmesinde genetik bir algoritma kullanmıştır. Bu çalışmada 110 görüntü üzerinde yapılan testler sonucunda optik disk sınırlarının belirlenmesinde, standartlarla karşılaştırıldığında, 5 pikselden az tutarsızlık barındıran resimler için %96 oranında bir başarı bildirilmiştir.

Diğer yandan Lupascu ve arkadaşları ise [6] yaptıkları çalışmada, optik disk için geometrik konum ve sınır tespiti yapmışlardır. %95 oranında optik diski bulma ve %70 oranında da optik diskin sınırlarının bulunması başarısının rapor edildiği çalışmada, doku tanımlaması ve regresyon tabanlı metotlar kullanılarak optik diski sınırlayan en uygun daire bulunmaya çalışılmıştır.

Bu tez kapsamında değinilen ve yapılan sınıflandırmaya dâhil edilen çalışmalar örnek çalışmalar olup, birçok çalışma tarafından referans olarak kullanılmıştır. Bunun yanında, literatürde konu ile ilgili başka birçok çalışma mevcuttur [10, 51-55, 68]. Takip eden bölümlerde optik diskin bulunuşunda kullanılan yöntemler yukarıda belirtilen gruplar altında sınıflandırılarak incelenmiştir.

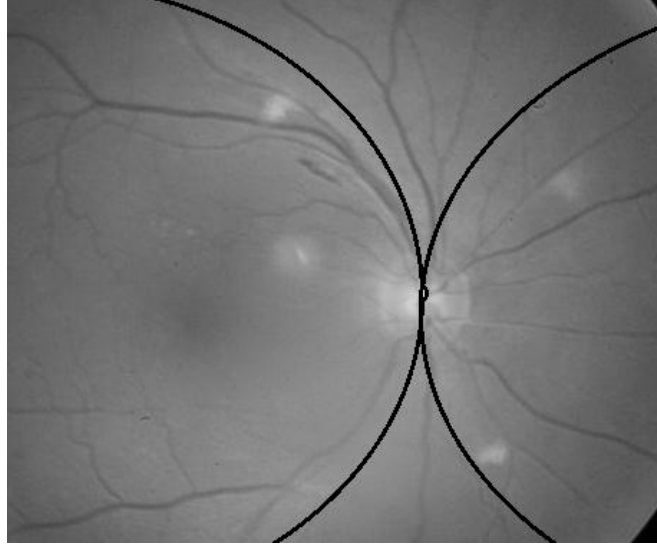
1.8.1.2. Damar Takibi

Retinal görüntülerde damar yapısı, optik diskin tespit edilebilmesi açısından önemli ayırt edici özellikler sunmaktadır. Damar takibinde (vessel tracking) karşılaşılan en önemli özellik, damarların optik disk bölgesinde yoğunlaşmış olması ve bu bölgeden ayrılarak diğer retinal bölgelerin önemli bir alanına yayılmasıdır. Ayrıca ana damarların şekli, optik disk parabolün uç noktasında olmak üzere, parabol benzeri bir geometrik şekil görünümü oluşturmaktadır [57].

Damarların yukarıda belirtilen özelliklerinin kullanıldığı birçok metot geliştirilerek optik disk bulunmaya çalışılmıştır. Bu yöntemlerin başarısı ise, resmin yönelimi, kalitesi, retinanın dejenerasyon içerip içermemesi vb. özelliklere göre değişmektedir.

Tobin ve arkadaşları [5] retinal damarlardaki özelliklerin elde edilmesi için bölgesel (uzamsal) filtreleme (spatial filtering) ve Bayes tabanlı sınıflandırmaya dayalı bir yöntem önermiştir. Optik diskin merkezinin, oluşturulan güvenilirlik görüntü haritasındaki en yüksek güvenilirlik değerine göre tespit edildiği bu yöntemle göre yapılan testlerde %90 düzeyinde bir başarı sağlanmıştır. Bu yöntemin başarısının, damar ağı yapısının doğru bir şekilde bulunmasına bağlı olduğu açıktır.

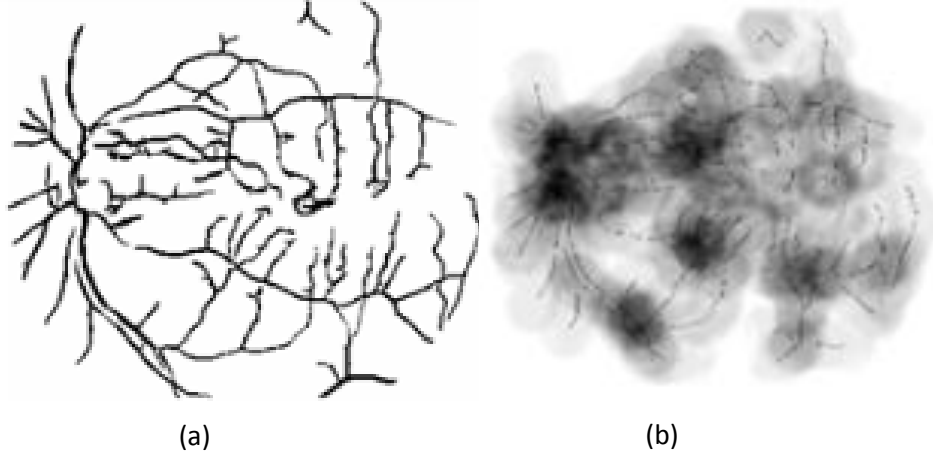
Foracchia ve arkadaşları [57], bir parametrik model ve optimizasyon yöntemi kullanarak retinal damarları tespit etmiş ve daha sonra optik diskin merkezini geometrik kısıtları kullanarak %98 oranında bir başarı ile bulmuştur. Bu metot, başlangıç olarak ana retinal damarların tespitine dayanmaktadır. Retinadaki tüm damarlar optik disk bölgesinden doğup dağılır ve genellikle bütün retinal görüntülerde parabol şeklinde bir yol çizer (Şekil 1.26) [57]. Burada, bahsedilen özellikten faydalanılarak, retinal damarların herhangi bir noktada yöneliminin tanımlanması için, modelin iki parametresinin optik diskin merkezini koordinatlarını gösterdiği, geometrik parametrik bir model önerilmiştir. Herhangi bir damar tespit prosedürü tarafından sağlanan damar merkezi çizgi noktaları ve bu çizgilere karşılık gelen damar yönleri deneysel veri (data) olarak kullanılmış ve model parametreleri “Benzetimli tavlama” (Simulated annealing) optimizasyon yöntemiyle tespit edilmiştir. Bu işlemler sonucunda tahmin edilen değerler, optik diskin merkezini göstermektedir. Yapılan testlerde, birçoğunda patolojik durumların mevcut olduğu, 81 imgeden 79’unda (yaklaşık %98’lik başarı) optik disk bulunmuştur.



Şekil 1.26. Damar yapısının parabolik modeli

Hoover ve Goldbaum [7] ise, optik diskin, damar ağının odak noktası olarak tespitinin yapıldığı, damar şekline bağlı bir bulanık yakınsama (Fuzzy convergence) algoritması önermiştir. Bu çalışmada, damar ağının yakınsamasının ya da birleşim noktasının bulunması için önerilen yöntem oylamaya dayalı bir yöntemdir. Bu yöntemin girdisi olarak, damar yapısının ikili bölütlemesi gösterilmiştir. Her bir damar bir bulanık

parça olarak verilmiş olup, kümülatif (yığışımlı) oylama görüntüsünün oluşturulmasında kullanılmaktadır. Bu algoritmanın çıktısı ise, yakınsamanın en güçlü noktasının bulunabilmesi için, üzerinde eşikleme işlemi uygulanmış yakınsamış görüntüdür.



Şekil 1.27. Bir retinal görüntünün, (a) İkili bölütlemesi, (b) Bulanık yakınsaması [7].

Oylama tabanlı bir yaklaşım olan bulanık yakınsama (Fuzzy convergence) [58], orijinal görüntünün tamsayı grid şekli üzerinde gerçekleştirilir (Şekil 1.27). Her doğru benzeri parça, bir bulanık parça (segment) olarak modellenir ve bu parçayı oluşturan piksellerin oylarına katkı sağlar. Her bir pikseldeki oyların toplamı kullanılarak bir görüntü haritası oluşturulur ve bu harita, her bir pikselin yakınsama için gücünü göstermektedir. Daha sonra bu harita bulanıklaştırılarak yakınsama noktalarının tespiti için eşikleme uygulanır. Bu metodun başarı oranı, birçok patolojik resmi de içeren STARE [59] veri seti üzerinde %89 olarak belirtilmiştir. Bu yöntemin uygulanışında, parlaklığı çok yüksek olan lezyonlara yakın bölgelerdeki damarların yakınsamasında problemler yaşanmış ve başarısızlıklar ortaya çıkmıştır.

1.8.1.3. Sınır Takibi

Esmaili ve arkadaşları optik diskin tespiti ve bölütlenmesi için, dijital eğricik dönüşümünün (digital curvelet transformation) (DCUT) kullanıldığı bir metot geliştirmiştir. Bu metotta, optik diskin bulunabileceği muhtemel konum, curvelet katsayılarının, görüntünün durumuna göre değiştirilmesiyle bulunmuştur [60]. Bu metot, kenarları ve kavisler boyunca karşılaşılan diğer özellikleri, daha etkin bir şekilde

göstermek için ortaya atılmıştır [61]. Curvelet dönüşümü, dalgacık (wavelet) dönüşümünün çok boyutlu genelleştirilmiş hali olup, görüntülerin farklı ölçeklerde ve farklı açılardan sunumuna dayanmaktadır. Hesaplama maliyeti ise, FFT (Fast fourier transform) yöntemi ile karşılaştırıldığında 10 ila 20 kat daha fazladır.

Eğer retinal görüntüde optik disk bölgesi karanlıksa ve parlaklık içermiyorsa, curvelet katsayılarının güçlendirilmesi ile bölgenin görünümünün değiştirilmesi sağlanamayacağından, bu metot başarısız olacaktır.

Cox ve Wood [14] tarafından, yarı otomatik olarak geliştirilmiş metotla, sınırdaki dış noktalar belirlenmiş ve bu noktalar otomatik olarak bir takip prosedürüyle birleştirilmiştir. Bu çalışma kapsamında, mikrobilgisayar tabanlı olarak geliştirilen sistem, optik disk üzerindeki soluk alanın büyüklüğünün, şeklinin ve derecesinin değerlendirilmesi için kullanılmıştır. Bu sistem, optik diskin anlık olarak tespitine ve soluk alanın ölçümüne imkân sağlamaktadır. Çalışmada, iyileştirme, eşikleme ve kenar tespiti için filtreleme metotları kullanılmıştır.

1.8.1.4. Aktif Sınır veya Kıvrılma Yöntemi

Muramatsu ve arkadaşları, optik disk bölütlemesi için, aktif sınır modeli (active contour model), fuzzy c-means sınıflandırma modeli (fuzzy c-means clustering) ve yapay sinir ağları modelini kullanmış ve bir karşılaştırma yapmıştır. Daha sonra da elde ettiği sonuçları, glokom hastalığının tespitinde kullanılan C/D (Cup/Disk) oranının otomatik hesaplanmasında kullanmıştır [62]. Bu oranda “cup” optik disk üzerinde çok parlak olan bölge, “disk” ise optik diskin kendisidir. Bu çalışmada ayrıca, optik diskin bulunduğu bölgenin parlaklığı kullanılmış, RGB formatındaki görüntülerde R kanalının kullanıldığı p-tile [63] eşik yöntemi kullanılarak optik disk için potansiyel aday bölge tespiti yapılmıştır. Bu çalışmada, özel bir durum olan PPA (peripapillary chorioretinal atrophy) hastalığından dolayı oluşan parlak bölgeler optik diske dâhil edilebildiğinden, istenen başarı elde edilememiş olup duruma has problemlerin çözümü gerekmektedir.

Lowell ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [45], düşük çözünürlükteki görüntülerde (yaklaşık $20\mu/\text{pixel}$) optik diskin tespiti ve bölütlenmesi için bir yöntem önermişlerdir. Çalışmada, optik diskin tespiti özelleştirilmiş bir şablon eşleştirme yöntemiyle; bölütlenmesi ise değişebilir sınır modeli (deformable contour model) ile gerçekleştirilmiştir. Bölütlemeye kullanılan yöntemde, global eliptik model ve yerel

değişen model kullanılmıştır. Algoritma, otomatik olarak optik diskin merkezinin genel lokasyonunu seçer, daha sonra ise optik sınırların çevresine bir kıyı şeridi geçirir. Burada lokalizasyon, basit fakat etkin bir filtreleme yöntemiyle gerçekleştirilir, bölütleme ise, optik diskin bazı özelliklerinin kullanıldığı, özelleştirilmiş üç aşamalı bir değişen global ve yerel (lokal) değişebilir sınır yöntemi (deformable contour model) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Sistem, bir diyabetik gözlemlene programından rasgele seçilmiş 100 resimden oluşan veri kümesinin, kullanım dışı olarak sınıflandırılmış 10 resmi dışındaki, değişik kaliteye sahip 90 resim üzerinde test edilmiştir. Bu optik disk tespit yönteminin, %99 oranında resimler üzerinde başarılı olduğu, sınır tahmini yönteminin ise bulanık sınırların da bulunduğu bazı resimlerde de başarı göstererek %83'lük bir başarı elde edildiği belirtilmiştir.

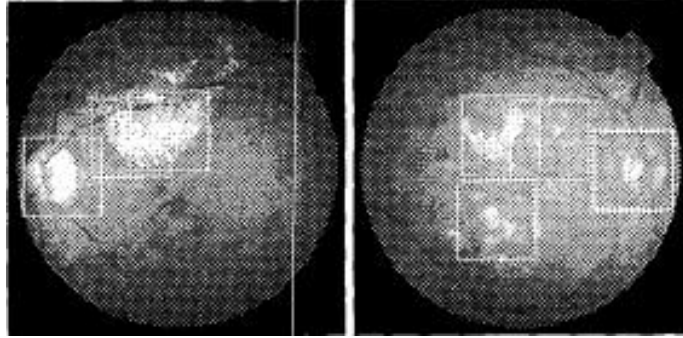
1.8.1.5. Şablon Eşleştirme

Lalonde ve arkadaşları [20] optik diskin, çözünürlüğü az olan renkli fundus görüntülerde tespiti için özel, basit ve hızlı bir algoritma geliştirdiklerini belirtmektedir. İki ayrı tekniğin kombinasyonu ile ulaşılmış metotta, öncelikli olarak kenar haritasının çıkarılmasında Hausdorff bazlı şablon eşleştirme tekniği kullanılmıştır. Bu çalışmada ayrıca orijinal bölgelerin kenarları için bir kenar çıkartma aracı kullanılmıştır. Bu aşamadan sonra ise çoklu dairesel şablonlar, uzaklık ölçütü olarak Hausdorff uzaklığı kullanılarak bahsedilen bölgeyle eşleştirilmiştir. Doğru şekilde eşleştirilmiş dairesel şablon optik diskin merkezi olarak alınmıştır. Ayrıca geniş ölçekli nesnelerin tanınması ve takibi için ise piramitsel ayrıştırma (pyramidal decomposition) tekniğine başvurulmuştur. Bu çalışma ile görüntünün analiz edilebilmesi için retinal görüntülerde aranan çekim koşulları, parlaklık düzeyi, çekimde optik diskin resmin belli bir yerinde konumlanması, performans vb. bazı bağımlılıkların elimine edildiği belirtilmektedir. Değişik görüntü kalitesi ve retinal pigmentasyonda 40 görüntü üzerinde test edilmiş sistemin, optik diskin merkezinin bulunmasında %93 oranında bir başarı sunduğu belirtilmektedir.

Aktif sınır yöntemi ile gerçekleştirilen çalışmalar kısmında açıklanan ve Lowell ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada da [45], yukarıda bahsedildiği gibi şablon eşleştirme yöntemi kullanılmaktadır. Burada kullanılan şablon ana damarları temsil eden

dikey kanallı bir yapı arz etmektedir ve fundus görüntünün parlaklık bileşeni ile korelasyonludur [45].

Li ve Chutatape [33] yaptıkları çalışmada, optik diskin tespiti için PCA (Principle component analysis) ve şablon eşleştirme yöntemini kullandıkları yeni bir yöntem önermişlerdir. Bu çalışmada, öncelikli olarak aday bölgeler bulunmuş (Şekil 1.28) ve daha sonra PCA yöntemi bu bölgelere uygulanmıştır. Optik diskin parlaklığı çevresine göre daha yüksek olduğundan, optik disk tespitinde en çok kullanılan yöntemlerden biri, en yüksek parlaklık değerli piksellerin toplandığı en geniş alanın optik disk olarak alınmasıdır. Fakat bu yöntem, dejenerasyonların biraz fazla olduğu görüntülerde başarısız olmaktadır. Bu yüzden PCA yöntemi bu yöntemle birleştirilerek yeni bir metot önerilmiştir. Bu yöntemde öncelikli olarak, uygulanan basit sınıflandırma (clustering) yöntemi ile optik diskin bulunabileceği aday bölgeler bulunmuş ve ardından PCA sadece bu bölgelere uygulanmıştır.



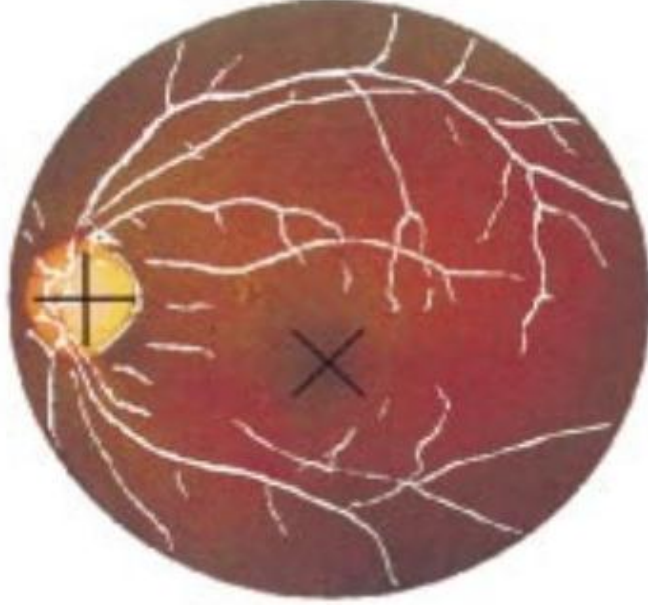
Şekil 1.28. PCA yönteminde aday bölgeler [33].

Aquino ve arkadaşları [64], yaptıkları şablon tabanlı çalışmada, retinal görüntülerde optik diskin bölütlenmesini sağlamışlardır. Bu çalışmada morfolojik sınır tespiti ve dairesel Hough dönüşümü teknikleri optik diskin sınırlarının tahmini için kullanılmıştır. Yöntemin uygulanışında, başlangıçta, optik disk üzerinde bir piksele ihtiyaç duyulmakta olup, testler sonucunda optik disk tespitinde %99 oranında başarı sağlanmıştır. Yöntemde ihtiyaç duyulan optik disk pikselinin bulunması için de üç ayrı metot kullanılmaktadır. Bu yöntemlerle bulunan üç nokta dikkate alınarak oylama yöntemiyle en uygun piksel yine otomatik olarak tespit edilmektedir.

1.8.1.6. Makine Öğrenmesi

Optik disk, fovea ve damarlar, bir fundus görüntüdeki ana yapılardır. Sinthanayothin ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada [30], bu yapıların otomatik olarak tanınması ve tespiti için, zıtlık iyileştirme (contrast enhancement) yoluyla 112 retinal görüntü üzerinde işlem yapmışlardır. Bu çalışma ile ilk defa, optik disk bölgesindeki gri seviye değişimi kullanılarak optik disk tespiti yapılmıştır [65]. Optik disk bölgesinde, hem düşük parlaklık değerine sahip damar bölgesi, hem de disk üzerindeki fiber dokuların oluşturduğu yüksek parlaklık değerine sahip bölgeler olduğundan, optik disk bölgesi retina üzerindeki diğer bölgelere göre daha yüksek bir parlaklık değişimine sahiptir [2]. Bu çalışmada optik diskin yeri, bitişik piksellerdeki en büyük değişimin algılanmasıyla bulunmuştur. Diğer yandan retinal damarlar ise çok seviyeli bir sinir ağı kullanılarak tespit edilmiştir. Bu yaklaşımda sinir ağı için girdiler, görüntü ve PCA'nın ilk bileşeninin sınırının tanınması için yapılan PCA analizinden elde edilmiştir. Fovea ise, foveanın en karanlık bölge olması gibi belirgin özellikler kullanılarak bulunmuştur. Ayrıca karşılaştırma için, deneyimli bir oftalmolog tarafından, bu yapılar, manuel olarak tespit edilmiştir. Optik disk için hassaslık (sensitivity) ve spesifiklik (specificity) oranlarına göre önemli bir başarı sağlanmıştır (Şekil 1.29). Fakat bu yöntem, retinada patoloji vb. bozuklukların bulunması durumunda, bu patolojiler optik diske oranla daha yüksek parlaklık değişimi sergileyebileceğinden, başarılı sonuç verememektedir [51, 66].

Bu yöntemde parlaklık, ton ve renk doygunluğu (intensity, hue, saturation) renk bileşenleri, orijinal rengi etkilemeden kullanılmıştır. Yan yana konumlanmış karanlık damar yapısı, parlak sinir ucu yapısı ile karakterize olan optik disk, bu yapıdan dolayı en yüksek parlaklık değişimini de barındırmaktadır. Bu özellik optik diskin tespitinde rahatlıkla kullanılmıştır.

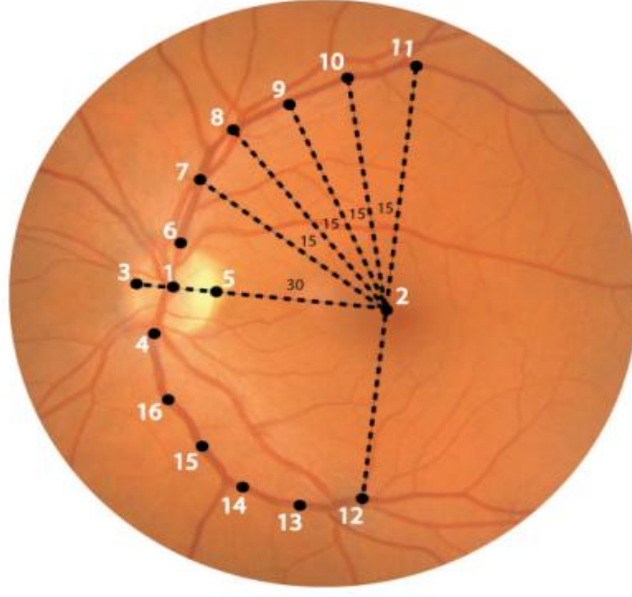


Şekil 1.29. Bir retinal görüntüde ana yapıların otomatik tespiti [30].

Kullanılan yapay sinir ağı yönteminde, her bir piksel için kenar belirginliği, Canny [28, 67] kenar tespit algoritması kullanılarak, görüntünün ilk ana bileşen için işlenmesiyle bulunmuştur. Çalışmada elde edilen sonuçlara göre retinal imgenin her bir bileşeni için hassaslık ve spesiflik değerleri optik disk için %99.1 ve %99.1 ve fovea için ise %80.4 ve % 99.1 olarak bulunmuştur. Piksellerin damar ve damar olmayan olarak sınıflandırılması için bu yaklaşım son derece faydalı olmuştur.

Niemeijer ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [36] retinadaki optik disk, makula ve damar ağının oluşturduğu, kemer (vascular arch) gibi ana anatomik yapıların yerinin bulunması için otomatik bir sistem önermiştir. Bu yapılar, her bir yapı üzerinde noktalar içeren resim üzerinde, tek noktali dağılım modeli (single point distribution model) uygulanarak bulunmuştur. Bu yöntemle, makulanın merkezde olduğu resimlerde, hem sağ tarafta hem de sol tarafta bulunan optik disk yapısı tespit edilebilmektedir. Bu yöntemde, model noktalarının doğru konumunu bulabilmek için, global ve lokal işaretlerin kombinasyonuna dayalı bir maliyet fonksiyonu kullanılmıştır. Maliyet fonksiyonundaki global terimler, görüntüdeki damar örüntüsünün yönelim ve genişliğini temel almaktadır. Lokal terimler ise, model noktaları etrafındaki yapılardan türetilmiştir. Nokta dağılım modelinin görüntüye uyumunun optimize edilebilmesi için, modelin parametre uzayında ve görüntü uzayında, optimizasyonları birleştiren karmaşık bir optimizasyon süreci önerilmiştir. Önerilen sistem öncelikli olarak 500 görüntü üzerinde eğitilmiş, daha sonra

tamamen ayrı diğer 500 görüntü üzerinde de test edilmiştir. Sistem ayrıca, 100 görüntülük, patolojileri de barındıran bir veri kümesi üzerinde test edilmiştir. Testler sonucunda yöntemin, damarsal kemeri (vascular arch), makulayı ve optik diskin yerini bulma konusunda sağlam 500 görüntü üzerinde sıra ile %93.2, %94.4 ve %98.4 oranında başarı elde ettiği görülmüştür. 100 görüntülük hastalıklı görüntüler üzerinde ise başarı oranları, %77.0, %92.0 ve %94.0 olarak gerçekleşmiştir.



Şekil 1.30. Niemeijer ve arkadaşlarının kullandığı modelin retinal görüntü üzerindeki gösterimi [36].

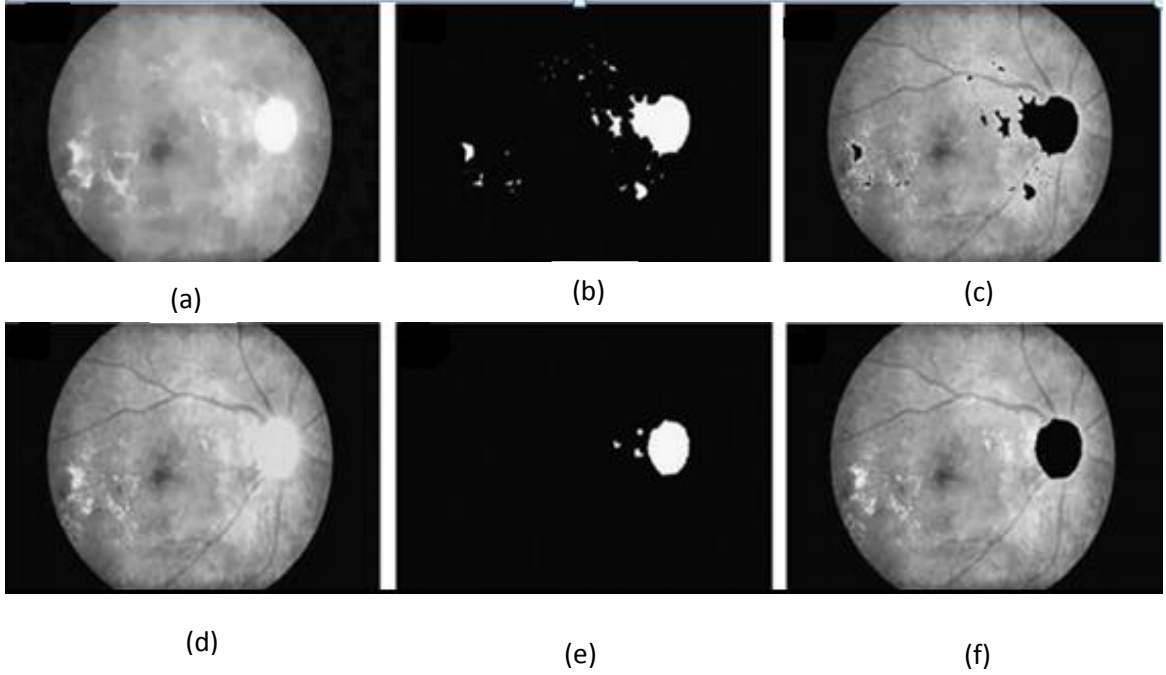
Önerilen bu metotta, optik disk, makula ve damarsal kemeri bulmak için geliştirilen algoritma, çıktı olarak Şekil 1.30'da gösterildiği gibi 16 ayrı noktayı vermektedir. Eğitim sırasında ise Cootes ve arkadaşları tarafından önerilen nokta dağılım modeli (point distribution model-PDM) ile bu 16 noktanın belirli olduğu örnek resimler kullanılarak, bu noktaların değişimi yakalanmaktadır. Burada maliyet fonksiyonunun işlevi ise PDM'yi görüntüyle birleştirmesidir.

1.8.1.7. Geomerik Şekil Tespiti

Soparak ve arkadaşları [68], eksuda (exudate) bozukluklarını belirlemek için yaptıkları araştırmada ayrıca optik diskin tespiti ve elimine edilmesi ile de ilgilenmişlerdir.

Böylelikle diyabetik retinopatinin tespitindeki başarı, optik diskin tespiti ile daha da artmıştır. Bu çalışmada, eksuda lezyonunun tespiti için, diyabetik retinopati hastalarından alınan ve genişlememiş göz bebeğine sahip, düşük kontrastlı görüntülerde kullanılmak üzere optimum olarak ayarlanmış morfolojik operatörler seti önerilmektedir.

Bu çalışmada görüntüler bir ön işleme RGB renk uzayından HSI (Hue, Saturation, Intensity) formatına çevrilmiştir. Bunun sebebi HSI formatında parlaklık bileşeninin diğer iki bileşenden ayrılabilmesidir. Daha sonra uyarlanabilir filtreleme (adaptive filtering) ve histogram eşitleme işlemleri sıra ile gürültü azaltma ve her bir küçük bölgenin ayırımı/zıtlığını (contrast) iyileştirmek için uygulanmıştır. Bu çalışmada amaç, dejenerasyonların tespitidir. Fakat, dejenerasyonların sağlıklı bir şekilde tespiti için, retinal görüntüden, optik disk gibi parlaklık, renk ve zıtlık açısından dejenerasyonlarla benzerlik gösteren yapıların elimine edilmesi gerekmektedir [30]. Optik disk bu yapılar arasında, yuvarlak şekilli özelliklerden en büyük zıtlık düzeyine sahip yapıdır. Görüntüden optik diskin elimine edilmesi için, öncelikle optik disk ve diğer bölgelerdeki damarların eliminasyonu için gri seviye kapatma operatörü uygulanmıştır. Sonraki adımda bu görüntü, eşikleme yöntemiyle ikili görüntüye çevrilmiş, daha sonra da sonuç görüntüsü bir maske olarak kullanılmıştır. Bu işlemden sonra görüntü, genişletme (dilation) işlemi ile yeniden yapılandırılmıştır. İmgeye ayrıca bu süreçte Otsu ve yeniden yapılandırma uygulanmış, alanın yuvarlaklığı da kontrol edilmiştir. Daha sonra tekrar maskeleme uygulanarak optik diskin eliminasyonu sağlanmıştır. İlgili süreç ve üretilen görüntüler aşağıda verilmiştir (Şekil 1.31).



Şekil 1.31. Sopharak ve arkadaşları tarafından uygulanan yöntemle göre, (a) Kapatma operatöründen sonra parlaklık görüntüsü, (b) Eşiklenmiş görüntü, (c) Marker görüntü, (d) Yeniden yapılandırılmış görüntü, (e) Fark görüntüsünün eşiklenmiş şekli, (f) Zıtlığı iyileştirilmiş görüntüden optik diskin elimine edilmiş şekli [68].

Duangate ve arkadaşları, optik diskin bulunması için parametreden bağımsız bir yöntem geliştirmiştir [69]. Bu yöntemin, standart metotların genellikle başarısız olduğu ya da nispeten daha az başarı gösterdiği, Optik disk/görüntü büyüklüğü oranının değişiklik arz ettiği, bulanık ve gürültülü görüntülerde de başarı sağladığı belirtilmektedir. Fakat optik diskin alanının belirgin olmadığı; volkana benzer bir yapıda ve çevresine göre daha karanlık olduğu, kenarlarının da belirsiz olduğu, optik diske yakın çevrenin alanında parlaklığının standart olmayıp değişiklik arz ettiği durumlarda başarısız olduğu belirtilmiştir. Bu tür durumların, damar yapısının takip edileceği bazı yöntemlerle giderilebileceği belirtilmiş fakat çalışma kapsamında belirtilen durumlar giderilmemiştir. Bu çalışmanın temeli ölçek uzayı yaklaşımı (scale-space approach) ile desteklenmiş özellik tabanlı tespiti (feature based detection) dayanmaktadır. Ölçek uzayı analizinin matematiksel temelleri ilk defa Witkin [70] ve Koenderink [71] tarafından kullanılmıştır. Daha sonra Lindeberg [72] bu kavramı dijital görüntülerin yapılarını analiz etmek için kullanmıştır. Burada, ölçek uzayı analizi, girdi görüntünün üzerindeki yapıların pürüzsüzleştirilmesi için bulanıklaştırılması ve en sonunda ışık kabarcıklarına dönüştürülmesi için kullanılmıştır. Önemli ölçek uzayı ışık kabarcıkları arasından optik

disk adayları, her ışık kabarcığı için elde edilen, yoğunluk (compactness), dağınım (entropy) ve ışık kabarcığının parlaklığı gibi sınıflandırıcıların elde edilmesi ve daha sonra değerlendirilmesi sonucunda seçilmiştir.

Sekhar ve arkadaşları [50], retinal görüntülerdeki morfolojik yapıların otomatik hastalık tespitinde önemli olduğunu, bu yapıların emek yoğun çalışmalarla profesyonel uzmanlar tarafından çalışılarak değil otomatik sistemlerle tespit edilmesi gerektiğini ve otomatik tespitin büyük kolaylıklar ve etkinlik getireceğini belirtmektedir. Çalışmada tamamıyla yeni bir yöntem önerilerek bu yapılardan optik diskin tespiti yapılmıştır. Bu çalışmada, birinci adımda morfolojik bir işlemle en parlak bölgenin izole edilmesi yoluyla optik disk için tahmin edilen dairesel bölge tespit edilmiştir.

Burada, Hough dönüşümü uygulanarak tespit edilen hedef aday bölgedeki optik diske karşılık gelen ana dairesel özellik, pozitif yatay gradyan (gradient) görüntü içinde tespit edilmiştir. Dikkat edilirse bu çalışmada [74]'de kullanılan parlaklık (intensity) yerine gradient (eğim/değişim) kullanılmıştır. Ayrıca hesaplama karmaşıklığını ve maliyetini düşürmek için Hough dönüşümü döngüye girilmeden kullanılmıştır.

Burada $f(x, y)$, Z^2 de tanımlanmış gri seviye görüntü fonksiyonu ve B , ikili yapılandırma elemanı ise genişleme, erozyon, açma ve kapama için aşağıdaki (1.6)-(1.10) eşitlikler tanımlanabilir:

$$\text{Genişletme: } (f \oplus B)(x, y) = \text{Max}\{f(x - s, y - t) | (s, t) \in B\} \quad (1.6)$$

$$\text{Erozyon: } (f \ominus B)(x, y) = \text{Min}\{f(x + s, y + t) | (s, t) \in B\} \quad (1.7)$$

$$\text{Açma: } (f \circ B) = (f \ominus B) \oplus B \quad (1.8)$$

$$\text{Kapama: } (f \cdot B) = (f \oplus B) \ominus B \quad (1.9)$$

$$\text{Yeniden yapılandırma: } \rho f(g) = \bigvee_{n \geq 1} \partial_f^n(g) \quad (1.10)$$

Bu eşitliklerde \bigvee nokta tabanlı maksimumdur ve $\partial_f^n(g) = (g \oplus nB) \Delta f$ eşitliği sağlanıp, nB , B 'nin $(n-1)$ defa kendi kendine genişlemesini (self dilation), Δ ise nokta tabanlı minimumu göstermektedir. Gradyan (gradient) görüntüsü hesaplandıktan sonra bu görüntü üzerine Hough dönüşümü uygulanarak optik disk ve merkezi bulunmuştur. Hough

dönüşümünün amacı, spesifik olarak istenen şeklin analitik olarak tanımlanması için, görüntünün, parametre uzayına dönüştürülmesidir.

Test sonuçlarına bakıldığında ise bu çalışma %94,7'lik bir başarıya sahiptir. Geliştirilen bu yöntem, Hough dönüşümünün, sadece dairesel şekil yerine, elips şeklindeki bölgeleri de tespit edebilecek şekilde iyileştirilmesi halinde, daha yüksek başarı düzeyine erişebileceğini göstermektedir.

1.8.1.8. Çok Seviyeli Eşikleme

Çok seviyeli eşikleme (multilevel tresholding) olarak sınıflandırılacak çalışmalardan, Kavitha ve Shenbaga [73] tarafından yapılan çalışmada, optik disk ve eksuda lezyonlarının tespiti için hızlı ve güvenilir bir sistem geliştirildiği belirtilmiştir. Bu çalışmada geliştirilen algoritma üç aşamadan oluşmaktadır: Birinci aşamada, medyan filtreleme ve diğer morfolojik operasyonlarla retinal damarların bölütlenmesi gerçekleştirilmiş, daha sonra da en küçük kareler yöntemi ile damarların birleşme noktası (convergent point-CP) tespit edilmiştir. İkinci aşamada ise çok seviyeli eşikleme yöntemi kullanılarak optik disk ve eksuda gibi nispeten parlak bölgeler çıkarılmıştır. Üçüncü aşamada ise tespit edilen parlak bölgeler arasında damarların birleşme noktasının bulunduğu parlak bölge optik disk olarak belirlenmiş diğerlerinin ise eksuda olduğu belirtilmiştir.

Bu çalışmada doğruluğu hesaplamak için basit bir doğruluk ölçüsü önerilmiştir. Bu hesaplama göre uzmanlar tarafından manuel olarak tespit edilen alanlar T, önerilen yöntem tarafından bulunan alanlar R ile gösterilmek üzere doğruluk ölçüsü:

$$M = \frac{Alan(T \cap R)}{Alan(T \cup R)} \quad (1.13)$$

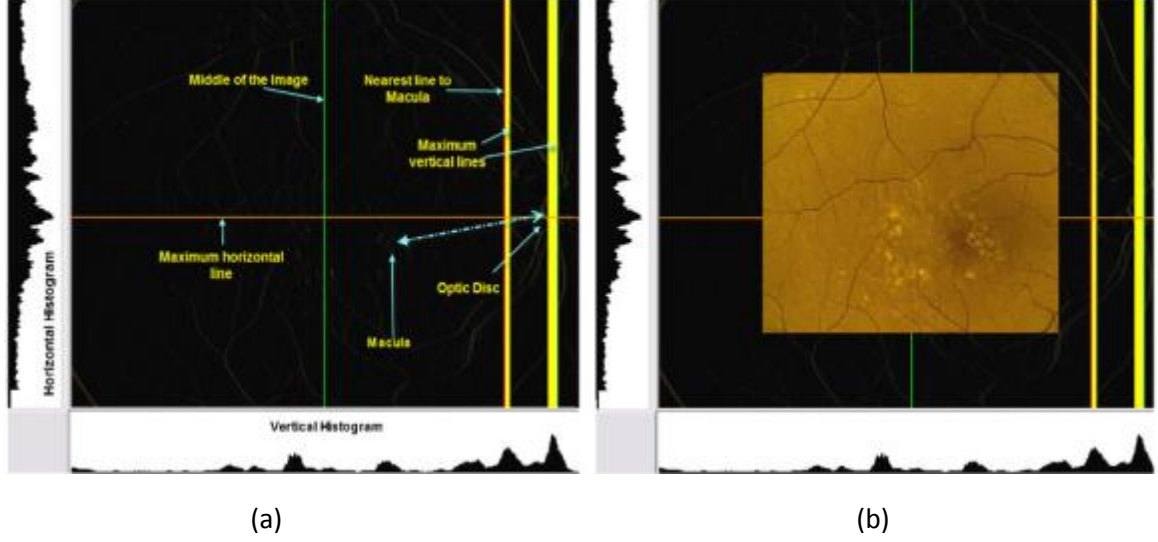
şeklinde hesaplanmıştır. Bu ölçüye göre optik diskin tespiti için, yöntemin doğruluk değeri, hassasiyet (sensitivity) ve tahmin edilen değer (predictive value) [66], normal resimler için sıra ile %89.43, %92.87 ve %96.03 olarak hesaplanmıştır. Bu değerler hastalıklı resimler için ise yine sıra ile %81.24, %90.11 ve %90.14 olarak hesaplanmıştır.

1.8.1.9. Diğer Yöntemler ve Çalışmalar

Retinal görüntü analizi ve optik diskin bulunması ile ilgili çok fazla çalışma olduğundan bütün çalışmaları belli sınıflarda toplamak pek mümkün değildir. Bu yüzden aşağıda diğer bazı çalışmalar sınıflandırma dışında özetlenmiştir.

- Walter ve Klein [53] dalgacık dönüşümü (watershed transform) yöntemini kullanarak optik diskin tespitini gerçekleştirmiştir. Optik diskin tespiti için, optik diskin merkezi, daha önce parlaklık kanalının eşiklenmesiyle elde edilmiş, ikili bir görüntüdeki en geniş ve en parlak birleşik nesnenin ağırlık merkezi olarak tahmin edilmiştir.
- Reza ve arkadaşları [10] yine dalgacık dönüşümünü optik diskin bölütlenmesi için kullanmıştır. İlk olarak görüntüyü oluşturan kanallardan (RGB) yeşil kanal (G) görüntünün kalitesini yükseltmek için işlenmiştir. Daha sonra morfolojik açma (opening) ve diğer bazı işlem ve operatörler uygulanarak, parlak yapının bölütlenmesi için dalgacık dönüşümü uygulanmıştır. Bu yöntemler Dalgacık dönüşümü kullanılarak ile optik diskin tespitinde dalgacık dönüşümü sadece tespitadımından biri olup ön ve ardıl işlemler mevcuttur. Test sonuçlarına göre bu yöntemle elde edilen hassaslık değeri (sesitivity) %96.7'dir.
- Özellik tabanlı metot (property-based method): Park ve arkadaşları [74] tarafından, optik diskin parlaklık ve dairesellik özelliklerine dayalı olarak, yuvarlak yapıya benzer şekilleri ve daireleri bulma kabiliyetinde bir algoritma geliştirilmiştir. Bu metoda göre başarı oranı, DRIVE veri kümesinden alınan 40 resim üzerinde %90.25 olarak gerçekleşmiştir. Bu metoda benzer metotlar Barrett ve arkadaşları [75], Haar [76] ve Chrastek ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiştir [77].
- Kim ve arkadaşları tarafından [55] geliştirilen metotla, retinal görüntülerin analizi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada optik diskin merkezi, en parlak nokta olarak seçilmiş ve bu noktanın çevresinde hayali bir daire tanımlanmıştır. Daha sonra bu daire bir dikdörtgene dönüştürülmüştür. Daha sonra model ters olarak tekrar daireye çevrilmiştir. 30 hastalıklı ve 40 normal görüntü üzerinde yapılan çalışmada %91 hassasiyet (sensitivity) ve %78 pozitif tahmin gerçekleşmiştir.
- Köse ve arkadaşları [78] tarafından YBMD hastalığının otomatik tespiti için yapılan çalışmada, optik diskin tespiti için bir yöntem önerilmiştir (Şekil 1.32). Bu yöntemle göre Sobel filtresi, optik diskin dikey tespiti için kullanılmıştır. Daha

sonra da optik disk çevresindeki parlaklık değişimi ve histogram yöntemi optik diskin bulunuşunda kullanılmıştır. Ayrıca bozulmadan kaynaklanacak yanlış tespitleri önlemek için de deneysel bir parlaklık aralığı kullanılarak histogram oluşturulmuştur. Bu sayede optik disk ve damarların parlaklık değişimi kullanılmış, bozulmalardaki parlaklık değişimleri dikkate alınmamıştır.



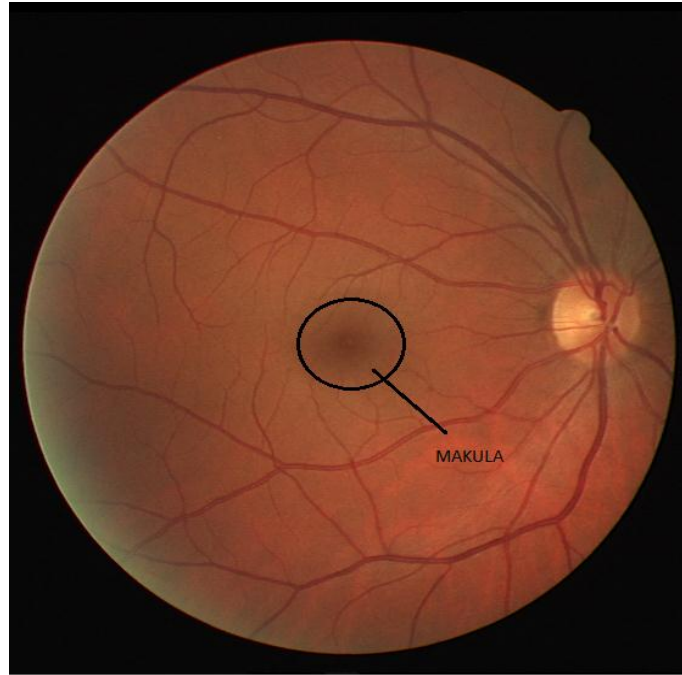
Şekil 1.32. (a) Optik diskin tespiti, (b) Makulanın bulunuşu [78].

1.9. Makulanın Otomatik Tespiti

Makula, gözün arka kısmında retina tabakasının üzerinde 4-5 mm çaplı merkezi yerleşimli küçük bir alandır. Cisimlere karşıdan baktığımızda ışık, makula üzerinde odaklandığından renkli ve hassas görme bu alanda oluşur. Retina merkezindeki makulada oluşan hassas görmeye “santral görme”, retina merkezinden uzak, kenar bölgeler de oluşan ve daha zayıf olan görmeye ise “periferik görme” adı verilir.

Makula retinanın merkezi kısımlarından biri olup, keskin merkezi görme görevini üstlenmiştir [3]. Göz doktorları bu bilgileri göz hastalıklarının teşhis ve tedavisinde kullanmaktadırlar. Optik diskin tespiti makulanın tespiti açısından önemli bir adımdır. Bazı yöntemler, damarların tespitini makulanın tespiti için ön koşul olarak gerçekleştirdiğinden damarların tespiti de makulanın tespitine yardımcı olmaktadır. Fovea, keskin görme ile ilgili alan olduğundan, lezyonların bu bölgeye yakın olması daha da etkili olacağından, bu bölgenin tespiti, göz hastalıkları ile ilgili analizler açısından son derece önemlidir.

Makula, görmede detayları algılamamızı sağlar ve okuma gibi işlevlerin gerçekleştirilmesi için merkezi görmeyi sağlar (Şekil 1.33). Fovea makula bölgesinin merkezi olarak en keskin görmeyi sağlayan kısımdır. Bu özellikler, retinadaki bozuklukların özelliklerinin ve önemli işlevlere sahip bu bölgelere uzaklıklarının öneminden dolayı kritiktir. Bu noktada optik diskin tespitinin önemi de makulanın tespitinde oynadığı rolden dolayı artmaktadır. Bu alanda, filtreleme , eşikleme [50], kNN (k nearest heighbour) [79] gibi bir çok çalışma yapılmış olmakla birlikte her çalışmanın başarısız olduğu spesifik durumlar mevcuttur [37].

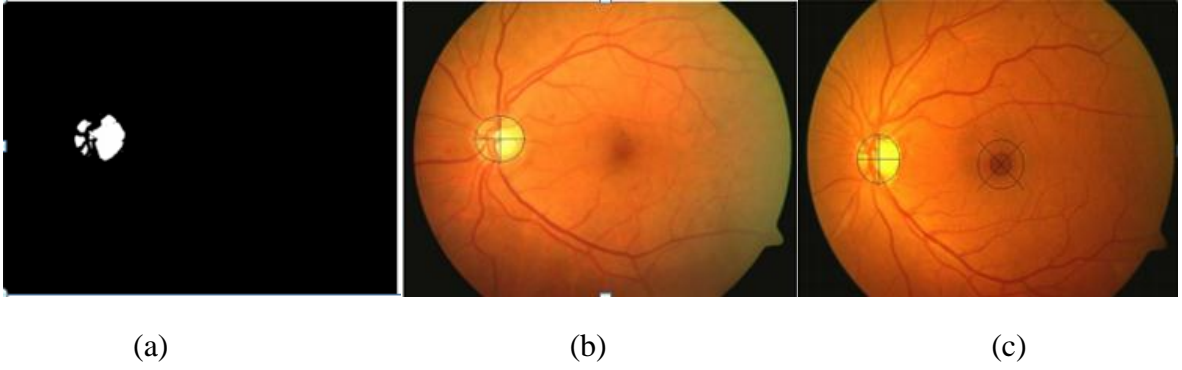


Şekil 1.33. Makula bölgesi

Makula, optik disk ve damar ağının yanında, retinal görüntülerdeki en belirgin yapılardan biridir. Makula genel olarak çıplak gözle anlaşılabilen belirsiz karanlık bir özellik taşıyan alandır. Makula ve optik diskin retinal görüntüdeki konumları birbirine göre yaklaşık olarak belli olduğundan, optik diskin tespiti, makulanın tespitinde kullanılmaktadır. Optik disk merkezi ve makula merkezi arasındaki mesafe yaklaşık olarak belli olduğundan, optik diskin merkezinin bulunması, sonrasında yön tespiti gibi bazı işlemler yapmak suretiyle, otomatik olarak makulanın da tespiti yapılmış olmaktadır [39, 42].

Makulanın bulunması, tıpkı optik diskte olduğu gibi, retinal görüntü analizlerinde ve retinal hastalıkların otomatik tespitinde son derece önemlidir [39, 42]. Makulanın tespiti için birçok yöntem önerilmiştir. Bu yöntemlerden bazıları aşağıda incelenmiştir.

Siddalingaswamy ve Prabhu yaptıkları çalışmada [39], optik diskin yanında makula bölgesinin de tespitini gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada makula bölgesi, retinal görüntülerin sahip olduğu göz anatomisine dayalı geometrik özelliklerle ilgili bilgiler ışığında, görüntüdeki en karanlık bölge (parlaklığı en düşük bölge) baz alınarak tespit edilmiştir. Bu çalışmada yapılan testlerde makula bölgesi %94 başarı oranıyla tespit edilmiştir (Şekil 1.34).



Şekil 1.34. (a) Optik diskin eşikleme yöntemiyle bulunması, (b) Bulunan optik disk, (c) Makulanın optik disk konumunun dikkate alınarak bulunması [39].

Makulanın etrafının dairesel şekilde çevrilmesi, lezyonların konumuyla ve işaretlenmesiyle ilgili istatistiki bilgilerin oluşturulması konusunda önemli faydalar sağlar. Optik diskin öncelikli olarak bulunmasından sonra, makula bölgesinin optik diske göre konumu ve uzaklığının sabitliği ile ilgili göz anatomisi de dikkate alınarak görüntüdeki en az parlaklığa sahip bölge bulunarak makula tespit edilir. Retinal görüntülerde makula bölgesi, optik diskten yaklaşık 2 optik disk çapı uzaklıkta konumlanmıştır. Ayrıca makula ve optik diskin merkezleri arasındaki ufka karşı ortalama açı ise $-5,6 \pm 3,3$ derecedir [42]. Buna karşın kişiden kişiye makula bölgesi küçük değişiklikler gösterebileceğinden, makulanın yüksek düzeyde bulunma ihtimali olan bölgede bir dikdörtgenel arama bölgesi belirlenir. Arama bölgesinin genişliği ise yine belirtilen açı değişikliğinden dolayı iki optik disk çapı uzunluğunda alınmıştır. Bütün arama alanı taranarak ortalama parlaklık hesaplanır. Bu tarama sırasında en düşük ortalama parlaklığa sahip dörtgenin merkezi makulanın merkezi olarak alınır. Bu tip bulgular daha ileri aşamalarda diyabetik retinopati

vb. hastalıkların tespitinde kullanılacak ön bilgilerin sağlanması açısından son derece faydalı olacaktır [39].

Niemeijer ve arkadaşları ise [36] yaptıkları kapsamlı bir çalışmada, optik disk ve damarsal kemerin yanında makula merkezini de bulmuştur. Geliştirilen sistem, sağ ve sol gözün her ikisinde çalışmakta olup, yöntemde, bir maliyet fonksiyonu kullanılmaktadır. Maliyet fonksiyonunda, modeldeki noktaları belirlemek için global ve lokal işaretler kullanılmaktadır. Burada maliyet fonksiyonundaki global terimi, damar örüntüsünün yönelim ve genişliğini baz almaktadır. Sistem, makulanın tespiti açısından, hastaliksız resimlerde %94.4, hastalıklı resimlerde ise %92 oranında bir başarı sergilemiştir.

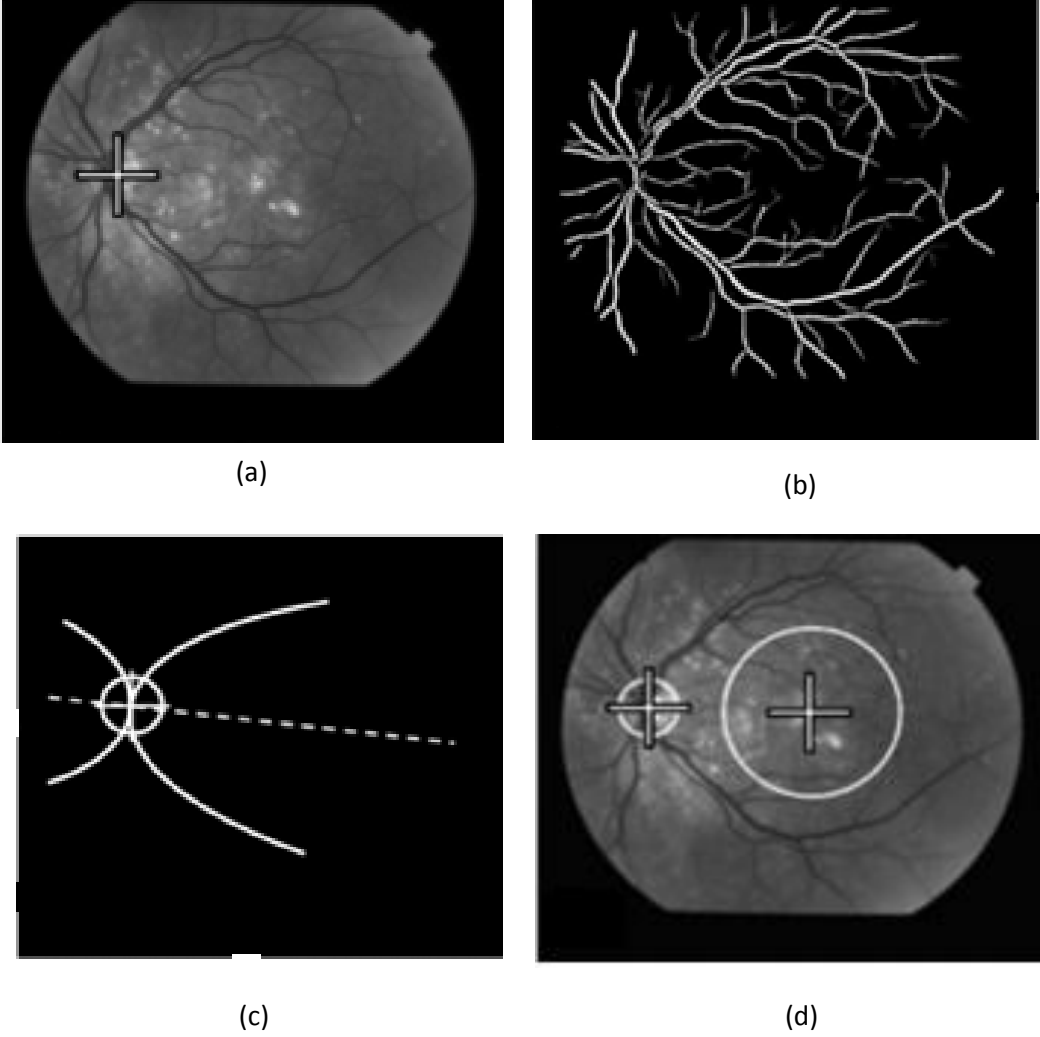
Sinthanayothin ve arkadaşları [30], makula merkezinin bulunması için yaptıkları çalışmada şablon eşleştirme yöntemi kullanmışlardır. Şablon eşleştirmede, arama bölgesinin seçiminde ise, makula merkezinin optik diskten, optik disk büyüklüğünün 2,5 katı kadar uzakta en karanlık bölge olduğu varsayımından hareket edilerek, sınırlı bir arama bölgesi belirlenmiştir. Yapılan testlerde %84 oranında bir başarı elde edilmiştir.

Köse ve arkadaşları [78] tarafından yapılan çalışmada da makulanın tespiti için optik diskin tespiti ön şart olarak koşulmuş bu yüzden öncelikle optik diskin tespiti yapılmıştır. Bu çalışmada optik disk ve makula arasındaki göreceli mesafe kullanılmıştır. Yön açısından da makulanın sağ ya da solda olması durumuna göre doğru tespit yapılabilmektedir. Bunun için optik diskin, görüntünün sağına ya da soluna yakın olma durumu dikkate alınmış, makula bu yöne ters yönde tespit edilmiştir.

Qureshi ve arkadaşları [37] optik disk ve makulanın bulunması için yaptıkları çalışmada, bu tür araştırmalarda mutlaka tek algoritma kullanılması gerektiğini belirtmiş, birden fazla algoritma ile tahmin edilen sonuçları değerlendirerek her bir algoritmanın güçlü yönlerini kullanmak ve zayıf yönlerini gidermek için farklı bir yaklaşım geliştirmiştir. Bu çalışmada, maksimum sayıda algoritma tarafından belirlenen nokta en güçlü aday olarak değerlendirilmiş ve makula ve optik diskin merkezinin bulunmasında kullanılmıştır. Birleştirilmiş sistem ve her bir algoritmanın bireysel başarı performansı da çalışmada karşılaştırılmış ve birleştirilmiş sistemin daha başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür.

Çalışmada optik disk tespiti için kullanılan yöntemler tanımlandıktan sonra makulanın tespiti için kullanılan yöntemler sınıflandırılmış ve bu konuda ayrıca yeni bir yöntem önerilmiştir.

Yukarda özetlenen çalışmaların dışında makulanın tespitiyle ilgili başka birçok çalışma mevcuttur.



Şekil 1.35. (a) Makulanın bilinen optik disk konumuna göre tespiti için, (b) Geometrik bir modelin damarsal kemere uygulanması, (c) Yatay simetrisinin belirlenmesi, (d) Makula merkezinin simetri merkezi üzerinde belirlenmesi [5].

Tobin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [5] optik disk ve makulanın birbirine göre konum bilgisini kullanmış, optik diskin bulunuşundan sonra, optik diskin konum bilgisini kullanarak makula bölgesini bulmuşlardır. Burada damarsal kemer (vascular arcade) ve optik diskin konumu, makulanın bu yapılar göre göreceli konumunun tespitinde kullanılmıştır [80]. Bu çalışmada sergilenen yaklaşım Şekil 1.35'te özetlenmiş olup süreç optik diskin tespit edilen lokasyonunun kullanılmasıyla başlar. Burada retinal görüntüdeki simetri merkezi belirlendikten sonra makulanın merkezi, bu merkezin hat üzerinde belli bir

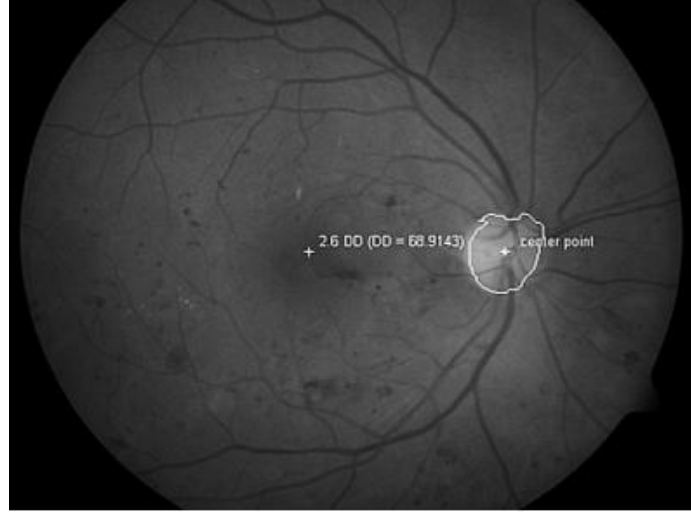
mesafede olduğu bilgisiyle tespit edilmektedir [42]. Bu yöntemin, seçilmiş 345 görüntü üzerinde yapılan testler sonucunda %92,5 oranında bir başarı sağladığı görülmüştür.

Niemeijer ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [81], retinal görüntüdeki anatomik yapıların konumlarının belirlenmesini bir regresyon problemi olarak tanımlamışlardır. Burada tanımlanan kNN (k-nearest neighbour) eğilim yönü belirleyicisi, belli bir lokasyondaki özelliklere göre, o lokasyonda ilgilenilen nesneye olan uzaklığın piksel cinsinden mesafe tahmininde kullanılmıştır. Bu metot görüntüde elde edilen ipuçları ile damar ağacı bölütlemesinden sağlanan ipuçlarını birleştirerek kullanmaktadır. Bulunan optik disk merkezine göre fovea için bir araştırma alanı tanımlanmıştır. Bu arama alanındaki, foveaya en düşük mesafeli tahmin noktası, fovea konumu olarak belirlenmiştir. Metot, fovea tespitinde, normal retinal görüntülerde % 96,8, anormal (dejenerasyonlu) retinal görüntülerde ise %89'luk bir başarı sergilemiştir. Başarısız olunan durumlar incelendiğinde, resimdeki düşük kontrast, düşük kalitede damar bölütlemesi, artifactlar (yapay bozulmalar) ve patolojiler başarısızlığın nedenleri olarak karşımıza çıkmakta bu da metodun bu durumlar için daha da geliştirilmesi gerektiğini göstermektedir.

Welfer ve arkadaşlarının, makulanın ve foveanın konumlandırılması ile ilgili çalışmalarında, bu yapıların taşıdıkları anatomik kısıtlar, retinal yapıların birbirlerine göre karşılaştırmalı konumları ve matematiksel morfoloji kullanılmıştır [82] (Şekil 1.36). Yazarlar geliştirdikleri yöntemin, bölgesel illüminasyon karşısında adaptif olduğunu ve eksuda gibi bazı patolojiler tarafından oluşturulan bozukluk ve karışıklıklara karşı da güçlü olduğunu belirtmişlerdir. DRIVE [27] veri setinde %100'lük bir başarı sağlayan yöntemin DIARETDB1 [83] veri setinde ise %92,13'lük bir başarı gösterdiği belirtilmiştir.

Bu yöntemin işletilmesinde ihtiyaç duyulan iki bilgi optik disk çapı ve optik diskin merkezinin konum bilgisidir. Dolayısıyla öncelikli olarak optik diskin tespiti yapılmaktadır. Matematiksel morfolojiye dayalı olarak geliştirilen optik disk konumlandırma yöntemi, iki ana adımdan oluşmaktadır. Çalışmada, damar ağacının referans alınarak optik disk alanına düşen bir noktanın ve çevresindeki birkaç noktanın belirlenmesi, sonrasında ise Watershed algoritmasına dayalı olarak optik disk kenarlarının tespiti adımları işletilmektedir. Daha sonra, anatomik özellikler kullanılarak makula tespit edilmektedir. Deneylerden elde edilen bilgiler, makula bölgesinin optik disk merkezinden yaklaşık olarak 2 optik disk çapı uzaklıkta olduğunu, makulanın merkezi konumundaki foveanın ise optik disk merkezinden 2,6 optik disk çapı uzaklıkta olduğunu göstermiştir.

Yöntemde damar ağı yönelimi ve bu damar ağı yönelimine göre optik diskin merkezi karşılaştırılarak foveanın hangi tarafta olduğu belirlenmektedir [82].



Şekil 1.36. Optik disk ve fovea merkezi arasındaki uzaklık [82].

1.10. Retinal Görüntülerde Hastalıkların ve Parametrelerin Tespiti ve Ölçümü

Optik diskin tespitinin retinal görüntü analizlerinde birçok faydası vardır. Retinal hastalıkların otomatik tespitinde, erken teşhis, iş gücü kaybının önlenmesi, kişinin tecrübesine bağlı olarak tespitlerin farklılaşmasının önüne geçilmesi gibi birçok faydalar mevcuttur. Bu nedenlerden dolayı, dijital retinal görüntülerin hastalıklar açısından otomatik analizine ve ilgili hastalıkların otomatik tespit ve takibine ihtiyaç bulunmaktadır. Örnek olarak, retinal hastalıklardan en yaygın olanlardan biri olan diyabetik retinopatinin otomatik olarak izlenmesinin, bu durumu taşıyan hastalarda körlük durumunun oluşmasını %50 oranında düşürebileceği belirtilmektedir. Bu da sağlık sisteminde ayrıca önemli bir maliyet kazancını sonuç verecektir [84]

Retinal görüntülerde retinopati işareti olan durumlar değişik kategorilerde sınıflandırılabilir. Karanlık noktalar olarak görülen özellikler, hemoraji (hemorrhages) ve kılcal damarlardaki mikanevrizmalar (microaneurysms) olarak karşımıza çıkar. Beyaz noktalar olarak görülen patolojiler ise cotton wool spot ve eksuda olarak karşımıza çıkar. Ayrıca damarlardaki anormal şekillenmeler de retinopatinin işareti olan anormalliklerdir. Tüm bu özelliklerin, optik disk, damar ağı, makula gibi tespiti zorlaştırıcı yapılara, lazer izleri, ışık hataları ve drusen gibi engelleyici etmenlere rağmen otomatik olarak tespiti gerekmektedir [45]. Dolayısıyla retinal görüntülerde hastalıkları otomatik olarak tespit

etmenin ilk adımı çoğu yöntemde retinal görüntüdeki optik disk, makula ve damarlar gibi ana objelerin tespiti. Bu karmaşık yapıların bulunduktan sonra retinal görüntüden yok edilmesiyle, başta kanama ve sıvı toplanması olmak üzere retinopati hastalığının sonucu olan dejenerasyonlar ve görmeyi tehdit eden diğer retinal hastalıkların otomatik tespiti daha kolay yapılabilmektedir.

Diğer yandan, retinal görüntünün fundus kamera ile üretilmesi anında analiz edilip belirtilen hastalıklar açısından değerlendirilmesi ve gerekirse ayrıntılı inceleme için bir uzmana yönlendirilmesi, sürecin etkinleştirilmesi ve acil müdahale edilmesi gereken durumlar açısından son derece önemlidir.

1.10.1. Retinal Görüntülerde Optik Disk Çapının Ölçülmesi

Optik diskin büyüklüğünün ölçülmesi, bölütleme ve birçok hastalığın otomatik tespiti açısından son derece önemlidir. Bu yönde birçok araştırma yapılmış olup, optik disk bölütlemesi, retinal görüntülerde hastalık tespiti, retinal damar bölütlemesi vb. çalışmalarla iç içe yürütülmüştür.

Retinal görüntülerde optik diskin ortalama büyüklüğü belli olmakla birlikte, glokom gibi hastalıklarda C/D oranı hesaplanırken, o fundus imge için bu büyüklüğe ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun yanında birçok bölütleme yöntemi optik diskin bölütlemesini gerçekleştirmekle birlikte otomatik olarak optik diskin büyüklüğünü ölçmemektedir.

Chrastek ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [77], retinal görüntülerde glokom hastalığının tespiti için C/D oranını bulmaya çalışmışlardır. Retinal görüntü yapısında glokom hastalığının tespiti için, optik disk ve optik cup büyüklüğü ve bu yapıların büyüklüklerinin oranı ölçüt olarak kullanılır. Glokom hastalığının tespiti için belirtilen C/D oranının bulunması için optik diskin büyüklüğü, çember sığdırma (Circle fitting) yaklaşımıyla çalışmada hesaplanmıştır. Yazarlar bu çalışmada, çember sığdırma yaklaşımının optik disk sınırlarının kestirimi ve daha ileri düzeyde işlenmesi için yeterli ve mümkün olduğunu belirtmiştir. Bu yöntemin değişik aşamalarında, homojen olmayan ışıklandırma için düzeltme, eşikleme yöntemiyle ikili (binary) dönüşüm, Euclid geometrisine ait uzaklık haritasının hesaplanması gibi hesaplamalar yapılmıştır. Burada, Euclid geometrisine ait uzaklık haritasının çevre uzunluğu, çember sığdırma işlemlerine bir girdi olmaktadır. Çember sığdırma işleminin sonunda, yöntemin geliştirilmesi ve etkinleştirilmesi için ideal olarak yerleştirilen çember, potansiyel optik disk bölgesinde

maksimum korelasyon sağlanacak şekilde kaydırılmıştır. Bu yöntem 140 pikselden büyük optik disklerde başarılı sonuç verirken, daha küçük optik disk durumlarında son adımda bazı düzenlemeler yapılmıştır [77].

Retinal görüntülerde parametrelerin ölçülmesi ile ilgili çalışmalar ve önerilen yöntemler optik diskin tespiti ve bölütlenmesi ile ilgili çalışmalarla birlikte de yapılmıştır.

1.10.1.1. Diyabetik Retinopati

Yakın geçmişte dijital görüntüler, retinal görüntünün kaydı ve saklanması için kabul edilebilir bir yöntem olarak karşımıza çıkmıştır. İmgeler retinal kameraya birleştirilmiş dijital kameralarla kolayca oluşturulmaktadır. Bu dijital format ise, retinanın yüksek kalitede görüntüsünün alınmasını ve alınan görüntülerin depolanmasını sağlamaktadır. Bu yöntem, hiçbir kalite kaybına uğramadan, görüntülerin elektronik olarak depolanması, aranması, tekrar kullanılması ve taşınması açısından büyük kolaylık getirmektedir [12].

Tüm dünya üzerinde şeker hastalığının (diyabet) yaygınlaşması ile ilgili olarak, 2030 yılına kadar bu rakamın ikiye katlanıp 366 milyon insana ulaşacağı tahmin edilmektedir [85]. Diğer yandan diyabet hastalığı, özellikle gözde hasarlara ve görme kayıplarına neden olabildiğinden, diyabet hastalarının düzenli olarak göz kontrolünden geçirilmesi, erken teşhisi ve dolayısıyla ortaya çıkabilecek görme kaybının da önlenmesini ya da en kötü ihtimalle azaltılmasını sağlayacaktır [101, 86, 87]. Diğer yandan manuel bölütleme ve ölçme oldukça zordur ve tecrübeli doktorlar bile bu ölçümlerde ve manuel işaretlemelerde kolaylıkla hata yapabilirler [87]. Diyabetik retinopatinin başlangıç belirtisi olan mikroanevrizmaların dijital retinal fundus görüntülerde otomatik tespiti, özellikle büyük ölçekli kitleler söz konusu olduğunda büyük önem arz etmektedir [88, 89]. Diğer yandan otomatik algılama ve teşhis, diyabetik retinopatinin takibinde oftalmologların iş yükünü ve sağlık alanındaki maliyetleri büyük ölçüde hafifletecektir [12, 88].

Diyabetik retinopati izleme/görüntüleme konusunda bir program yürütülmektedir [12]. Bu hastalık, çalışma yaşlarındaki insanlar için en yaygın körlük sebeplerinden biri olup, bu hastalıktan kaynaklı görme kaybının önlenmesi için etkin tedavi yöntemleri mevcuttur. Fakat hastalığın en kötü yanı, ilerleyen aşamalarına kadar hiçbir belirtisinin açık olarak ortaya çıkmamasıdır. Bu yüzden İngiltere’de Birleşik Krallık Ulusal Görüntüleme Komitesi (UK National Screening Committee) tarafından, 12 yaş ve

üstündeki her şeker hastasına yıllık olarak, dijital retinal fotoğraflamanın kullanıldığı kontrolden geçmesi önerilmektedir [12].

Diğer yandan, diyabetik retinopatinin ana sebebi olan diyabet hastalığı her geçen gün artmaktadır. Bir istatistiğe göre global popülasyonun 2000 yılında %2,8'i şeker hastası iken bu oranın 2030 yılında %4,4'e kadar yükselebileceği belirtilmektedir. Türkiye için de rakamlar pek iç açıcı olmayıp, Dünya Sağlık Örgütü kayıtlarına göre rakamlar beklenenin üzerinde bir artışa işaret etmektedir. 2000 yılında 3 milyon civarında olan hasta sayısı 2010'da 3.679.000'e ulaşmıştır. 2030 için öngörülen rakam Türkiye için 6,4 milyon tüm dünyada global olarak ise 366 milyon insanın şeker hastalığına yakalanacağı öngörülmektedir [90]. Bu açıdan bütün hastaların, yukarıda belirtildiği şekilde, belli bir kalite düzeyini de sağlayarak manuel bir kontrolden geçirilmesi doktorlar üzerinde çok büyük bir yüke sebep olacağından, bu uygulamanın otomatize edilmiş, diyabetik retinopati görüntüleme sistemleri tarafından yapılması bir zaruret halini almıştır [12].

Diyabetik retinopatinin tipik özellikleri incelendiğinde karşımıza çıkan dejenerasyonlar mikroanevrizma, nokta hemoraji, hepsi birer kırmızı lezyon olan daha geniş çaplı leke hemoraji, beyazımsı lezyonlardan oluşan eksuda ve sinir fiber tabakası mikro enfarktüsüdür. Tasnifçilerin ve klinik profesyonellerin bu lezyonların her birini normal görüntüleri baz alarak tanınması beklenmektedir.

Bu hastalığın otomatik tespitinde, görüntülerin ön işleme tabi tutulması, görüntünün parlaklığının normalizasyonu, düzgün (uniform) olmayan bir görüntünün düzeltilmesi, gürültünün ve görüntü artifactlarının (yapay bozukluklar) azaltılmasını sağlamaktadır. Diğer yandan kullanılan bölütleme yöntemleri, görüntüyü, onu oluşturan bölgelere ve optik disk, damar, patolojik bölgeler vb. nesnelere ayırmaktadır.

Bu yüzden diyabetik retinopati görme kayıplarının en temel sebeplerinden biri olup, otomatik olarak tespiti ve takibi büyük önem taşımaktadır. Konu ile alakalı yapılmış sayısız çalışma mevcuttur [12]'de diyabetik retinopati konusunda geniş bir literatür özet çalışması verilmektedir. Burada da uygulamalardan bazı örnekler verilecektir [13, 78, 86, 91, 92].

Ram ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada [91], retinada mikroanevrizmaların bulunması durumunun, genellikle diyabetik retinopati için erken verilen sinyaller olduğu belirtilmektedir. Bu yüzden bu işaretlerin otomatik tespiti, klinik olarak ilgi alanını teşkil etmektedir. Dolayısıyla yapılan çalışma, sayısal renkli fundus görüntüleri üzerinde otomatik olarak mikroanevrizmaların tespiti için yeni bir yöntem

önermektedir Çalışmada, mikroanevrizmaların algılanması ile ilgili olarak geliştirilen yöntemde, problem, “oluşma olasılığı, karışıklık ve gürültüye (clutter) nazaran oldukça düşük seviyede olan bir hedefin (mikroanevrizma), bu karışıklık arasında tespiti” olarak tanımlanmıştır. Yöntemde devamlı olarak dağınıklık cevaplarının düşürülmesi için peş peşe ret tabanlı bir strateji önerilmiştir. İşleme aşamasında, özelleştirilmiş bazı özellikler kullanılarak, doğru mikroanevrizmaların çoğu onaylanırken, sipesifik bazı karışıklık sınıflarının reddine yönelik olarak tasarım yapılmıştır. Son kırmızı aşamasından sonra, doğru pozitif olarak kalan sonuçlara, doğru mikroanevrizmalara benzerliklerine bağlı olarak bir skor atanmıştır. Çalışmanın sonuçları üç ayrı veri seti üzerinde test edilmiş ve yöntemin üstün yönleri ortaya koyulmuştur.

Bu çalışmada, mikroanevrizmaların yapılarına odaklanan mevcut yöntemlerden farklı olarak, mikroanevrizmaların dışındaki yapılara (clutter) odaklanma vardır. Dolayısıyla çalışma, mikroanevrizmaları algılamadan ziyade, karmaşıklık reddine (clutter rejection) birincil öncelik veren bir strateji önermektedir. Yapılan kapsamlı test çalışmaları sonucunda, en yüksek hassaslık DIARETDB1 [83] veri setinde elde edilmiş olup, %88.46’lık bir başarı elde edilmiştir.

Bu tezde DR tespiti için öneriler verilmektedir. Glokom, ARMD gibi hastalıkların otomatik tespiti de literatür özetlerinde verilmektedir. Çünkü bu hastalıkların otomatik tespiti ile ilgili çalışmaların birçoğunda optik diskin tespiti, bölütlenmesi ya da eliminasyonu aşamalarından bir ya da birkaçı gerçekleştirilmektedir. Ayrıntısı verilen diyabetik retinopati tespit ve algılama çalışmalarında da bu durum mevcuttur. Bu konularda literatürde çok sayıda tekniğin kullanıldığı birçok çalışma mevcuttur [92-99, 102-104].

Niemeijer ve arkadaşları DR tespiti için yaptıkları çalışmada [102], yöneltilen (supervised) algoritma olarak adlandırılan makine öğrenmesi tekniği kullanmıştır. Bu yüzden yöntem parlak lezyonların tespitinin ve lezyonlar arasındaki ayrımın nasıl yapılacağını belirlemek için, daha önce belirlenmiş lezyonlara ihtiyaç duymaktadır. Bu yüzden uzamanlar tarafından parlak lezyonlar içeren 130 adet imge seçilmiştir. Bu imgedeki bütün pikseller, eksuda, cotton wool spots, drusen ya da arka planın bir parçası olarak sınıflandırılmıştır. Kırmızı lezyonlar, OD ve damarlar ise arka planın bir parçası olarak sınıflandırılmıştır. Eğitimde kullanılan imgeler test çalışmasında kullanılmamıştır. Burada uygulanan makine öğrenmesi algoritması, daha önce üzerinde işlem yapılmamış bir imge üzerinde aşağıdaki adımlarla parlak lezyonların tespitini gerçekleştirmektedir.

- Her bir piksel sınıflandırılarak bir lezyon olasılık haritası oluşturulur. Bu harita her bir pikselin bir parlak lezyonun parçası olma ihtimalini göstermektedir.
- Yüksek olasılıklı pikseller muhtemel lezyon sınıfları içinde gruplanır.
- Bu sınıfların karakteristiklerine göre, her bir muhtemel piksel lezyon sınıfına, bu sınıfın doğru bir parlak lezyon olma olasılığını gösteren bir olasılık atanır.
- Parlak lezyon olma olasılığı olan her bir parlak lezyon sınıfı, eksuda, cotton wool spots ya da drusen olarak sınıflandırılır.

Önerilen yönetmede, tasarlanan istatistiksel sınıflandırıcı ile, etiketlenmiş eğitim veri seti göz önüne alınarak, değişik tipteki piksel sınıfları, bu sınıfların özellikleri, piksel rengi, sınıf alanı vb. sayısal karakterlerine göre sınıflara ayrılabilir. Burada bahsedilen özellikler sınıflandırılacak nesnenin tipine bağlıdır. Her bir sınıflandırma adımı için bir kaç istatistiksel sınıflandırıcı eğitim seti üzerinde uygulanarak en iyi performansı sergileyen sınıflandırıcı test verisi üzerinde kullanılmıştır. Burada değişik adımlarda k-NN ve doğrusal ayırıcı (linear discriminant) sınıflandırıcıları seçilmiş ve iki çeşit çıktı elde edilmiştir. Çıktılar, parlak lezyonun olup olmadığını gösterir ve varsa hangi tür (eksuda ya da cotton wool spots vb.) olduğunu belirtmektedir.

Yazid ve arkadaşları [101] yaptıkları çalışmada diyabetik retinopati tespiti için ters yüzey eşiklemeyle dayalı yeni bir yöntem önermektedir. Sunulan çalışmada, sonuca ulaşmak için, bulanık c-means sınıflandırma, sınır tespiti, OTSU eşikleme ve ters yüzey eşikleme işlemleri uygulanmaktadır. Önerilen bu yöntemin başlıca avantajı, normalde test veri kümesine uyması için manuel olarak seçilen parametrelere bağımlı olmamasıdır. Yöntem iki ayrı veri setine uygulandığında, dalgacık dönüşümü ve morfolojik yeniden yapılandırma yöntemlerinden daha iyi bir performans gösterdiği görülmüştür. Önerilen metod, standart diyabetik retinopatiye hassaslık açısından, sıra ile DIARETDB1 ve NUHM (National University Hospital of Malaysia) tarafından sağlanan resim kümesi üzerinde, %98.2 ve %90.4 düzeyinde performans sergilemiştir.

Diyabetik retinopati tespit ve bölütlemesi ile ilgili başka birçok çalışma yapılmıştır. Literatürde bulunan çalışmalar arasında, mevcut çalışmalarını özetleme çalışmaları da mevcuttur [12]. Bu yöntemlerin birçoğu, bölütleme, kenar tespiti, matematiksel ve takip yöntemleri, iki boyutlu karşılaştırılmış filtre ve imge eşikleme gibi yaklaşımları kullanmıştır. Otomatik model tabanlı tespit, örüntü tanıma, doku analizi, matematiksel morfoloji metodları ve teşhis yaklaşımları da ayrıca DR hastalığının takibi için bazı çalışmalarda önerilmektedir [10, 12, 13, 93, 95, 101, 103].

1.10.1.2. Yaşa Bağlı Makular Dejenerasyon

YBMD’de yine özellikle yaşlı bireylerde en fazla görülen göz bozukluklarından biridir. YBMD özellikle yaşa bağlı olduğundan, ne zaman ortaya çıkabileceği çok kestirilememekte olup, bireylerin ileri yaşlarda daha sık göz kontrolünden geçmesiyle teşhis ve tedavi edilebilir. Bu kontrol, büyük kitlelerin söz konusu olması durumunda uzmanlara büyük bir iş yükü getireceğinden, öncelikle hastaların otomatik olarak geliştirilmiş sistemler vasıtasıyla kontrol ve takip edilmesi uygun görünmektedir. Dolayısıyla YBMD tespiti için geliştirilecek otomatik sistemler büyük önem arz etmektedir. Ayrıca, YBMD ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda, bu tezin kapsamının bir kısmını teşkil eden optik disk ve makula bölgesinin algılanması konusunda yöntemler geliştirilip çalışmalar yapıldığından literatür özetleri kısmına dâhil edilmiştir.

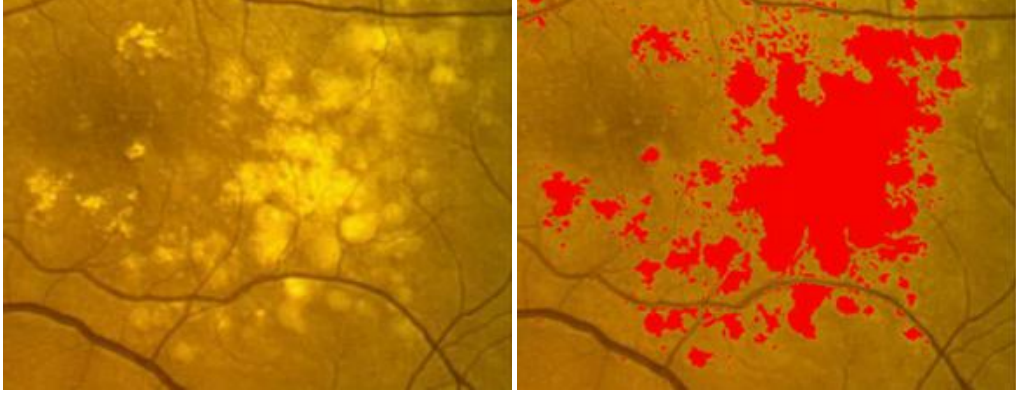
YBMD 65 yaşın üstündeki hastalarda geri döndürülemeyen bir görme kaybına sebep olmaktadır. Bu hastalığın tam sebebi anlaşılamamıştır. Fakat yaşın, bu hastalıkla ilgili en büyük etken olduğu belirtilmektedir. Ayrıca kalıtsallığın da etkisi olduğu konusunda bulgular mevcuttur.

Köse ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada [105], retinal görüntülerde YBMD’nin otomatik tespiti için bir yöntem önerilmektedir. Bu yöntemde bozulmalar istatistiksel bir yöntem kullanılarak çıkarılmaktadır. Bunun için öncelikli olarak istatistiksel yöntem, sağlıklı bölgeye göre daha sıradan olan sağlıklı bölgelerin çıkarımı için kullanılır. Burada, makulanın örüntüsünün karakteristik bir görüntüsü sağlıklı bölgenin bölütlenmesi için alınmıştır. Bunun için ayrıca damarlar çıkarılmış ve sağlıklı bölge olarak sınıflandırılmıştır. Son olarak da, üzerinde çalışılan resmin ters segmentasyonu alınarak makulanın sağlıklı bölgeleri bölütlenmiş olmaktadır. Yöntem birkaç farklı veri kümesinde test edilmiş ve bir hastadan ayrı zamanlarda farklı resimler alınarak hastalığın seyri takip edilmiştir.

Köse ve arkadaşları tarafından yapılan diğer bir çalışmada [78], YBMD’nin algılanması ve bölütlenmesi konusunda sağlıklı bölgenin homojenliğinden faydalanmak için bölge büyütme metodunun kullanıldığı ters bölütleme yöntemi önerilmiştir. Bu çalışmada makulanın sağlıklı bölgeleri çıkarıldıktan sonra kan damarları çıkarılmış ve bunlarda sağlıklı bölgeler olarak sınıflandırılmıştır.

Son adımda, sağlıklı bölgenin bölütlenmesi yapıldığından, görüntünün tersi alınarak bölütlenmemiş dejenerasyonlu bölgenin tamamı belirlenmiştir. Bu metot değişik kalitede

retinal görüntüler üzerinde test edilmiş ve %90 düzeyinde bir başarı elde edilmiştir (Şekil 1.37).



(a)

(b)

Şekil 1.37. (a) Orijinal görüntü, (b) Makula bölgesindeki dejenerasyonların önerilen yöntemle otomatik olarak bölütlenmesi [78].

Barriga ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada [106], YBMD'nin tespiti için bir ilk adım olabilecek, retinadaki hastalıklı durumların sınıflandırılması konusu ele alınmıştır. Çalışma, sınıflandırma için, matematiksel bir teknik olan genlik modülasyonu-frekans modülasyonu (amplitude-modulation frequency modulation/AM-FM) tekniğinin, retinal bozuklukların sınıflandırılması (mesela drusen) için çok seviyeli özellikler oluşturularak kullanılabilirliğini göstermektedir. Çalışmanın sonuçları, bu teknik kullanılarak druzenlerin normal retinal yapılardan 3 standart sapma farkıyla, AM-FM histogramları kullanılarak ayrılabilirliğini göstermektedir.

Bu alanda yapılmış başka çalışmalarda mevcut olup detaylı inceleme için literatüre başvurulabilir.

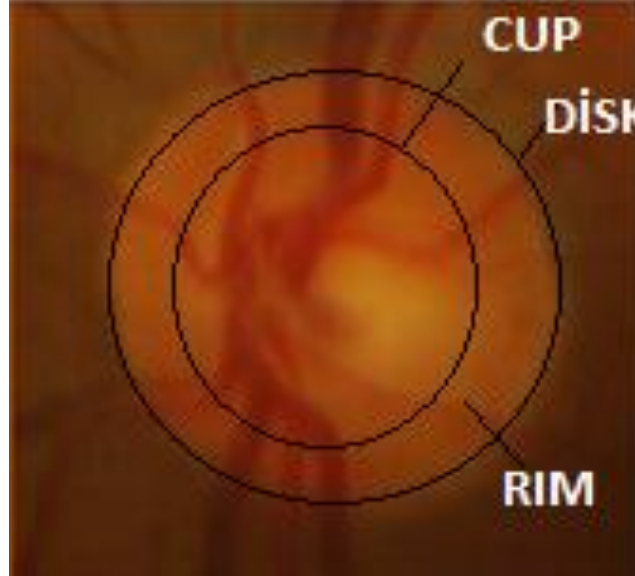
1.10.1.3. Glokom

Glokom retina ile ilgili olarak teşhis ve tedavi edilmediği takdirde tam körlüğe kadar sonuçları olan ve yaygın olan hastalıktır. Glokom hastalığının sebebi olarak, göz içi basıncın anormal olarak artmasından dolayı optik diskte bir çökme ya da çukur meydana gelmesi gösterilmektedir. Zamanla burada optik sinirler zarar görmekte ve öncelikli olarak periferik bir görme kaybı, daha sonra ise tam görme kaybı ile karşılaşılabilir [107].

Bu sebeple, glokom hastalığının teşhisi için bilgisayarla görüntü işleme tekniklerinin bu alanda kullanılması, araştırmacıların büyük ilgisini çekmektedir.

Glokomda optik diskte meydana gelen bozulma fiziksel olarak, fonksiyonel görme testinden daha önce tespit edilebileceğinden, otomatik tespit ve takip sistemi mutlaka yapılmalıdır.

Optik disk iki farklı bölgeye ayrılabilir (Şekil 1.38); bu bölgeler, cup adı verilen merkezi parlak bölge ve bu bölgenin çevresindeki neuroretinal çerçeve diyebileceğimiz çevreleyici alandır [108]. Optik sinir liflerinde yaşanan kayıplar, optik diskin yapısal görünümünde de değişikliğe sebep olmaktadır. Bu değişim cup bölgesinin genişleyip neuroretinal çerçeve bölgesinin ise incilmesi sonucunu doğurmaktadır ve bu değişime “cupping” adı verilir. Cup bölgesinin optik diske nispeten genişlemesi, glokom hastalığı için bir ön belirti olduğundan, glokom seviyelerinin ve ilerlemesinin tespiti ve değerlendirmesi için bazı parametreler tahmin edilip kaydedilmektedir. Bu parametreler arasında optik diskin alanı ve çapı, cup bölgesinin çapı, çerçeve bölgesinin büyüklüğü, ortalama cup derinliği gibi parametreler bulunmaktadır. Bu parametrelere göre yapılan ölçümler, uzmanlar arasında da farklılık gösterebildiğinden otomatik ölçüm objektifliğin sağlanması açısından da büyük önem arz etmektedir [109].

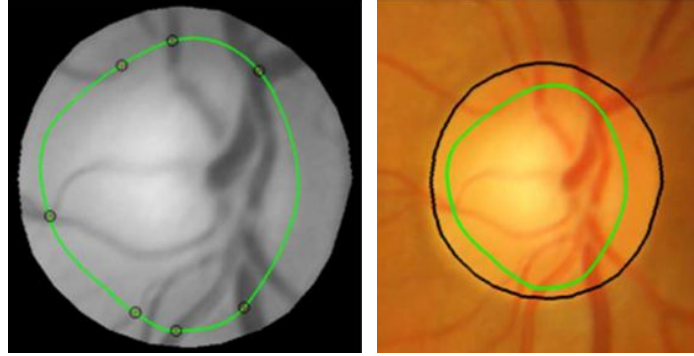


Şekil 1.38. Optik disk cup ve rim bölgelerinin gösterimi

Liu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [110] otomatik olarak glokom hastalığının tespit ve takibi için bir altyapı oluşturabilecek ve bu yöndeki potansiyeli gösterebilecek,

fundus görüntüleri üzerinde C/D oranının otomatik olarak ölçülmesi için bir yöntem önermişlerdir.

Joshi ve arkadaşları, glokom hastalığının tespit ve takibi için yaptıkları çalışmada [109], tek göze ait retinal görüntüde bölütlenmiş optik disk ve cup bölgesini dikkate alarak otomatik olarak parametreleme tekniği önermektedirler. Bu yöntem optik disk çevresindeki değişimleri de dikkate alan yeni bir optik disk bölütleme yöntemini de içermektedir. Ayrıca yine cup bölgesinin bölütlemesi için, cup sınırlarında bulunan damar yapısından faydalanılan bir yöntem önerilmiştir. Metod 33'ü normal ve 105'i glokom hastalığı içeren 138 görüntü üzerinde 3 değişik glokom uzmanına karşı test edilmiştir. Sonuçlar, önerilen yöntemin, değişik geometrik ve fotoğraf kaynaklı çeşitliliklerin üstesinden geldiğini göstermektedir. Elde edilen niteliksel ve niceliksel sonuçlar, yöntemin glokom hastalığının değerlendirilmesi açısından hem bölütleme, hem de optik diskin parametrenmesi konusunda başarılı olduğunu göstermiştir. Dikey C/D çapı oranı için yöntemin tahmin hatası 0.09/0.08 (ortalama/standart sapma), cup/disk oranı ise 0.12/0.10'dur (Şekil 1.39)



Şekil 1.39. (a) Tahmini olarak belirlenen cup bölgesi, (b) Sonuç optik disk ve cup bölgesi [109].

Bu konuda yapılmış, retinal görüntü üzerinden glokom değerlendirmesinin ve analizinin yapıldığı birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda genel olarak üç ana strateji göze çarpmaktadır [109]: (1) Disk parametreleştirmesi yapılmadan, (2) Stereo fundus görüntü kullanılıp disk parametreleştirmesi yapılarak ve (3) disk parametreleştirmesi yapılarak tek göz resmi üzerinden analiz ve değerlendirme yapan yöntemler mevcuttur [31, 111, 112].

Konu ile ilgili olarak Lim ve arkadaşları Glokom hastalığının tespit ve takip yöntemlerini özetleyen ayrıntılı bir çalışma yapmışlardır [113].

1.11. Optik Disk ve Makulanın Tespiti İçin Değerlendirme ve Sunulan Çalışma

Retinal görüntülerdeki optik disk, makula ve damar ağının otomatik tespiti, retinal hastalıkların otomatik tespit ve takibi açısından son derece önemli olduğundan, retinal görüntü alanında yapılan çalışmaların önemli bileşenlerindedir [30, 45, 114, 115]. DR, YBMD, glokom, optik sinir hipoplazisi gibi retinal hastalıklar, optik disk çapı, makula ve optik disk arası uzaklık ve optik disk ve makulanın sergilemiş olduğu değişik özellikler baz alınarak otomatik olarak tespit edilebilir [33, 36, 107, 116]. Bu yüzden retinal görüntülerin otomatik analizi, parametrelerinin ölçülmesi ve hastalıkların otomatik teşhisi için sürekli artan bir talep mevcuttur [53]. Oftalmologlar üzerindeki iş yükünün azaltılması için, retinal görüntülerin, önce sistem tarafından kontrolü, otomatik olarak bir şüpheli durum tespit edildiği takdirde de uzmanlar tarafından kontrolü yapılmalıdır.

Son zamanlardaki çalışmalar göstermiştir ki, retinal görüntülerdeki optik disk ve makula gibi morfolojik yapılar tespit edilip bölütlenebilir, ayrıca optik diskin çapı ve optik disk ve makula arası uzaklık gibi parametreler de ölçülebilir. [7, 20, 30, 33, 47, 51, 57, 74-76, 105, 117, 118, 119]. Retinal fundus görüntülerindeki simetrik damar yapısından optik diskin bulunuşunda faydalanılabilir. Ayrıca optik disk, makulanın bulunuşunda kullanılabilir [5, 65]. Optik diskin bulunup elimine edilmesi yara ve iltihapların tespitinde daha iyi bir performans sergilenmesi açısından faydalıdır [46]. Morfolojik yapıların tespiti, retinal görüntü analizinde önemli bir aşama olduğundan optik diskin ve makulanın tespiti için birçok metot geliştirilmiştir [36, 45, 53]. Diğer yandan, retinal hastalıklar ve resim kalitesinin düşüklüğü gibi durumlarda bu tespitler çok kolay olmayıp, karmaşık olabilir ve her durumda başarı sağlanamayabilir [45, 74, 76, 115]. Retinal görüntülerde optik diskin tespiti, ölçümü ve bölütlenmesi ve makulanın tespiti için çalışmalar ve geliştirilmiş bazı yöntemler mevcut olmakla birlikte, tecrübeler retinal yapıların tespitinin bazı dejenerasyon durumlarında çok zor olduğunu ve bu durumların yöntemleri karmaşıktırıldığını göstermektedir [36, 53, 105, 120].

Optik diskin tespiti, ölçümü ve bölütlenmesi ile alakalı metotların çoğunluğu optik diskin yuvarlak yapısına ve parlak görünüşüne bağlıdır. [7, 30, 33, 47, 51, 53, 75, 105, 117-119]. Yapılan çalışmaları, uygulanan yöntemler, başarıları ve gelişim ihtiyaçları açısından özet bir şekilde değerlendirmekte fayda görülmektedir.

Sinthanayothin ve arkadaşları optik diski, en büyük ortalama parlaklığa sahip alanı tanıyarak tespit etmiştir [30, 53]'de optik disk merkezi, bütün parlak bölgeleri içeren bir

ikili resim elde edilerek bulunmuştur. Osareh ve arkadaşları da şablon karşılaştırma yaklaşımını baz alan bir model önermiştir [117]. Yine aynı araştırmacı resimlerin başlangıçta histogram spesifikasyonları yöntemiyle normalize edilmesine dayalı olarak optik diskin belirlenmesi ile alakalı bir metot önermiştir [118]. Fakat bu teknikler yara ve iltihaplı vakalara ait görüntülerde başarılı olamayabilir. Li ve Chutatape, model bazlı bir yaklaşımda, bir disk bölgesi oluşturmak için PCA (principle component analysis) yöntemini uygulamış ve bu şekilde optik diski bulmuştur [33]. Lalonde ve arkadaşları ise Hausdorff–bazlı şablon eşleştirme ve Hausdorff-bazlı şablon karşılaştırma yöntemini birlikte optik diski bulmak için başka bir şablon eşleştirme yönteminde kullanmıştır [20]. Frank ter Haar ise optik diski bulmak için aydınlatma eşitlemesi ve Haar tabanlı dalgacık dönüşümü yöntemlerini kullanmıştır [61]. Bir resimdeki kare, üçgen vb. geometrik şekillerin bulunmasında kullanılan Hough dönüşümüne bağlı teknikler de burada optik diskin bulunmasında kullanılmıştır [75, 76].

Retinal damarların optik diskten çıkması, bu özelliğin, damarları izleme ve damar ağının odak noktasını tespit ederek optik diski bulmada kullanılması konusunda araştırmacılara ilham vermiştir [7]. Park ve arkadaşları tarafından “tensör oylama” (tensor voting) tabanlı, damar yapısının analizine yönelik bir algoritma geliştirilmiştir. Bu çalışmada optik diskin konumu ortalama-kayma (mean-shift) tabanlı bir yaklaşımla tespit edilmiştir [58]. Burada bahsedilecek diğer yöntemler ise “bulanık yakınsama” (fuzzy convergence) [7, 76], damar oryantasyonu [76], geometrik parabol yaklaşımı [57], optik diske giren geniş damarlar , Bayes tabanlı sınıflandırıcı [120] ve eşleştirilmiş filtre [51] yaklaşımlarıdır. Diğer yandan damar yapısının bazı özelliklerini kullanan bu yaklaşımlar hastalık, yara, kanama gibi bazı durumlarda karmaşık bir yapı arz etmekte ve her zaman başarılı olmayabilmektedir [45, 47, 53, 121].

Bu bölümde ve önceki bölümlerde özetlenen mevcut çalışmalarda bahsedilen metotlardan farklı olarak bu tez kapsamındaki çalışmada ters (inverse) bölütleme yöntemi önerilmektedir. Bu yöntem diğer yöntemlere göre çok daha basit bir yaklaşımdır. Bu yöntemde ayrıca morfolojik özelliklerin yanında istatistiksel özellikler kullanılarak damar yapısı daha belirgin bir hale getirilir. Bu şekilde çalışmada, retinal yapıların konumlandırılması ve bazı parametrelerin hesaplanması daha az maliyetle ve kolay ve doğru bir şekilde gerçekleştirilmiş ve daha iyi sonuçlar elde edilmiştir.

Bu çalışmada istatistiksel özelliklerden faydalanılarak optik diskin tespiti ve bölütlenmesi için basit fakat etkin bir teknik önerilmiştir. Bunun yanında optik diskin

konumu baz alınarak makulanın konumlandırılması için de teknik önerilmiştir. İlave olarak, sonuçların güvenilirliğini artırmak amacıyla, optik disk merkezi ve makula için bulunan yaklaşık konumun doğrulanması gerçekleştirilmiştir. Bu da önerilen tekniğin güvenilirliğini artırmaktadır.

1.12. Retinal Görüntülerde Biyometrik Tanıma

Retinal damarların segmentasyonu ile ilgili algoritmalar, retinal hastalıkların tespiti için geliştirilen otomatik takip (monitoring) sistemlerinin ana bileşenlerinden olabilir. Bunun yanında retinal görüntülerdeki morfolojik yapıların ve damarların uzunluğu, genişliği dallanma özellikleri de hastalık tespitinde ve tedavisinde ve kalple ve gözle ilgili birçok hastalığın değerlendirilmesinde kullanılmaktadır [122, 123].

Damar yapısının otomatik tespiti, diyabetik retinopati hastalığında [11], prematürelikten kaynaklanan retinopatinin algılanmasında , damarsız fovea bölgesinin tespitinde [124], arteriyoler daralmanın tespitinde [125], hipertansiyona bağlı retinopati ile retinal damarların kıvrımlı yapısının ilişkisinin tespitinde [126], damar çapının ölçülmesinde [127], bilgisayar destekli lazer ameliyatların yapılması [122] vb. durumlarda kullanılmaktadır. Buna ilaveten, retinal haritanın otomatik olarak üretilmesi ve damarların dallanma noktalarının tespiti, geçici ve çok modelli görüntü çakıştırma (image registration) [128], retinal görüntülerde mozaik birleştirme [129], optik diskin algılanması ve foveanın tespiti için damar bölütleme [42] kullanılmıştır.

Retinal kan damarlarının elle bölütlenmesi uzun, eğitim, kabiliyet ve tecrübe gerektiren zor bir işlemdir. Ayrıca tıp dünyasında, bilgisayar destekli olarak oftalmik hastalıklarının tespit edilmesine yönelik sistemlerin geliştirilmesinde ilk adımı, retinal damarların tespiti ve otomatik olarak ölçülmesi oluşturmaktadır. Bu alanda, damarların bölütlenmesi ile alakalı olarak mevcutta birçok çalışma yayınlanmış bulunmaktadır.

Bu çalışmada damar bölütlenmesi biyometrik tanıma için önerilen sistemin altyapısını teşkil eden bir bileşen olduğundan bu alanda yapılmış çalışmalara özet olarak referans verilecektir. Damar bölütlenmesi ile alakalı olarak yapılan çalışmaları ve yayınlanan makaleleri özetleyen çalışmalar mevcuttur [130, 131].

Damar bölütlenmesi ile alakalı çalışmalardan bazılarına değinecek olursak; Kirbas ve Quek [131] yaptıkları çalışmada, damar yapısının çıkarımı ile ilgili teknik ve algoritmaları içeren, bu tekniklerin birçok uygulama alanında 2D ve 3D görüntülerde uygulandığını

özetleyen kapsayıcı ve ayrıntılı bir özet vermiştir. Mevcut çalışmalar, özellikle retinal damarların ve bu damarların sınırlarının çıkarılması konusunda yoğunlaşmıştır. Bu alanda yapılan en güncel özetleme çalışmaları da [12, 132] retinal görüntülerde diyabetik retinopatinin tespiti için uygulanan yöntemleri tartışmakta, bu konuda damarların çıkarılmasına değinmektedir.

Bu alanda yapılmış olan en kapsamlı özetleme çalışması ise Fraz ve arkadaşları tarafından yapılmış olup [133] fundus kamera ile üretilmiş resimlerde retinal damarların çıkarımı için geliştirilmiş yöntem ve algoritmalara değinmektedir. Bu çalışmada konu ile ilgili yapılan araştırmalara ve yayınlanan makalelere değinilmiş ve uygulanan yöntemler avantaj ve dezavantajları bakımından karşılaştırılmış, elde edilen sonuçlar ve başarılar karşılaştırmalı olarak yorumlanmıştır. Çalışmada retinal damar bölütlenmesi ile ilgili olarak yapılan çalışmalar yedi kategoride incelenmiş olup bu kategoriler şunlardır: (1) Örüntü tanıma, (2) Eşlenen filtreleme (matched filtering), (3) Damar takibi, (4) Matematiksel morfoloji, (5) Çok ölçekli yaklaşımlar, (6) Model tabanlı teknikler, (7) Paralel/donanım bazlı yaklaşımlar. Problemlerin çözümü ile alakalı olarak damar bölütlenmesi alanında yapılan çalışmaların günümüz trendleri de gösterilmiştir.

Damar çıkarma işlemi sadece göz damarları için değil, diğer alanlarda da uygulanmaktadır. Bu konuda Köse ve arkadaşları tarafından, düşük kalitedeki damarların çıkarılması için model tabanlı bir yaklaşım ortaya koymuştur [121]. Bu metot anjiyografideki kan damarlarını, görüntüde bulunan bölgesel uyumu dikkate alarak çıkarmaktadır. Dairesel bir örnekleme yöntemi kullanılarak bahsedilen uyum kullanılmaya çalışılmıştır. Bu metot, damarların 3D yapısını yansıtmak üzere çok sayıda 2D'yi birlikte kullanmaktadır.

1.12.1. Biyometrik Tanıma

Son yıllarda insanın biyolojik özelliklerine dayalı olarak geliştirilen kişisel tanıma sistemleri biyometrik tanıma alanında yapılan çalışmaları da tetiklemiştir. Biyolojik özellikler arasında retinal yapı, taklit edilemeyeceğinden dolayı en güvenli araçlardan birini sunmaktadır. [134]

Retinal damar ağacı, her bir birey için farklı olduğundan, retinal damarlara dayalı biyometrik tanıma sistemleri de mevcuttur [9]. İnsan vücudundaki yüz, avuç içi, parmak izi, iris vb. karakteristik yapılar, ölçülebilir, kaydedilebilir ve biyometrik araçlar

kullanılarak karşılaştırmalar yapıp tanınabilir. Henüz diğerleri kadar yaygınlaşmamış olmakla birlikte retinal damarlara dayalı retinal tanıma, biyometrik araçlar arasında maliyeti yüksek olsa da en güvenli ve doğru yöntemi sunmaktadır.

Yöntemin uygulanışında, bireylerden alınan ve kaydedilen retinal imgeler, nükleer araştırma merkezleri ve tesislerinde, silah üretim tesislerinde vb. yüksek düzeyde güvenlik gerektiren yerlerde retinal tanıma için kullanılmaktadır. Retinal tanımının üstünlüğü, retinanın her birey için farklı bir yapıda olması ve insan hayatı boyunca değişmemesinden kaynaklanmaktadır. Buna karşın, parmak izi, yüz, avuç içi, iris vb. diğer biyometrik tanıma yaklaşımları, bu yapıların plastik cerrahi vb. yöntemlerle değiştirilebilmesinden dolayı retina kadar güvenli değildir.

Retinal tanıma dayalı ilk insan tanıma sistemi Hill [135] tarafından geliştirilmiştir.

Xu ve arkadaşları [136] retinal damarların iskeletini kullanarak bir tanıma sistemi geliştirmiştir. Bu yöntem başarılı sonuçlar vermesine karşın hesaplama maliyeti ve karmaşıklık açısından çok avantaj sağlayamamıştır. Bu yüzden yöntem, Ortega ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışma ile geliştirilmiştir [137]. Bu çalışmada öncelikli olarak Hough dönüşümü ile optik diskin tespiti yapılmış daha sonra da damar yapısının şekillenmesiyle ilgili olarak bir özellik vektörü tanımlanmıştır. Bu metot, önceki metotla benzer olmakla birlikte sadece 14 imgelik bir veri kümesi üzerinde daha başarılı olduğu belirtilmiştir. İnsan tanıma ile ilgili diğer bir çalışmada Tabatabaee ve arkadaşlar [99] dalgacık dönüşümü ve aktif sınır modelini kullanmış ve optik disk tespiti yapmıştır. Bu yöntemin resmin yönelimi ile ilgili olumsuzlukları da giderdiği belirtilmektedir. İmge momenti ve Fourier–Mellin dönüşümünün özelliklerin tanımlanması için kullanıldığı bu çalışmada, Fuzzy C-Means sınıflandırma yaklaşımı tanıma için kullanılmıştır. Chalechale ve arkadaşları [138] da bu konuda, oluşturulan taslakların bir veri seti ile karşılaştırıldığı açısal bölmeye (angular partitioning) dayalı bir sistem geliştirmiştir.

Açısal bölmenin kullanıldığı diğer bir çalışma da Barkhoda ve arkadaşları [139] tarafından sunulmuştur. Bu çalışmada, büyüklük, dönme vb. bazı olumsuzlukların da dikkate alındığı, hesaplama karmaşıklığının da düşük olduğu belirtilmiş, sistemin gerçek zamanlı tanıma sistemlerinde kullanılabileceği öne sürülmüştür. Diğer bir çalışmada Rahman ve arkadaşları [140], imge analizi ve imge istatistiklerine dayalı olarak retinanın karakteristik özelliklerinin çıkarıldığı farklı bir algoritma önermişlerdir. Bu çalışmada, HSI imge modeli kullanılmış, sistem, fundus kamera ile üretilen 60 resim üzerinde test edilmiş ve %94,5 oranında bir başarı bildirilmiştir.

Amiri ve arkadaşları tarafından açısal ve radyal bölmeye dayalı olarak yapılan bir diğer çalışmada ise özellik çıkarma ve karar alma mekanizmaları kullanılmış ve ortalama olarak %98,75 oranında bir başarı bildirilmiştir.

Bu alanda birçok çalışma yapılmış olmasına karşın, bu çalışmalar genellikle hesaplama açısından karmaşık ve maliyetlidir. Bu çalışmada ise oldukça basit ve başarılı; gerçek zamanlı uygulamalarda kullanılacak bir biyometrik tanıma yaklaşımı önerilmektedir [9]. Bu yaklaşım, retinal damarların kullanıldığı, literatürde bulunan mevcut yöntemlerden farklı bir biyometrik tanıma yöntemi sunmaktadır. Bu yöntem, karşılaştırmada, görüntü büyüklüğü, görüntünün yönü (rotation), öteleme (translation) vb. değişimleri de dikkate alarak bu durumların tanımayı olumsuz etkilemesine izin vermemektedir. Sunulan yöntem, biyometrik tanıma için öncelikli olarak retinal kan damarlarını bölütlemekte ve daha sonra ise benzerlik ölçümü yapmaktadır. 400 görüntü üzerinde test edilen sistem %95 düzeyinde bir başarı sağlamıştır [9].

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Sürekli gelişen elektronik görüntüleme teknikleri, görüntü işleme ve analiz tekniklerinin oftalmolojide sıklıkla kullanılmasının yolunu açmıştır. Optik disk ve makula, retinal görüntülerde görüntü işlemede değişik işlemlerde kullanılan ve dikkat çeken morfolojik yapılardandır. Retinanın diğer bazı özellikleriyle birlikte bu yapılar ve bazı parametre ölçümleri DR, YBMD ve glokom gibi retinal hastalıkların otomatik teşhis ve takibinde yoğun olarak kullanılmaktadır. Bu tez kapsamında, optik disk ve makulanın tespiti, optik diskin çapının ölçülmesi için bazı teknikler önerilmektedir.

Yapılan çalışmalar başlığı altında ilk olarak uygulanan, optik diskin tespiti için şablon eşleştirme yöntemi çok başarılı sonuçlar vermemiştir. Bu uygulamayla farkların kareleri toplam (SSD) ve Normalize edilmiş çapraz ilişki (NCC) yöntemleri uygulanmıştır. Bu uygulamalardan parlaklık etkisinin elimine edildiği NCC'nin SSD'ye göre daha başarılı olduğu fakat genel olarak iki yönteminde tatminkâr bir sonuç vermediği ilgili test sonuçlarından anlaşılmaktadır. Şablon eşleştirme yönteminin başarılı sonuçlar verebilmesi için bazı ön işleme ve son işleme (post processing) işlemleriyle desteklenmesi gerekmektedir. Yöntem ilk bakışta basit gibi görünse de beklenen başarıyı vermediğinden ve karmaşık hesaplamalar ve maliyet gerektiğinden bu yöntem ilerletilmemiştir.

Daha sonra uygulanan diğer yöntemlerle, ayrıntıları takip eden bölümlerde verildiği gibi oldukça başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Çalışmada optik disk ve makulanın bulunması ve optik disk çapının ölçülmesi yanında iki ayrı başlık altında retinal imgelerde DR lezyonlarının tespiti ve segmentasyonu ve retinal damar segmentasyonuna dayalı bir biyometrik tanıma yöntemi önerisi sunulmaktadır. DR lezyonlarından parlak özellikli dejenerasyonlar yine ters segmentasyon yöntemiyle dört ayrı başlık altında verilen yaklaşımlarla bölütlenmiştir. Önerilen biyometrik tanıma sistemi ise, büyüklük, rotasyon vb. olumsuz durumların üstesinden geldiği bir benzerlik ölçümü yaklaşımı önermektedir.

Optik disk ve makulanın bulunması ve bazı parametrelerin hesaplanması konusunda bulunan sonuçlar ve geliştirilen yöntemler ise kolaylıkla retinal hastalıkların tespitinde ve izlenmesinde bir ara adım, ya da sistemin bir parçası olarak kullanılabilir. Çalışmada ayrıca, bulunan optik disk ve makula konumu için, sonucun güvenilirlik düzeyini artırmak amacıyla bir doğrulama yaklaşımı önerilmektedir. Bu çalışmada sunulan teknikler diğer

çalışmalarda geliştirilen karmaşık tekniklerin aksine oldukça basittir. Çalışmada retinal görüntüde dejenerasyona uğramış alanların yöntem üzerindeki etkisini yok etmek için arka plan görüntüsü çıkarma yoluna gidilmiştir. Yöntemle optik diskin bölütlenmesi gerçekleştirilmekte ve bu bölütleme sonucuna dayanılarak makula konumu belirlenmekte ve doğrulanmaktadır.

Optik disk üzerindeki damarlar optik diski birkaç parçaya ayırmaktadır ve bu bölgeler bölütlemeye dikkate alınmakta ve paçaların en büyüğü optik diskin konumu olarak çıkarılmaktadır.

Takip eden bölümlerde görülebileceği gibi uygulanan bazı teknikler yeterince başarılı sonuçlar vermezken bazıları ise oldukça başarılı sonuçlar vermiştir. Dolayısıyla çalışmada, her yöntemin avantajlarını birleştirmek amacıyla, bazı yaklaşımlar birleştirilerek birleşik yöntemler üretilmiştir. Bu işlemlerle elde edilen başarılı sonuçlar rahatlıkla retinal hastalıkların otomatik teşhis ve tedavisine yönelik sistemlerin geliştirilmesinde alt modüller olarak kullanılabilir.

Bu çalışmada “Ağırlıklandırılmış uzaklıklar yöntemi” olarak adlandırdığımız ve resmin sağlıklı kısmının tüm resim üzerine yapılan hesaplamalarla genişletilmesi olarak düşünülebilecek bir yaklaşım kullanılmıştır. Test sonuçları bu yöntemlerin optik disk ve makulanın tespitinde %97, optik diskin çapının ölçülmesinde %95 ve sonuçların doğrulanmasında da %97 oranında başarılı olduğunu göstermektedir. Çalışmaların ve yöntemlerin ayrıntısı takip eden bölümlerde verilmektedir.

Tez kapsamında optik disk ve makula tespiti ve bazı parametrelerin ölçümü yanında, retinal damar yapısının segmentasyonuna dayalı bir biyometrik tanıma yöntemi önerilmekte ve geliştirilen metotların ayrıntıları ilgili bölümlerde verilmektedir. Ayrıca bütün çalışmaların test sonuçları, sonuçlar kısmında toplu halde verilmektedir. Yöntemlerle ilgili ileriye dönük çalışmalar ve önerilerin değerlendirildiği tartışma ve öneriler kısmında ise çalışmalar genel olarak değerlendirilmekte, avantaj ve dezavantajlardan bahsedilmekte ve muhtemel gelişim olanakları üzerinde durulmaktadır.

2.1. Çalışmada Kullanılan Veri Kümesi

Optik disk ve makula tespiti için, sistem geliştirmede ve performans testlerinde kullanılan görüntüler KTÜ Farabi Hastanesi Oftalmoloji departmanından sağlanmıştır. KTÜ Tıp Fakültesi Hastanesi, Doğu Karadeniz’in hemen hemen tamamına hizmet

verdiğinden hastane, retinal görüntüler açısından çok zengin bir veri tabanına sahiptir. Dolayısıyla çalışmada KTÜ Tıp Fakültesi'nin mevcut retinal görüntü veri tabanı kullanılmıştır. Ayrıca herkese açık olarak yayınlanan STARE [59] veri kümesinden temin edilen görüntüler üzerinde de bazı testler gerçekleştirilmiştir.

Geliştirilen bu sistemin, diğer retinal hastalıkların tespit ve takibi için uygulanan yöntemlerde kullanılması ile retinal görüntülerin analizi daha kısa sürede ve etkin bir biçimde tamamlanıp, oftalmologların iş yükünün hafiflemesine önemli bir katkı sağlanabilir. Ayrıca, geliştirilecek otomatik sistem sayesinde, yorgunluk ve resim kalitesi gibi çevresel koşullardan ve tecrübeden bağımsız olarak daha etkin analiz ve daha isabetli teşhislerin gerçekleşmesi sağlanacaktır.

2.2. Çalışmanın Ana Katkıları

Son yıllarda medikal görüntü işleme alanında ve buna paralel olarak retinal görüntü analizi konularında oldukça kapsamlı çalışmalar yapılmaktadır [68, 78, 94, 104]. Fakat bu çalışmalarda geliştirilen sistemlerin, başarısızlık durumları için her zaman daha da geliştirilmesi gerektiği ortaya çıkmaktadır. Ayrıca başarı durumu ne olursa olsun otomatik sistemlerin bir hastalığın teşhisinde ya da optik disk gibi belli bir bölgenin bulunmasında hiç bir zaman %100 oranında güvenilemeyeceği ve oftalmologlar tarafından gerekli durumlarda son bir kontrolün yapılması gereği ortadadır. Bu yüzden otomatik sistemlerle tespit edilen anormallikler oftalmologlar tarafından son olarak kontrol edilmektedir. Bu zamana kadar geliştirilmiş bütün otomatik optik disk tespit yöntemleri dikkate alındığında, hiçbir yöntemle %100, hiçbir kısıtlama olmadan, görüntünün kalitesi, şartları, taşıdığı dejenerasyonlar, yönelim vb. her şartta optik diskin bulunabileceği garanti edilememektedir. Otomatik sistemler yanında, tecrübe sahibi doktorların dahi, problemler resimlerde bazen optik diskin bulunuşu konusunda hata yaptıkları görülmektedir.

Son dönemde retinal görüntü analizi ve retinal hastalık tespiti ile ilgili çalışmalar oldukça yaygınlaşmıştır [66, 68, 103, 105, 92, 94, 97, 102, 104]. Bununla birlikte, dejenerasyonsuz resimlerde birçok yöntem hastalık tespitinde kullanılan retinal yapıların tespitinde başarılı sonuçlar verirken, dejenerasyona uğramış retinal görüntülerde bu yapıların tespit ve bölütlenmesi oldukça zordur ve hem performans hem de başarı açısından gelişmeye açık noktalar barındırmaktadır. Öyle ki bu tür görüntülerde optik disk vb. yapıları tespit için hem maliyeti yüksek hem de çok karmaşık algoritmaların

geliştirilmesi gerekmektedir. Diğer bir deyişle, dejenerasyonların homojen ve tekdüze bir yapıda olmaması ve retinal görüntünün her tarafında değişiklik göstermesi, bu yapıların ve dolayısıyla retinal hastalıkların tespitini zorlaştırmaktadır. Bu durumun önlenmesi için bu tez kapsamında dejenerasyon içeren retinal görüntülerde öncelikli olarak sağlıklı kısmın taşıdığı tekdüze yapının sağladığı homojenlik kullanılarak sağlıklı bölge bölütlenmiş, daha sonra ters bölütleme yapılarak sağlıklı bölgeler ortaya çıkarılmıştır. Yapılan çalışma göstermektedir ki, bu yöntem mevcut yöntemlere göre çok daha basit ve özellikle dejenerasyonlu görüntülerde daha başarılıdır.

Çalışmanın bir diğer katkısı, uygulanan yöntemlerde optik disk ve damar yapısının, geliştirilen tekniklerle daha belirgin hale getirilmesi ve bu belirginleşmenin optik disk algılamada ve parametrelerin ölçümünde sağladığı maliyet ve başarı avantajıdır.

Çalışmanın sağladığı diğer bir katkı, makula ve optik disk bölgesinin tespitinden sonra bu tespit sonucunun ayrıca doğrulanmasıdır. Daha önce yapılan çalışmalarda böyle bir doğrulama mevcut değildir.

Çalışma kapsamında değinilen biyometrik tanıma da başarılı sonuçlar veren bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Burada uygulanan retinal damar segmentasyonu yaklaşımı ve biyometrik tanıma metodu, takip eden bölümlerde ayrıntıları görüleceği üzere oldukça basit ve maliyeti düşük yöntemlerdir.

Optik disk ve makula tespiti ve retinal parametrelerin ölçümü, alanlarında birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen bu çalışmalar aşağıda belirtilenlerin bir ya da bir kaçısından yetersizdir. Öncelikle çoğu yöntemde öncelikli olarak ilgilenilen bölgenin manuel olarak seçilmesi gerekmektedir ve bu yüzden yöntemler tam otomatik olarak isimlendirilemez. İkinci olarak değişik görüntü koşullarından dolayı fazladan bölütleme yapma ya da eksik bölütleme yapma gibi kalitesi düşük bölütleme sonuçları ile karşılaşmaktadır. Ayrıca sunulan birçok yöntem hesaplama açısından yüksek maliyetler içermektedir.

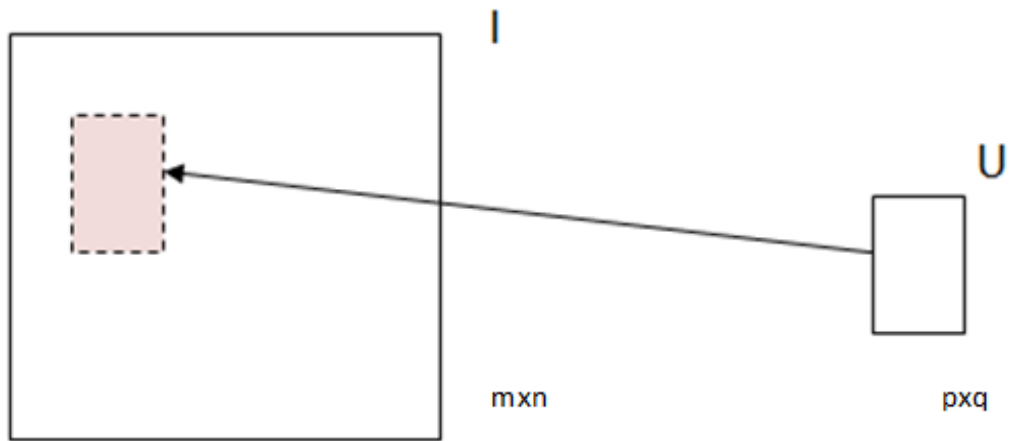
Tez kapsamında, biyometrik tanıma ve DR tespiti ve segmentasyonu alanında yapılan çalışmalara da uygulanan yeni yöntemlerle bir katkı sağlandığı düşünülmektedir. DR tespitinde uygulanan ters segmentasyon yönteminin ve biyometrik tanımada kullanılan, büyüklük, yönelim vb. koşulların da dikkate alındığı yöntemin, yapılan testler sonucunda karmaşıklık ve performans açısından hızlı olduğu ve oldukça başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür.

2.3. Şablon Eşleştirme Yöntemi ile Optik Diskin Bulunması

Şablon eşleştirme, örüntü tanımada kullanılan yöntemlerden biridir. Retinal görüntülerdeki yapılar, kendilerine has bir şekle sahip olduklarından dolayı şablon eşleştirme yöntemiyle tespitleri öngörülmüştür. Şablon eşleştirme, bir görüntü üzerinde belli bir küçük parçanın (şablon) algılanması için geliştirilmiş bir dijital görüntü işleme tekniğidir. Bu yöntemde ilgilenilen nesnenin bir modeli oluşturulur ve bu nesne başka büyük bir resim üzerinde aranır. Şablon eşleştirme aşağıdaki şekilde tanımlanabilir:

$p < m$ ve $q < n$ olmak üzere, I görüntüsünün $m \times n$ ve U görüntüsünün de $p \times q$ boyutlarında görüntüler olduğu düşünüldüğünde şablon eşleştirme, I görüntüsünün, U görüntüsünün maksimum çapraz korelasyon gösterdiği $p \times q$ boyutundaki kısmının arama yöntemiyle tespitidir. Burada U görüntüsünün boyut olarak I görüntüsünden küçük olduğu unutulmamalıdır.

Bu çalışmamızda, optik disk şeklinde şablonlar oluşturulmuş ve bu şablonlar tam retinal görüntüler üzerinde gezdirilerek optik disklerin tespitinin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Kareli farkların toplamı ve “normalize edilmiş çapraz ilişki katsayıları” (Normalized cross correlation-NCC) yöntemi bu alanda en çok kullanılan yöntemlerdendir. Ayrıca burada farkların kareleri toplamı (Sum of the squared differences-SSD) da eşitlik (2.5)’e göre uygulanmıştır.



Şekil 2.1. Şablon eşleştirme yöntemi

2.3.1. Yöntemin Tanımı

Normalize edilmiş çapraz ilişki katsayıları (2.1)'e göre aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır.

$$\gamma(x, y) = \frac{\sum_s \sum_t \delta_{I(x+s, y+t)} \delta_{U(s, t)}}{\sqrt{\sum_s \sum_t \delta_{I(x+s, y+t)}^2 \sum_s \sum_t \delta_{U(s, t)}^2}} \quad (2.1)$$

Bu eşitlikte, alt toplam ve çarpımları oluşturan kısımlar ayrı ayrı şu şekilde hesaplanır.

$$\delta_{I(x+s, y+t)} = I(x + s, y + t) - \bar{I}(x, y) \quad (2.2)$$

$$\delta_{U(s, t)} = U(s, t) - \frac{1}{pq} \sum_s \sum_t U(s, t) \quad (2.3)$$

$$\bar{I}(x, y) = \frac{1}{pq} \sum_s \sum_t \delta_{I(x+s, y+t)} \quad (2.4)$$

$$d(I, U, r, c) = \sqrt{\sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^q (I(r + i, c + j) - U(i, j))^2} \quad (2.5)$$

Bu eşitliklerde aşağıdaki şartlar sağlanmalıdır.

$$s \in \{1, 2, 3, \dots, p\}, t \in \{1, 2, 3, \dots, q\}$$

$$x \in \{1, 2, 3, \dots, m - p + 1\}, y \in \{1, 2, 3, \dots, n - q + 1\}$$

Çapraz ilişki katsayısının değeri (γ), $[-1, +1]$ kapalı aralığında değişmektedir. Burada +1 sonuç değeri, U'nun I(x, y) ile tamamıyla uyduğuna, -1 değeri ise görüntüler arasında hiçbir benzerliğin olmadığını göstermektedir.

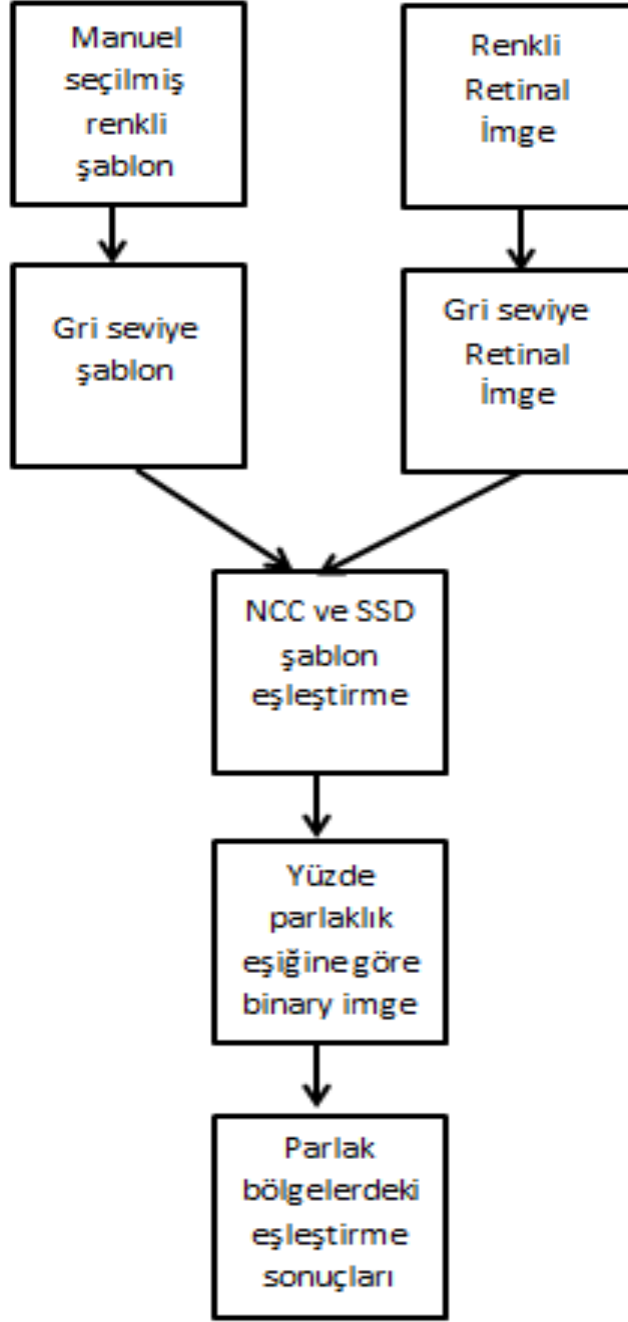
Şablon eşleştirmede, U görüntüsü I görüntüsü üzerinde gezdirilerek I görüntüsü üzerindeki her bir (x, y) noktası için bir γ değeri hesaplanır. Bu hesaplamadan sonra en büyük γ değerini gösteren noktadaki resim, eşlenen resim olarak belirlenmiş olur.

Diğer yandan SSD yönteminde (2.5)'e göre yapılan hesaplamada I Şekil 2.1'de gösterilen gri seviye imgeyi, U gri seviye şablonu ve (r, c) ise şablonda sol üst köşeyi göstermektedir.

2.3.2. Yöntemin Uygulanması

Yukarda gösterilen adımlardan ve yapılan hesaplamalardan anlaşılacağı üzere şablon eşleştirme yöntemi, hesaplama olarak oldukça karmaşık ve maliyetlidir. Bu yüzden uygulamada hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform-FFT) yaklaşımı tercih edilmektedir. Bu yöntem, gri seviye ya da renkli resimler için uygulanmıştır. Eşleştirme, hem farkların kareleri hem de çapraz ilişki göz önünde bulundurularak uygulanmıştır. Bu yöntemler sonucu elde edilen matrislerden birincisi, karşılaştırılan büyük resmin her bir pikseli için bir “kareleri alınmış farkların toplamı” (sum of squared differences-SSD) değeri hesaplarken, diğer yöntem ise yine bu piksellerin her biri için bir NCC (normalized cross correlation) değeri hesaplamaktadır. Büyük resim üzerinde, şablon ile en uyumlu bölge seçilirken, SSD ya da NCC değerinin en büyük olduğu piksel alınmakta ve bu pikselin şablona karşılık gelen bölgenin merkezini işaret etmesi beklenmektedir. Yöntemlerin uygulanışıyla ilgili bir akış şeması Şekil 2.2'de verilmiştir..

Uygulanan her iki yöntemde de şablonlar manuel olarak seçilmiş imgelerde herhangi bir dışlama kriteri kullanılmamıştır. Yöntemlerin sonuçlarına göre NCC yöntemi imgelerde aydınlatmadan bağımsız olduğundan daha iyi sonuçlar vermektedir.



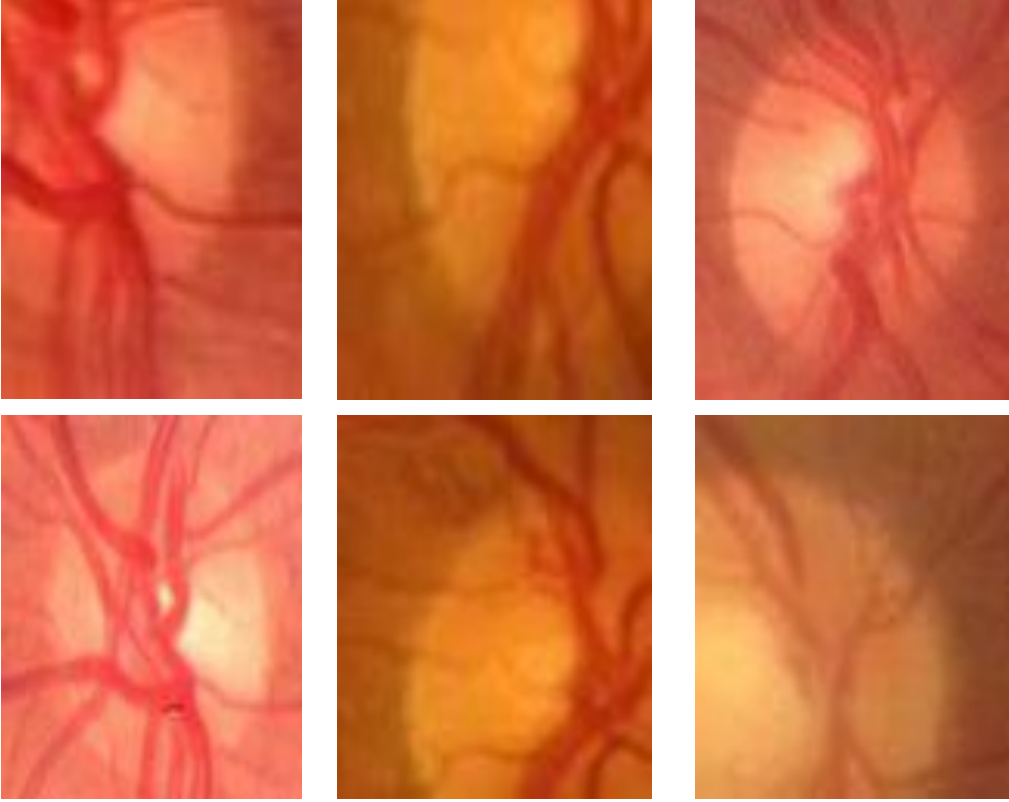
Şekil 2.2 Şablon eşleştirme yöntemi işlem akışı

2.3.3. Test Verileri

Testler için KTÜ Farabi Hastanesi Oftalmoloji Bölümü'nden temin edilen 35 adet resim kullanılmıştır. Bu resimler optik diskin retinal imge üzerindeki lokasyonuna göre sağ, sol, orta ve hepsi şeklinde sınıflandırılmıştır. İlgili şablonlar (templates) öncelikle optik diskin, sağ, orta veya sol tarafta olduğu test resimlerinde kullanılmış, daha sonra da

optik diskin retinal imgedeki konumuna bakılmadan, karışık test yapılmıştır. Ayrıca optik diskin dört parçaya ayrıldığı şablonlar da tüm resimler üzerinde kullanılmıştır. Bu testler ayrıca STARE [59] veri seti üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Kullanılan resimler, sağlıklı veya değişik düzeylerde dejenerasyon içeren resimlerden oluşmaktadır. Dejenerasyonlardan dolayı optik diskin gözle dahi ayırt edilemediği resimler de, kullanılan veri kümesinde mevcuttur. Beklendiği üzere, bu resimlerde yöntem başarılı bir tespit gerçekleştirememektedir. Bu durumda, retinal resimlerin makula, damar vb. diğer yapılarından da yararlanılarak, bir yöntem geliştirilip başarısı artırılabilir. Fakat bu tez kapsamında optik disk tespitinde şablon eşleştirme dışında yöntemler üzerinde bir çalışma tercih edilmiştir.

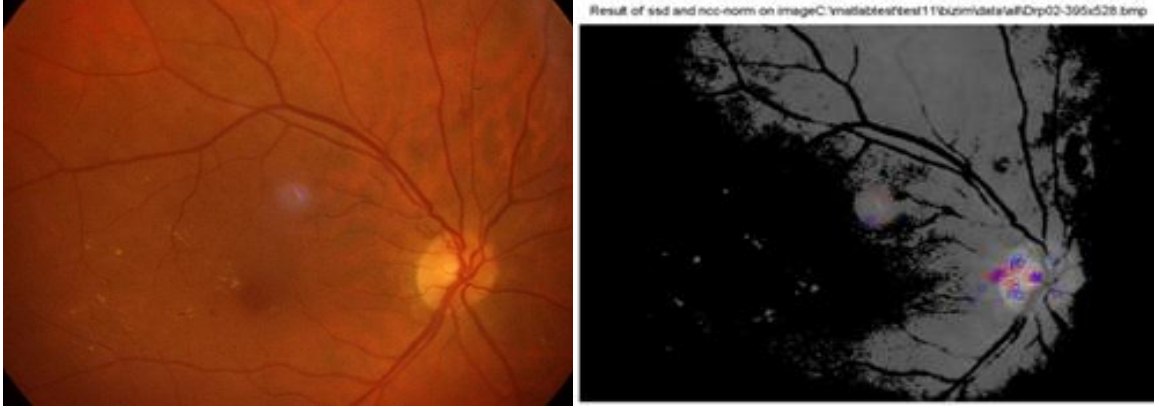


Şekil 2.3. Şablon örnekleri; Optik diskin dörtte bir oranındaki ve tam boyutlu şablonları

Şekil 2.3'te, 2 adet tam ve 4 adet dörtte birlik şablon örneği verilmiştir. Optik diskin dörtte biri oranında büyüklüğe sahip şablonlar hazırlanırken optik diskte bulunan damar yapıları da mümkün olduğunca dâhil edilerek bu yapının şablonda bulunması sağlanmıştır. Bu durum başarılı sonuç sayısını artırabilecektir.

2.3.4. Uygulama Adımları

- Retinal görüntünün okunması.
- Eşitlik (2.1) ve (2.5)'e göre NCC ve SSD değerlerinin hesaplanması, imgelerde en parlak %30'luk kısmın belirlenerek, SSD ve NCC ile tespit edilen noktalardan bu bölgelere rastlayan noktaların resim üzerine işaretlenmesi (Şekil 2.4(b)).



Şekil 2.4. (a) Üzerinde optik diskin tespit edileceği normal bir retinal görüntü, (b) Bulunan noktalardan en parlak bölgelere rastlayanların işaretlenmesi

Şekilde mavi ile işaretlenen noktalar NCC kırmızı ile işaretlenen noktalar ise SSD değerlerine göre belirlenmiş noktalardır.

2.3.5. Şablon Eşleştirme İçin Yapılan Testler

Test aşamasında retinal görüntüler optik diskin sağ, sol ya da ortada olmasına göre gruplanmıştır. Bu gruplar test edilirken yine sağ ve sol yöne eğilimli veya optik diski orta bölgede konumlanmış resimlerden şablonlar (templates) oluşturulmuştur. Bu şablonlar ve imgeler yönlerine bakılmaksızın kullanılmıştır. Diğer bir şablon çeşidi de optik diskin dört parçaya ayrılmasıyla oluşturulan şablonlardır.

Burada elde edilen doğru değerler, optik disk bölgesine isabet eden SSD ve NCC değerlerinin toplam adedidir. Şablon sayısı arttıkça doğru değerlerin sayısı da artmaktadır. Fakat optik diski doğru şekilde tespit eden denemelerin sayısı bazı resimlerde oldukça yetersizdir. Burada, isabetli değerler retinal resimde en yüksek belli derece parlaklıktaki (önerilen çalışmada %30 alınmış olup değiştirilebilir) alanlara rastladığı takdirde optik disk

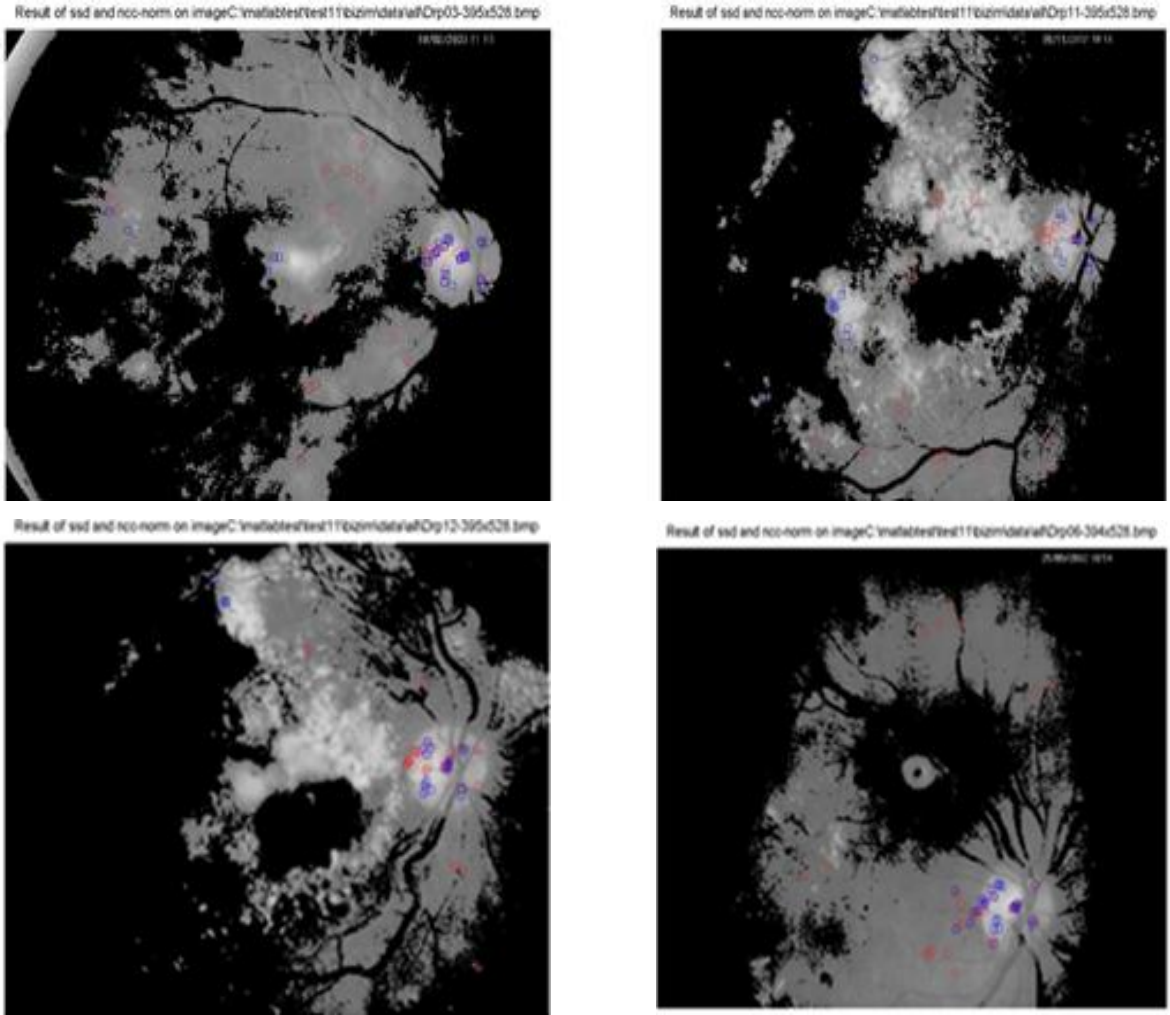
üzerinde olabileceği düşünülerek işaretlenmiş, aksi takdirde dikkate alınmamıştır. Bu şekilde, optik disk dışındaki diğer bazı parlak bölgelerde oluşabilecek kümelenmelerin, doğru tespit konusunda yanıltıcı sonuçlar vermesinin de önüne geçilmeye çalışılmıştır. Bu yöntem, optik disk bölgesinde ve diğer bölgelerde oluşan kümelenmelerin kümeleme algoritmaları vasıtasıyla sınıflandırılması ve en çok kümelenmenin olduğu yerin tespit edilmesi ile güçlendirilebilir. Ayrıca daha fazla şablon seçilerek de başarı oranı artırılabilir. Fakat bu işlemler karmaşık hesaplamalar gerektirip yöntemde yeni maliyetler ekleyeceğinden ve bu aşamada yeterli başarı elde edilemediğinden çalışma bu yönde ilerletilmemiş daha sonraki sayfalarda belirtilen farklı yöntemler araştırılmış ve uygulanmıştır. Yöntem yapılan tüm testler dikkate alındığında KTÜ'den alınan imgeler üzerinde %24, STARE veri kümesi üzerinde %32 ve toplam ortalamada da %28 oranında bir başarı sonucunu vermiştir.

2.3.6. Örnek Test Sonuçları

Yapılan testler sonucunda, başarılı ve başarısız sonuçlar elde edilmekle birlikte, genel olarak performans açısından daha önce verilen başarı yüzdeleri de gösterdiği gibi sonuçlar tatmin edici düzeyde bulunmamıştır.

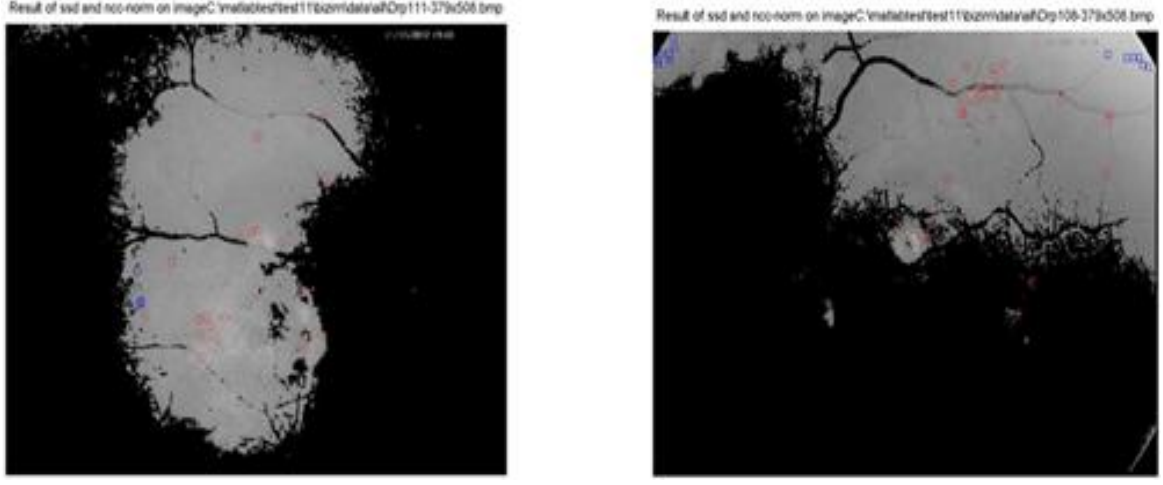
Aşağıda, yapılan test çalışmalarında elde edilen başarılı ve başarısız sonuçlardan bazı örnekler verilmiştir.

Başarılı test sonuçları:



Şekil 2.5. Şablon eşleştirme yöntemine göre elde edilmiş bazı başarılı test sonuçları

Başarısız test sonuçlarından örnekler:



Şekil 2.6. Şablon eşleştirme yöntemine göre elde edilmiş bazı başarısız test sonuçları

Şekil 2.6’da verilen iki resimde, resmin optik disk dışındaki diğer kısımlarında nispeten daha parlak bölgeler bulunduğu için, optik disk bölgesinin resmin en parlak %30’luk bölgesine dâhil olamamasından dolayı bu bölgede herhangi bir kümelenme görülmemiştir. Test çalışmaları ile ilgili ayrıntılı sonuçlar ilgili tablolarda verilmektedir.

Genel olarak KTÜ Farabi Hastanesi’nden alınan görüntüler ve STARE [59] veri kümesinden edinilen resimler kullanılarak yapılan testlerin sonuçları Tablo 2.1’de ve Tablo 2.2’de verilmiştir. Sonuçlar göstermektedir ki, düz şablon eşleştirme yöntemi, normalden farklı çok değişik durumların mevcut olabileceği retinal yapıların tespitinde çok başarılı olamamaktadır. Fakat bu yöntem, başka yöntem ve ön işlemlerle desteklenirse başarılı sonuçlar elde edilebilir.

Tablo 2.1. KTÜ'den sağlanan veri kümesi üzerinde yapılan testler sonucu her şablon grubu için test görüntülerindeki doğru tespitlerin NCC ve SSD'ye göre sınıflandırılması

İmgeler(KTÜ)	Sol göz(10)		Sağ göz(6)		Dörtte birlik şablon (20)		Tümü (36)		Yapılan test sayısı	Başarılı test sayısı
	SSD	NCC	SSD	NCC	SSD	NCC	SSD	NCC		
1			2	5			10	12	84	29
2			5	3			25	15	84	48
3			4	4	0	6	10	15	124	39
4			4	4	11	5	10	15	124	49
5	1	2			5	3	1	10	132	22
6			5	3	1	11	11	15	124	46
7	1	3					10	13	92	27
8			0	3			1	15	84	19
9			0	1			1	7	84	9
10	1	4					3	15	92	23
11			2	2			12	10	84	26
12			3	4			15	22	84	44
13			0	1			0	5	84	6
14			0	4			0	4	84	8
15	5	0					7	22	92	34
16			4	3			20	17	84	44
17	0	2					0	9	92	11
18			2	3			15	8	84	28
19	4	3					12	10	92	29
20			1	4			3	17	84	25
21	3	5					8	13	92	29
22	2	0					6	4	92	12
23	1	4			0	10	0	16	132	31
24			0	0	5	2	5	2	124	14
25			0	1	0	1	0	2	124	4
26	1	5			4	6	8	14	132	38
27			1	2	3	7	6	13	124	32
28	1	5			3	5	5	9	132	28
29			0	4	1	4	1	9	124	19
30	0	1			4	8	5	11	132	29
31			1	5	1	8	2	15	124	32
32	5	2			4	4	9	10	132	34
33			3	4	4	12	8	12	124	43

Tablo 2.2. STARE veri kümesi üzerinde yapılan testler sonucu, her şablon grubu için test görüntülerindeki doğru tespitlerin NCC ve SSD'ye göre sınıflandırılması

STARE	Sol (7)		Sağ (12)		Orta kısım (7)		Dörtte bir (12)		Tümü (38)			
İmge Numarası	SSD	NCC	SSD	NCC	SSD	NCC	SSD	NCC	SSD	NCC	Yapılan test sayısı	Başarılı test Sayısı
1	2	2							4	4	90	12
2	2	3							5	10	91	20
3	0	1							0	2	92	3
4	1	5							4	14	93	24
5	3	5							20	23	94	51
6	4	3							19	13	95	39
7	0	2							10	5	96	17
8							0	1	3	20	100	24
9							6	1	13	14	100	34
10							5	2	12	7	100	26
11							0	0	4	4	100	4
12							2	4	2	15	100	23
13							4	8	11	25	100	48
14							7	5	23	24	100	59
15	2	5							10	14	90	31
16							6	2	4	17	100	29
17							4	6	6	24	100	40
18	0	6							0	7	90	13
19	2	2							6	10	90	20
20			0	1					0	6	100	7
21			2	8					6	17	100	33
22					2	4			6	6	90	18
23			4	6					16	8	100	34
24			1	2					1	8	100	12
25					2	5			12	10	90	29
26					2	5			2	8	90	17
27			2	9					10	18	100	39
28			0	6					0	6	100	12
29					1	1			1	2	90	5
30					2	5			2	7	90	16
31			1	7					4	9	100	21
32			1	6					1	11	100	19
33			0	2					0	2	100	4
34					2	6			12	20	90	40
35					2	6			12	25	90	45
36					6	6			25	15	90	52
37					6	6			30	14	90	56
38					2	3			2	3	90	10

2.4. Optik Disk ve Makulanın Tespiti ve Retinal Parametrelerin Ölçümü

Retinal görüntülerdeki optik disk, makula ve damar ağının otomatik tespiti, retinal hastalıkların otomatik olarak tespit ve takibi açısından son derece önemli olduğundan, retinal görüntü alanında yapılan çalışmaların önemli bileşenlerindedir. DR, YBMD, Glukom ve Optik sinir hipoplazisi gibi retinal hastalıklar, optik disk çapı, makula ve optik disk arası uzaklık ve optik disk ve makulanın sergilemiş olduğu değişik özellikler temel alınarak otomatik olarak tespit edilebilir. Bu yüzden retinal görüntülerin otomatik analizi, retinal parametrelerin ölçülmesi ve hastalıkların otomatik teşhisi için sürekli artan bir talep mevcuttur. Oftalmologlar tarafından yerine getirilen işlerin hafifletilebilmesi için retinal görüntülerin önce sistem tarafından kontrolü, şüpheli bir durum tespit edilmesi durumunda ise hastanın ve görüntünün uzmanlar tarafından kontrolü yapılmalıdır.

Giriş kısmında verilen özetlerde belirtildiği gibi bu tez kapsamında mevcut yöntemlerden farklı ve daha basit yöntemlerle optik disk ve makula tespiti ve parametre ölçümü yapılmakta ve test sonuçları yöntemin başarısını ortaya koymaktadır.

2.4.1. Yöntem ve Kullanılan Teknikler

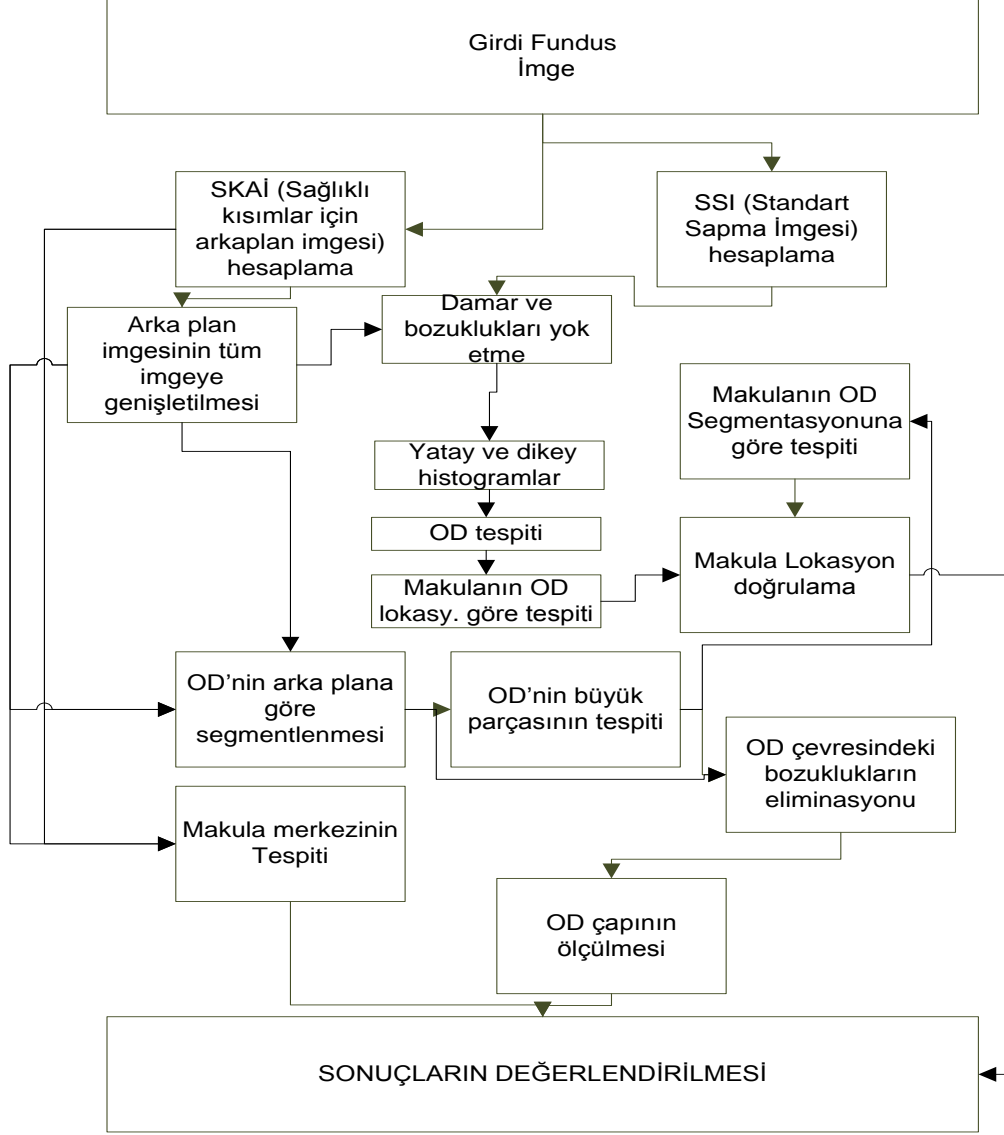
Bu çalışmada basit bir optik disk tespit ve konumlandırma tekniği ve ayrıca makula konumlandırma yöntemi sunulmuştur. Bu tespitlerin doğrulanması için de doğrulama yöntemleri sunulmuştur.

2.4.2. Retinal Görüntü Analiz Teknikleri

Optik diskin tespiti ve konumlandırılması ile ilgili literatürde birçok yöntem mevcuttur. [36, 45, 53, 121, 120]. Bu çalışma ise, optik diskin tespiti ve makulanın konumlandırılması ile ilgili oldukça basit ve etkin bir yöntem önermektedir. Yöntemde takip edilen adımlar ve yöntemin ana fonksiyonları ile ilgili bir akış diyagramı Şekil 2.7’de verilmiştir.

Bu çalışmada, sağlıklı bölgeler için oluşturulan arka plan imgesi, optik diskin tespit ve bölütlenmesinde, bazı retinal parametrelerin hesaplanmasında ve makulanın tespitinde kullanılmaktadır. Buna ilave olarak optik diskin tespiti için bir istatistiksel yöntem de

önerilmiştir. Bu metot kullanılarak bir retinal görüntü, bir kaç saniyelik çok kısa bir süre içinde analiz edilebilir.

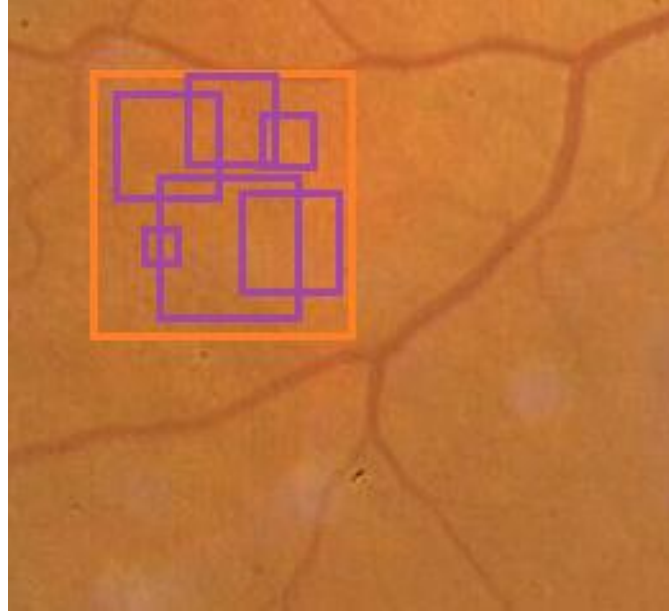


Şekil 2.7. Önerilen otomatik sistemde takip edilen adımlar

2.4.3. Sağlıklı Bölgelerin Arka Plan Görüntüsünün Hesaplanması

Daha önce Köse ve arkadaşları tarafından YBMD bölütlemesi ve dizlerdeki kemik birleşim noktalarının tespiti için basit bir arka plan görüntüsü çıkarma yöntemi uygulanmıştır. [105, 141, 142]. Bu yöntemle arka plan görüntüsü oldukça başarılı bir şekilde çıkarılmakta ve bu arka plan görüntüsü daha sonra sağlıklı bölümlere doğru genişletilmektedir. Sağlıklı bölgenin arka plan görüntüsünün çıkarılması sırasında ise bu

sağlıklı bölgenin parlaklık değerleri kullanılmaktadır. Arka plan görüntü çıkarma yöntemi, optik diskin yüksek parlaklığa sahip bölgelerinin, kanama oluşan bölgelerin ve sağlıklı dokuların bölütlenmesini daha da iyileştirmektedir. Bu durumda bölütleme, tespit ve konumlandırma teknikleri dinamik olarak arka plan görüntüsüne göre adaptif olarak uygulanmaktadır. Sonuç olarak optik disk ve makula başarılı bir şekilde konumlandırılmakta, bölütlenmekte ve bazı parametreler ölçülebilmektedir. Burada arka plan görüntüsü, öncelikle retinal görüntüdeki sağlıklı bölgeler çıkarılarak, daha sonra da sağlıklı ve sağlıklı bölge arasındaki uzaklık da dikkate alınarak, sağlıklı bölgenin sağlıklı bölge üzerine genişletilmesiyle elde edilmektedir.



Şekil 2.8. Karakteristik görüntünün hesaplanması

Retinanın optik disk ve damarlarının dışında kalan tipik bir sağlıklı doku örneği Karakteristik görüntünün (KI) belirlenmesinde Şekil 2.8'de gösterildiği gibi kullanılmıştır. KI'ler bölütleme sırasında hata eşiğinin minimize edilmesine yardımcı olduğundan bu görüntülerin belirlenmesi son derece önemlidir [105]. Sistemi eğitme safhasında, görüntülerin büyüklükleri otomatik olarak birçok rastlantısal referans görüntü seçilerek hesaplanmaktadır. Bu hesaplamada, şekilde gösterildiği gibi değişik büyüklük ve ölçeklerde birçok alt görüntü, KI'nin büyüklüğünü belirlemek için kullanılmıştır. Bu sistemde KI'ler, otomatik ya da manuel olarak seçilebilirler. Burada geniş görüntüler şekilde gösterildiği gibi birçok basit görüntüyü içerebilir. İlgilenilen dokuda işaretlenmiş

kare olarak gösterilen referans bir görüntü rastlantısal olarak seçildikten sonra, aynı büyüklükte olan başka birçok görüntü yine rastlantısal olarak aynı doku üzerinde seçilmektedir. Ortalama hata eşik değeri, bu büyüklük için seçilen her görüntü, referans görüntü ile karşılaştırılarak bulunmaktadır. Aynı operasyon, başka daha geniş rastlantısal pozisyonlarda seçilen birçok referans görüntü üzerinde uygulanmaktadır. Daha sonra minimum hata değerine sahip görüntüler KI olarak seçilmekte ve bu görüntülerin istatistiksel özellikleri de o görüntünün bölütlemesinde kullanılmaktadır. Burada KI'nin karakteristik istatistiksel özellikleri olarak, parlaklık dağılımı, parlaklık dağılımının standart sapması ve bu parlaklık dağılımındaki yüksek ve alçak parlaklık değerleri kullanılmaktadır. Bu çalışmadaki KI'lerin büyüklükleri deneysel olarak tespit edilmiştir [105, 216].

Öncelikle sağlıklı dokudan KI'lerin parlaklık dağılımları hesaplanmış ve bu değerler (2.6) kullanılarak bir diziyeye koyulmuştur. Uygulamada mevcut görüntü için sağlıklı doku, eğitim verilerinden elde edilmiş sağlıklı doku parametreleri ve dağılımları kullanılarak seçilebilir. İmgeler üzerinde yapılan hesaplamalar sonucu sağlıklı bir doku için, tipik bir KI'nin parlaklık dağılımının, ortalama parlaklık değeri 78 ve standart sapması 3,5 olan bir Gauss dağılımı olduğu görülmüştür. Bu sonuç birçok görüntü üzerinde yapılan ölçmeler sonucu belirlenmiştir. Bu yüzden, çalışmada bu değerler, retinal görüntünün sağlıklı kısımlarından alınan sağlıklı dokuların arka plan görüntülerinin belirlenmesinde kullanılmıştır.

$$D_{KI}[l]_S = \sum_{i=0}^M \sum_{j=0}^N \{D_{KI}[l]_S + 1\} \quad (2.6)$$

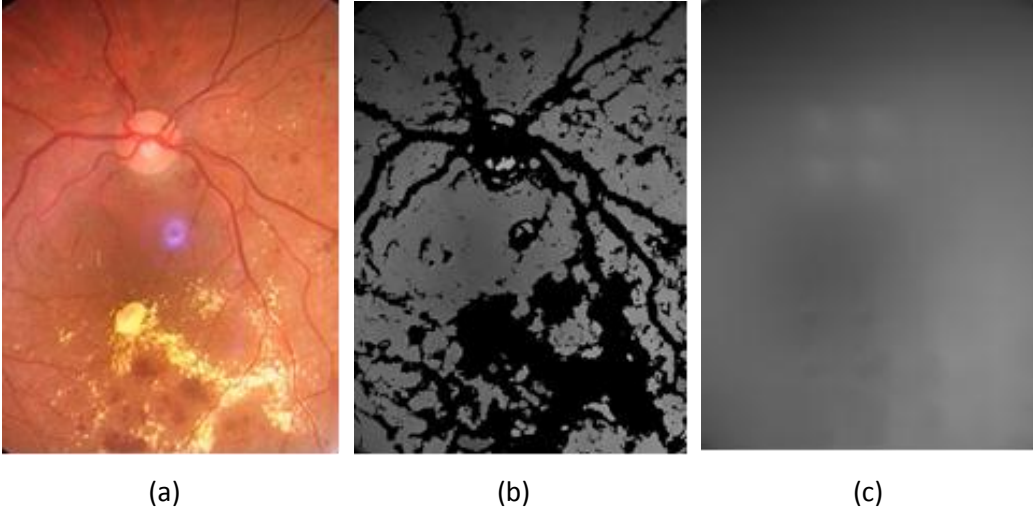
Burada $D_{KI}[\cdot]_S$ KI'nin o bölgedeki parlaklık dağılımı dizisini, S ise KI'nin büyüklüğünü göstermektedir. $l = I(i, j)$ parlaklık dağılımının indisini, $I(i, j)$, bir KI görüntüsünde $I(i, j)$ 'deki parlaklığı, $M \times N$ ise KI'nin boyutunu göstermektedir. Parlaklık dağılımı değerlerini tutan dizi, dokuyu sınıflandırmak için normalize edilmiştir. Burada dağılım dizisinin indeksi olarak iki referans nokta seçilmektedir. Bunlar ortalama indeks ve dağılımın maksimum değeridir. Karşılaştırma için bu referans noktalardan birini diğeriyle örtüştürmek için sağlıklı KI'nin dağılımı ve örnek görüntünün dağılımı karşılaştırılmıştır. (2.7) kullanılarak parlaklık dağılımları arasındaki fark belirlenmiştir.

$$\{D_Hata\}_R = \sum_{i=a}^b |\{D_{KI}[i]_S - D_{\text{örnek}}[i]_S\}| \quad (2.7)$$

Burada $\{D_Hata\}_R$ mevcut R bölgesindeki S boyutundaki KI ve mevcut örnek görüntü parlaklık dağılımları arasındaki farkı, $D_{\text{örnek}}[\cdot]_S$ R bölgesindeki mevcut örnek görüntünün parlaklık dağılımını göstermektedir. i ise a ve b arasında değişen parlaklık indeksidir. Burada her iki dağılım için, a en küçük ($a \geq 0$), b ise en büyük ortak indekstir ($b \leq 255$). Burada sağlıklı arka plan imgesi (SAI), (2.8) kullanılarak hesaplanmıştır.

$$Img(i, j)_{SAI} = \begin{cases} \text{Mevcut_Ornek_Imgenin_Ortalama_Parlakligi,} \\ \quad \text{if}[\{D_Hata\}_S \leq T] \\ \text{En_Kucuk_Parlaklik_Degeri, if}[\{D_Hata\}_S > T] \end{cases} \quad (2.8)$$

Bu eşitlikte T eşik değerini, $Img(i, j)_{SAI}$ retinanın sağlıklı kısmının arka plan imgesini temsil etmektedir. Mevcut örnek alanın ortalama parlaklık değeri hesaplanarak Şekil 2.9(b)'de gri bölgeler olarak gösterilmiştir. En küçük parlaklık değeri, yani karanlık alan, 0 olarak işaretlenmiştir. Şekil 2.9(a), (b) ve (c)'de sıra ile orijinal bir imge ve bu imgenin sağlıklı ve genişletilmiş arka plan imgeleri verilmiştir. Burada kullanılan eşik değeri, yapılan testler sonucunda deneysel olarak belirlenmiştir. Yapılan testlerde en başarılı sonucu veren değer eşik değeri olarak alınmıştır.



Şekil 2.9. (a) Orijinal imge, (b) Sağlıklı arka plan imgesi (SAI), (c) Genişletilmiş arka plan imgesi (GAI)

2.4.4. Genişletilmiş Arka Plan İmgesi

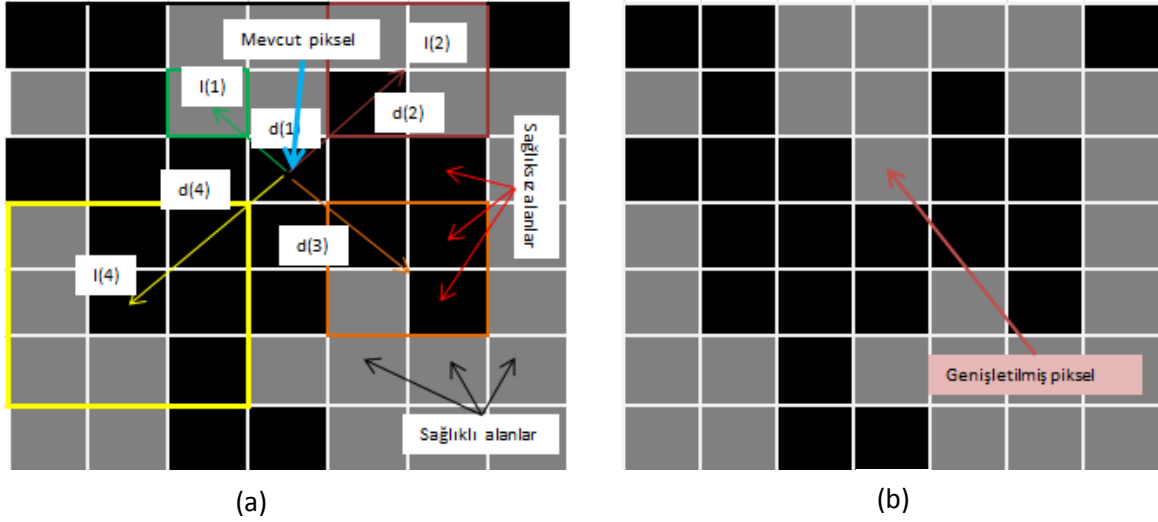
Şekil 2.9(b)'de görüldüğü gibi sağlıklı arka plan görüntüsü, ortalama parlaklık değerinden farklı birçok piksel barındırmaktadır ve bu bölgeler Şekil 2.9(b)'de siyah noktalar olarak gösterilmiştir. Bu yüzden SAI diğer bölgeler üzerine, (2.9) eşitliği kullanılarak genişletilmekte ve genişletilmiş arka plan imgesi (GAI) üretilmektedir.

$$Img_{GAI}(i, j) = \left\{ \sum_{k=1}^{kb} [I_n(k)/d(k)] / \left[\sum_{k=1}^{kb} [1/d(k)] \right] \right\} \quad (2.9)$$

Bu eşitlikte (i, j) o andaki mevcut pikselin koordinatlarını $Img_{GAI}(i, j)$ ve $I_n(k)$ sıra ile genişletilmiş arka plan görüntüsünü ve retinanın sağlıklı kısımlarının arka plan görüntüsündeki mevcut pikselin komşu piksellerinin ortalama parlaklık değerlerini, $d(k)$ ise üzerinde bulunulan piksel ile komşu alanların merkezleri arasındaki uzaklıkları göstermektedir. Komşu bölge sayısını gösteren kb bu uygulamada 4 olarak belirlenmiştir.

Şekil 2.10 hesaplanmış SAI kullanılarak GAI'nın nasıl üretildiğini göstermektedir. Orijinal (özgün) resimdeki retinanın sağlıklı ve sağlıksız kısımları, Şekil 2.10'da gri ve siyah olarak temsil edilmektedir. Burada, şekilde gösterildiği gibi, üzerinde işlem yapılan pikselin parlaklık değeri hesaplanırken 4 çapraz komşu bölgeden faydalanılmıştır. Ayrıca sağlıklı kısmın arka plan imgesinin genişletilmesi için de, mevcut piksel ile komşu dört

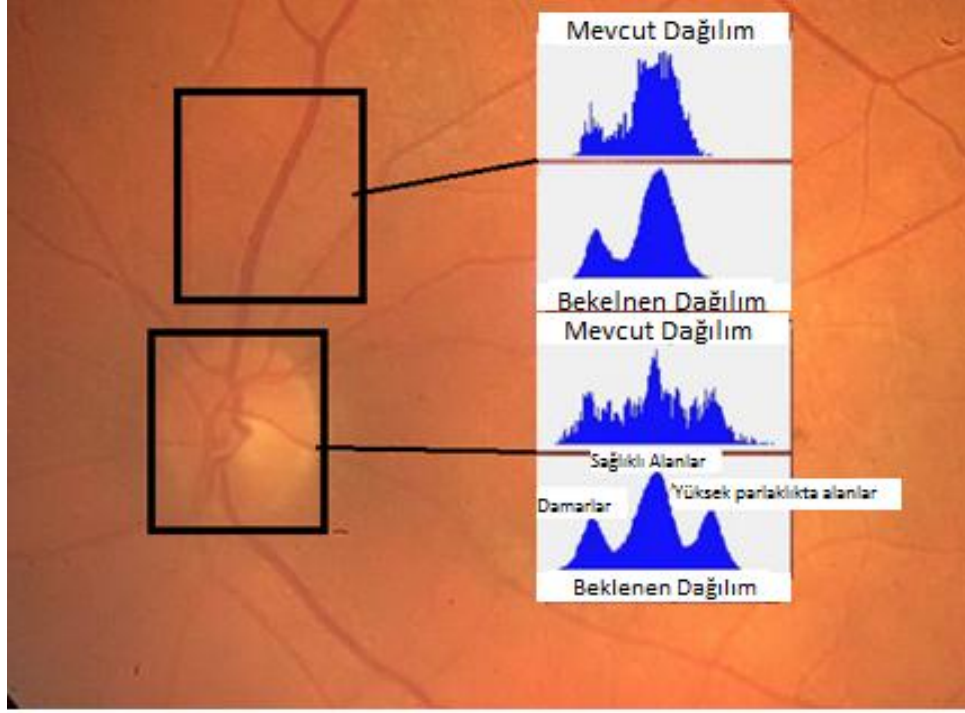
sağlıklı bölge arasındaki uzaklık kullanılmıştır. Burada dikkate değer bir nokta, her bir komşu bölgenin en az bir sağlıklı piksel içeriyor olması şartıdır. Mevcut üzerinde bulunulan pikselden çıkarılan ok bu şart sağlanıncaya kadar uzatılarak, ortalamaya katılacak uygun bölge büyüklüğü belirlenir. Bu yüzden komşu bölgeler şekillendirilirken, seçilen bölgeler sağlıklı bölgeden en az bir sağlıklı piksel içerinceye kadar genişletilmektedir. Mevcut işlem yapılan pikselin parlaklık değeri ise (2.10)'da verilen eşitliğe göre hesaplanır. Bu hesaplamada komşu piksel değerleri ağırlıklarına göre bu değeri etkilemektedir. Sağlıklı kısımların arka plan imgesi dikkate alınarak yapılan bir genişletilmiş arka plan imgesi Şekil 2.9(c)'de verilmiştir.



Şekil 2.10. Arka plan imgesi genişleme sonucu, (a) Genişleme işleminden önce, (b) Genişleme işleminden sonra oluşan imgeler üzerindeki piksellerin durumları

2.4.5. Optik Diskin Tespiti

Bazı çalışmalarda optik diskin tespitinde, optik diskin morfolojik özelliklerinin kullanıldığı metotlar geliştirilmiştir [105, 121, 141, 142, 143]. Şekil 2.11'de gösterildiği gibi, optik disk tespitini geliştirmek için, kenarları daha belirgin hale getirmek amacıyla bazı istatistiksel kenar tespit yöntemlerinden faydalanılmıştır. Bu çalışmada da değişik şartlarda standart sapmaya dayanan üç ayrı istatistiksel metot önerilmektedir.



Şekil 2.11. Optik disk bölgesindeki ve damarların optik diskten uzaklaştığı bölgedeki örnek parlaklık dağılımları

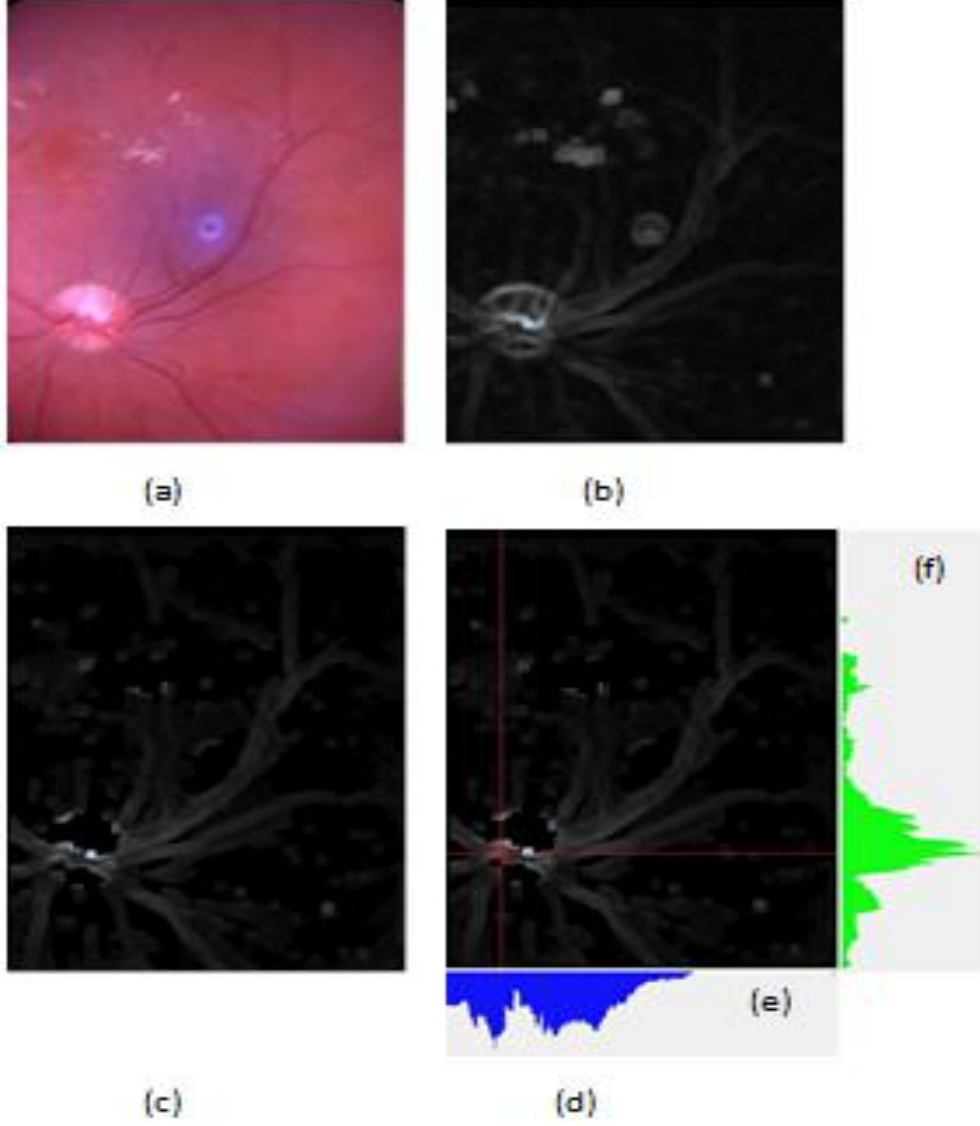
2.4.5.1. Optik Diskin Tespitinde İstatistiksel Metot

Optik diskin tespiti için geliştirilen Standart Sapma Metodunda (SS) ilk olarak, (2.10) ve (2.11) eşitliklerine göre orijinal retinal görüntüden bir Standart Sapma İmgesi (SSI) oluşturulur.

$$\{SS(i,j)\}_S = Sqrt \left\{ \sum_{k=-m}^m \sum_{l=-n}^n [Img_{OI}(i+k, j+l) - OD_S(i,j)]^2 / 4mn \right\} \quad (2.10)$$

$$Img_{SSI}(i,j) = \begin{cases} \{SS(i,j)\}_S, & \text{if } (EsikA < \{SS(i,j)\} < EsikU) \\ En_Düşük_Parlaklık_Değeri, & \text{Diğer durumlarda} \end{cases} \quad (2.11)$$

Bu eşitlikte $\{SS(i,j)\}_S$, $OD_S(i,j)$ ve $Img_{OI}(i,j)$ sırayla, standart parlaklık sapması, işlem yapılan bölge olarak seçilen R bölgesinin ortalama parlaklık değeri ve orijinal imgedir. Yine eşitlikte, $Img_{SSI}(i,j)$ orijinal görüntüden oluşturulan SSI, $EsikA$ ve $EsikU$ 'da sırayla alt ve üst eşik değerleridir ve bu değerler 0 ve 255 değerine eşitlenmiştir.



Şekil 2.12. (a) Orijinal retinal fundus imge, (b) Standart sapma yöntemine göre tespit edilmiş optik disk, (c) Bozulmaya uğramış alanların yok edildiği standart sapma imgesi, (d) Standart sapma imgesinin üzerindeki bozulmuş alanların histogram tabanlı yaklaşımla yok edildiği imge, (e) Yatay histogram ve (f) Dikey histogramlardır

Burada (2.11) eşitliği, beklenmedik parlaklık değişimlerinin yöntemi etkilememesi için kullanılmıştır. Bu yüzden parlaklık sapma görüntüsü sadece belli bir aralıktaki parlaklık sapmalarını içermektedir. Burada sıradan normal bir optik disk görüntüsü göz önünde bulundurulduğunda, parlaklık dağılımının en olası şekilde olabileceği bir parlaklık dağılımı elde edilmiştir. Fakat bazı durumlarda, damarlara yakın bozulmalardan dolayı

büyük parlaklık değişimleri olabileceğinden, bu tür durumlar optik disk tespit yöntemini daha da geliştirmek için önlenmiştir. Sağlıklı retina durumunda, Şekil 2.12’de gösterildiği gibi en parlak piksel alanının optik disk bölgesinde olması beklenir.

2.4.6. Bozulmuş Alanların Eliminasyonu

SS metoduna, retinal görüntüde dejenerasyona uğramış alanların yok edildiği bir özellik eklenerek “Geliştirilmiş standart sapma yöntemi-GSS” (Enhanced Standard Deviation Method-ESD) önerilmiştir. SSI’da bozulmuş alanlar, damarlar ve optik diskle birlikte kapsamaktadır. SSI’da bozulmuş alanların yok edilmesi (2.12)’ye göre yapılmış olup bu özellik sayesinde bazı durumlarda optik diskin yanlış tespitinin önüne geçilmiştir. Geniş sızma ve kanamaların bulunduğu dejenerasyon alanları ise SSI’da (2.13) eşitliği kullanılarak yok edilmiştir. Burada genişletilmiş arka plan görüntüsü, referans görüntü olarak alınıp, parlaklıkların, damarların ve dejenere olmuş alanların tespitinde eşik değeri kullanılmıştır.

$$D_j = \begin{cases} D_j + 1, \text{ if } \left\{ \begin{array}{l} \left[\sum_{k=-m}^m \sum_{l=-n}^n [Img_{OI}(i+k, j+l)]_s \right] > \\ \left[\sum_{k=-m}^m \sum_{l=-n}^n [Img_{GAI}(i+k, j+l)] + E_{dj_s} \right] \end{array} \right\} \\ D_j, \text{ Diğer durumlarda} \end{cases} \quad (2.12)$$

$$D_m = \begin{cases} D_m + 1, \text{ if } \left\{ \begin{array}{l} \left[\sum_{k=-m}^m \sum_{l=-n}^n [Img_{OI}(i+k, j+l)]_s + E_{dm} \right] < \\ \left[\sum_{k=-m}^m \sum_{l=-n}^n [Img_{GAI}(i+k, j+l)]_s \right] \end{array} \right\} \\ D_m, \text{ Diğer durumlarda} \end{cases} \quad (2.13)$$

(2.12)’de verilen eşitlikte D_j ve E_{dj} sırayla R bölgesinin bir parçası olan dejenere olmuş alandaki piksel sayısı ve bu dejenere olmuş alanın tespitinde kullanılan eşik değeridir. (2.13)’te verilen eşitlikte ise D_m ve E_{dm} sırayla R bölgesindeki damar ya da kanama alanlarının içerdiği piksel sayısı ve bu damar ve kanama alanlarının tespiti için kullanılan eşik değerleridir.

Dejenere olmuş alanları yok etmek için, eğer R bölgesindeki damarlardan uzakta yüksek parlaklık değerli pikseller varsa, SSI'daki o anki mevcut pikselin ortalama parlaklık değeri en düşük parlaklık değeri olan sifıra eşitlenir. Eğer genişletilmiş arka plan imgesinin parlaklık değeri R bölgesindeki mevcut pikselin etrafındaki piksellerden herhangi birinin parlaklık değerinden yüksekse, mevcut pikselin bir damar üzerinde olduğu tespit edilmiş olur. Bu alanın bir damarın çevresinde olup olmadığı ise (2.13)'e göre piksel sayısı hesaplanarak belirlenir. Böylece eğer $Dm_s > Eşik\ değer$ ise SSI'daki mevcut pikselin parlaklık değeri en düşük parlaklık değerine eşitlenmez. Geniş kanama alanları da yine (2.13)'e göre yok edilmektedir. Eğer bir alandaki çok sayıda pikselin parlaklık değeri arka plan görüntüsünün parlaklık değerinden küçükse bu alanlar tespit yüzdesini artırmak için orijinal görüntüden yok edilir. Son olarak, sonuç görüntüde bulunan en yüksek parlaklık değeri Şekil 2.12(c)'de gösterildiği gibi optik diskin konumunu belirtmektedir. Burada bahsedilen eşik değer yine deneysel olarak tespit edilmektedir.

2.4.7. Histograma Dayalı Yöntem

Bu çalışmada, histograma dayalı istatistiksel yöntemde (HSSI), dejenere olmuş alanların yok edilmiş olduğu standart sapma imgeleri (SSI) kullanılmaktadır. Burada öncelikli olarak SSI'nın dikey histogramı hesaplanır. Bu hesaplama sonucunda, yatay ve dikey çizgilerin Şekil 2.12'de görüldüğü gibi kesiştiği ve dikey histogramın değerinin maksimum olduğu nokta, optik diskin dikey pozisyonunu göstermektedir. Yine Şekil 2.12'de görüldüğü gibi yatay histogram çizgisine göre optik diskin yatay pozisyonu hesaplanmıştır.

2.5. Optik Diskin Bölütlenmesi ve Ölçümü

Optik diski bölütlemek ve ölçümlemek için çok basit teknikler bu çalışma kapsamında önerilmiştir. Bu teknikler basitçe “Eşik değeri bazlı metot (EBM)” (Threshold based method-TBM), “Arka planı bazlı metot (ABM)” (Background based method-BBM), “Bölütleme bazlı metot (BBM)” (Segmentation based method-SBM), ve “Hibrit metot (HM)” (Hybrid method-HM)'tur. Bu metotların detaylarına aşağıda değinilmiştir.

2.5.1. Eşik Değeri Bazlı Metot

Eşik değeri bazlı metot (EBM), belli bir eşik değerini, optik disk alanında kullanarak optik diskin bölütlemesini gerçekleştirmektedir. Burada kullanılan eşik değeri ise tespit edilen optik disk bölgesindeki piksellerin parlaklık değerlerinin kümülatif toplamlarının yüzdesine göre tespit edilmektedir. Optik diskin retinal imgedeki en parlak alan olması beklendiğinden en parlak pikseller belirlenmekte ve bu piksellerin miktarı retinal imgedeki toplam piksel sayısının belli bir yüzdesine kadar optik diske dahil edilerek bölütlenmektedir. Metodun uygulanışında, eşitlik (2.14)'e göre, yüzde eşik değeri üzerinde bulunan parlaklıktaki pikseller optik disk üzerinde kabul edilmektedir

$$\{B_{OD}(i,j)\}_{EBM} = \begin{cases} OD_Olarak_Bolutle, & \text{if } \{Px_{Int}(i,j) > \\ & \{Yuzde_Esik\} \\ OD_Degil, Diger Durumlarda \end{cases} \quad (2.14)$$

Bu eşitlikte, $\{B_{OD}(i,j)\}_{EBM}$, $Px_{Int}(i,j)$, ve $Yuzde_Esik$ değişkenleri sıra ile EBM metodu ile bölütlenmiş optik disk, (i,j) pikselinin parlaklık değeri ve eşik değerini göstermektedir.

2.5.2. Arka Plan İmgesi Bazlı Metot

Arka plan imgesi bazlı metotta (ABM), genişletilmiş arka plan imgesi kullanılarak optik disk bölütlenmektedir. Burada genişletilmiş arka plan imgesi, optik disk bölütlemesinde iki eşik değerinden biri olarak kullanılmaktadır. (2.15)'e göre, optik disk bölgesindeki toplam eşik değerinin üzerindeki parlaklık değerleri optik disk olarak işaretlenmektedir. Burada bahsedilen toplam eşik değeri ise, genişletilmiş arka plan imgesindeki o anda üzerinde işlem yapılan mevcut piksel parlaklık değeri ile $Esik_A$ 'nın toplamı olarak (2.15)'de belirtilmiştir. Burada kullanılan eşik değeri yaklaşımında, parlaklık değeri yüksek olması beklenen optik disk bölgesi bulunurken, orijinal imgedeki pikselin parlaklık değeri retinal imgenin arka plan imgesindeki pikselin parlaklık değerine bir eşik değer eklenmesine dayanmaktadır. Eğer orijinal imgedeki pikselin parlaklık değeri bu toplamdan büyükse bu pikselin optik disk üzerinde olma olasılığı çok yüksek olduğundan optik disk olarak bölütlenmektedir.

$$\{B_{OD}(i,j)\}_{ABM} = \begin{cases} OD_Olarak_Bolutle, & \text{if } \left\{ \begin{array}{l} Px_{Int}(i,j) > \\ Img_{GAI}(i,j) + Esik_A \end{array} \right\} \\ OD_Degil, & \text{Diger Durumlarda} \end{cases} \quad (2.15)$$

Bu eşitliğe göre, $\{B_{OD}(i,j)\}_{ABM}$, ABM metot kullanılarak bölütlenmiş optik diski gösterir. $Px_{Int}(i,j)$ ve $Esik_A$ değerleri ise, sıra ile optik disk bölgesindeki piksel parlaklık değerlerini ve ikinci eşik değerini göstermektedir.

2.5.3. Bölütleme Bazlı Metot

Bölütleme bazlı metotta (BBM) temel olarak ters ya da istatistiksel bölütleme yöntemi uygulanmaktadır. BBM'de öncelikli olarak optik disk çevresindeki sağlıklı (dejenerasyonsuz) alanlar bölütlenir. Burada manuel olarak sağlıklı doku kısmında seçilen bir piksel temel alınarak bölge büyütme yöntemine göre bölütleme sağlıklı alanlar için gerçekleştirilir. Dolayısıyla ters bölütlemeye öncelikli olarak sağlıklı ve bozulmamış alanlar bölütlenerek bu alanlar dışında kalan alanlar sağlıklı (dejenerasyonlu) alanlar olarak tespit edilir. Yani ters bölütleme metoduna göre, retinanın sağlıklı doku biçimi bölütlemeye çok etkin bir biçimde kullanılmaktadır. Yapılan testler doğrudan bölütlemenin sağlıklı bölgelerde ters bölütleme kadar etkili olmadığını gösterdiğinden BBM'de ters bölütleme yöntemine yer verilmiştir [105].

2.5.4. Hibrit Metot (HM)

Daha önce açıklanan metotların aksine hibrit metot, birden fazla metotla elde edilen avantajların hepsini birleştirerek, yani EBM (Eşik değeri bazlı metot), ABM (Arka plan bazlı metot) ve BBM (Bölütleme bazlı metot) metotlarının sağladığı üstünlükleri kullanarak, daha etkin ve başarılı sonuçlar vermektedir. Burada optik disk bölütlenmeden ölçümlenmektedir. Hibrit Metod (HM), (2.16) kullanılarak elde edilen, birbirine en yakın iki bölütleme sonucunu kullanmaktadır. Bu yöntemde varsayılan minimum ve maksimum sonuçlar dikkate alınmamaktadır.

$$\{O_{OD}\}_{HM} = Ort[Bul_2bs(\{O_{OD}\}_{EBM}, \{O_{OD}\}_{ABM}, \{O_{OD}\}_{BBM})] \quad (2.16)$$

Bu eşitlikte, $\{O_{OD}\}_{HM}$, $\{O\}_{EBM}$, $\{O_{OD}\}_{ABM}$, $\{O_{OD}\}_{BBM}$, sıra ile HM, EBM, ABM ve BBM yöntemleriyle elde edilen optik disk ölçümlerini göstermektedir. *Ort* ve *Bul_2bs* ise sıra ile elde edilen ortalama ve iki en yakın bölütleme sonucunu vermektedir.

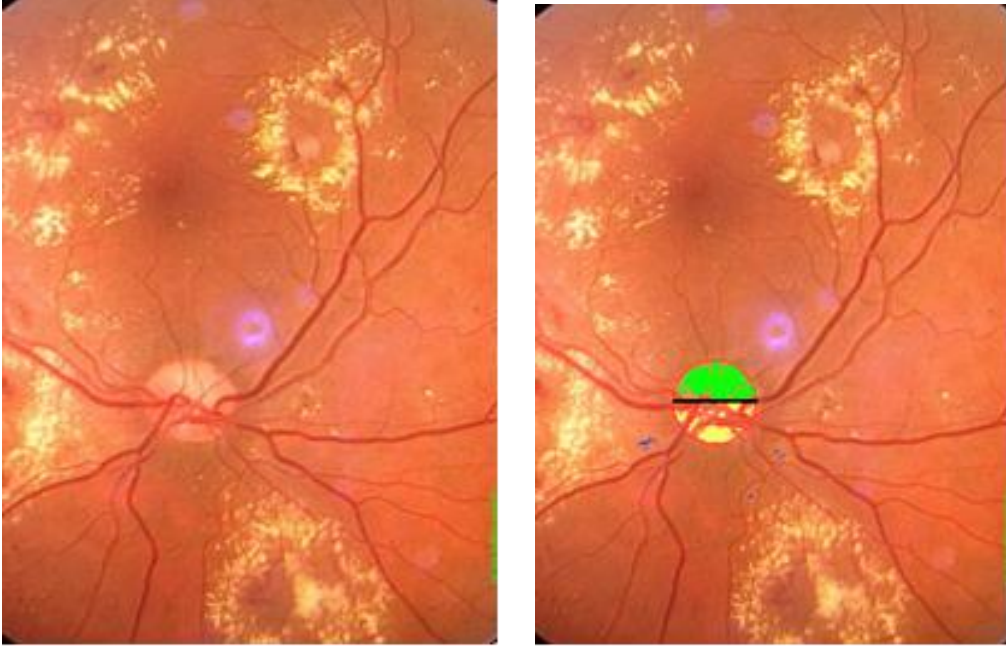
2.5.5. Optik Disk Çapını Ölçmek İçin Yöntemler

Bu çalışma kapsamında optik disk çapını ölçmek için üç ayrı metot geliştirilmiştir. Birinci yaklaşımda, (2.17) eşitliği kullanılarak damar ağının optik disk bölgesinde bulunan özellikleri kullanılarak optik diski iki parçaya bölen çizgi belirlenmiştir. Şekil 2.13'te gösterildiği gibi yatay damar parçalarından ibaret olan şerit optik diski iki parçaya bölmektedir.

$$Img(i,j)_{OD} = \begin{cases} Damar_Olarak_Bolutle, & \text{if } \left\{ \begin{array}{l} [Img_{OI}(i,j) + Esik] < \\ Img_{GAI}(i,j) \end{array} \right\}_{OD} \\ Damar_Disi_Olarak_Bolutle, & \text{Diğer Durumlarda} \end{cases} \quad (2.17)$$

Burada, $Img(i,j)_{OD}$ optik disk etrafındaki alt görüntü ve *Esik* ise deneysel olarak tespit edilmiş olan eşik değeridir.

Şekil 2.13'te gösterildiği gibi tespit edilen şerit vasıtasıyla optik disk iki parçaya bölünmüştür. Yeşil ve sarı kısımlar daha geniş ve daha küçük parçalardır. Bunun yanında mavi parçalar ise optik disk çevresindeki dejenerasyona uğramış alanları göstermektedir. Şu bir gerçektir ki; optik diskin merkezi nispeten daha geniş olan yeşil kısma denk gelmektedir. Burada, geniş parça olan yeşil kısmı çevreleyen en küçük daire bulunmuş ve bu dairenin optik diskin tamamını da çevreleyen en küçük daire olduğu tespit edilmiştir. Bu çemberin dışında kalan bölütlenmiş alan ise dejenerasyona maruz kalmış alan olarak düşünülmektedir ve bu alan zaten şekilde görüldüğü gibi görüntüden yok edilmiştir.



Şekil 2.13. (a) Dejenerasyona uğramış orijinal retinal fundus görüntüsü, (b) Bölütlenmiş optik disk

Bu yaklaşımda, daha önce belirlenmiş olan en küçük dairenin çapı optik diskin çapı olarak kullanılmaktadır. İkinci yaklaşımda ise; (2.18)'de verildiği üzere, dairedeki optik disk çapını ölçebilmek için, bölütlenmiş piksellerden minimum ve maksimum x ve y koordinat değerlerine sahip pikseller araştırılmaktadır.

$$OD_{bl} = 0,5[(X_{max} - X_{min}) + (Y_{max} - Y_{min})] \quad (2.18)$$

Bu eşitlikte, OD_{bl} bölütlenmiş optik diskin çapını ve X_{max} , X_{min} , Y_{max} , ve Y_{min} 'de sıra ile maximum ve minimum x ve y eksen değerlerini göstermektedir. Bu yüzden, yuvarlak şekilde olmayan bir optik disk için x ve y değerleri dikkate alınarak ortalama bir değer hesaplanmaktadır. Eğer hesaplanan değer, normal bir optik disk için belirlenmiş minimum ve maksimum sınırlar içinde değilse, hesaplanan değer bu uygulama için, optik disk çapı için seçilen minimum veya maksimum değer olan 20 ya da 100'e eşitlenmektedir. Birinci ve ikinci yaklaşımlar (2.19)'da birleştirilmiştir.

$$OD_{bc} = 0,5[(OD_{ekc} + OD_{bl})] \quad (2.19)$$

Bu eşitliğe göre OD_{bc} birleştirilmiş yaklaşım kullanılarak hesaplanmış optik disk çapını, OD_{ekc} en küçük dairenin çapını ve OD_{bl} ise bölütlenmiş optik diskin çapını göstermektedir. Optik diskin çapı için, üçüncü yöntemde (2.19)'da belirtildiği gibi birinci ve ikinci yöntemin ortalaması alınarak hesaplama yapılmaktadır.

2.6. Optik Disk ve Makula Konumlarının Doğrulanması

Bu çalışmada makulanın tespiti için iki ayrı metot sunulmuş; ayrıca iki ayrı metotla makulanın ve optik diskin tespit edilen konumları doğrulanmıştır.

2.6.1. Makula Konumunun Tespiti

Birçok durumda makulanın yeri, optik diskin morfojik özellikleri, optik disk ve makula arasındaki yaklaşık standart uzaklık ve optik diskin retinal görüntüdeki yönelimi gibi özellikler kullanılarak tespit edilebilir. Bu durumda herhangi bir doğrulama söz konusu değildir.

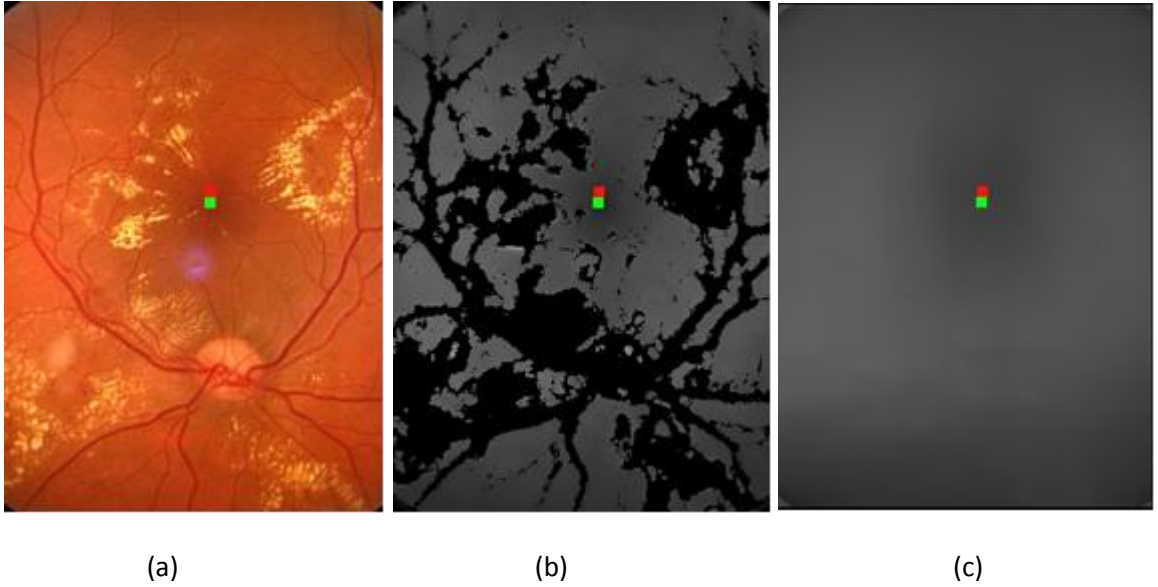
Bu çalışmada ise hem makulanın tespiti ve yerinin belirlenmesi hem de bu yerin doğrulama testleri için yöntemler önerilmektedir. 2.13'te görüldüğü gibi, optik disk daha önce belirtildiği şekilde bir şeritle ayrıldığında, büyük parça ile makula aynı tarafta bulunmaktadır. Bu yüzden optik diskin büyük parçası öncelikli olarak tespit edilmektedir. Bu yaklaşımla makulanın yeri optik diskin konumuna göre neredeyse %100 doğrulukla bulunabilmektedir. Eğer makula için tahmin edilen ve bulunan konumlar aynı ise bu durumda makulanın yerinin optik diske göre sağda ya da solda olduğu şeklinde yorumlar yapılabilir. Bunun yanında, makulanın konumunun aynı tarafta bulunması bir çeşit doğrulamadır.

Deneyleme göre, normal bir retinal görüntüde, makula bölgesindeki en düşük parlaklık değerine sahip piksel yaklaşık olarak makulanın merkezinde bulunur. İlk yöntemde retinanın sağlıklı kısmına ait arka plan görüntüsü kullanılarak makulanın merkezini bulmakta ve daha sonra (2.20) kullanılarak makula bölgesindeki minimum parlaklığa sahip piksel bulunmaktadır.

$$Mak_Merk_{SAI}(u, v) = Min_Int\{[Img_{SAI}(i, j)]_{Mak_Bolg}\} \quad (2.20)$$

Bu eşitlikte $Mak_Merk_{SAI}(u, v)$, retinanın sağlıklı bölgesine göre hesaplanmış arka plan görüntüsündeki makula merkezinin yerinin (u, v) koordinatlarında olduğunu göstermektedir. Eşitlikteki $Min_Int\{[Img_{SAI}(i, j)]_{Mak_Bolg}\}$ ise, makula bölgesindeki minimum parlaklığa sahip pikseli göstermektedir.

İkinci yaklaşımda ise, genişletilmiş arka plan görüntüsüne göre (2.21) kullanılarak makulanın merkezini bulmak için en düşük parlaklığa sahip piksel bulunur. Şekil 2.14'te görüleceği gibi, bu iki yaklaşıma göre bulunmuş sonuçlar karşılaştırılarak makulanın yerinin doğru tespit edildiği konusunda güvenilirliği artırmak için bir doğrulama mekanizması kurulmuştur.



Şekil 2.14. (a) Makulanın yerinin tespiti ve doğrulaması için orijinal retinal fundus görüntüsü, (b) Sağlıklı kısımlardan oluşan arka plan resmi baz alınarak, (c) genişletilmiş arka plan görüntüsü baz alınarak hesaplanmış makula merkezi ve en düşük parlaklığa sahip pikseller gösterilmiştir

$$Mak_Merk_{GAI}(u, v) = Min_Int\{[Img_{GAI}(i, j)]_{Mak_Bolg}\} \quad (2.21)$$

Bu eşitliğe göre; $Mak_Merk_{GAI}(u, v)$ genişletilmiş arka plan görüntüsüne göre bulunmuş makulanın merkezinin (u, v) koordinatlarında olduğunu ve $Min_Int\{[Img_{GAI}(i, j)]_{Mak_Bolg}\}$ ise yine genişletilmiş görüntüye göre makula bölgesindeki en düşük parlaklık değerine sahip pikseli göstermektedir.

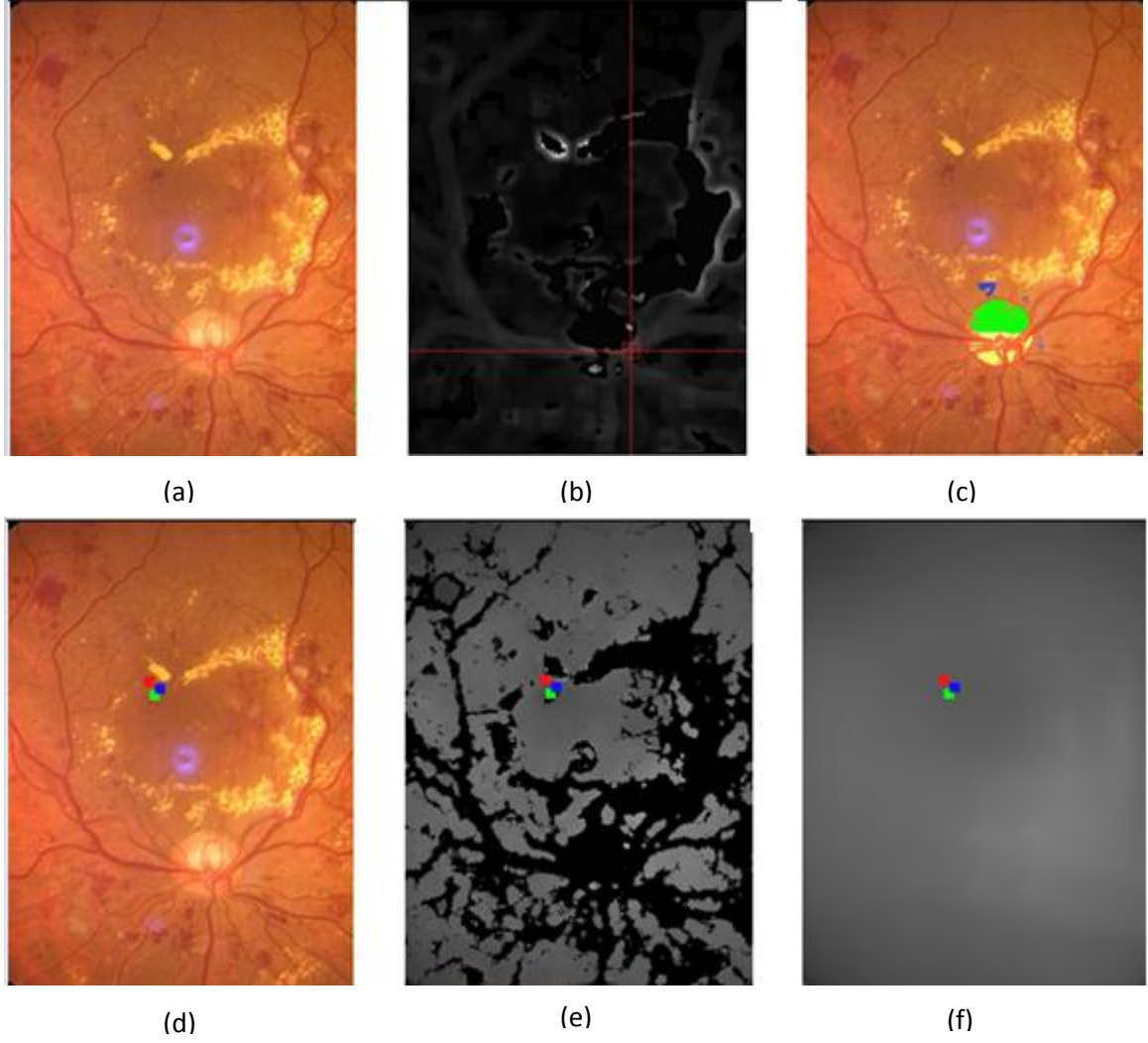
2.6.2. Optik Disk ve Makula Konumunun Doğrulaması

Makula ve optik diskin yerinin doğrulanması, optik sinir hipoplazisi (Optic nerve hypoplasia-ONH) gibi bazı retinal hastalıkların daha güvenilir bir şekilde tespiti için ve YBMD hastalığı barındıran retinal fundus görüntülerde daha doğru bir bölütleme yapabilmek için gerekebilir [42, 105, 116, 120, 141]. İki ayrı yöntem, makula ve optik disk için tespit edilen lokasyonların doğrulanması için kullanılmaktadır.

Burada doğrulama yöntemi olarak, retinal yapıdaki bir anatomik gerçeklik olan, optik disk bölgesinden geçen damarlar vasıtasıyla iki parçaya ayrılan optik diskin büyük parçasının (Şekil 2.13 ve 2.15'te yeşil olarak bölütlenmiş kısım) makulaya daha yakın olan parça olduğu bilgisi kullanılmaktadır. Başka bir metot da, GAI görüntüsü temel alınarak geliştirilen ve önceki bölümde açıklandığı gibi, sağlıklı ve genişletilmiş arka plan imgelerinin kullanıldığı metotlarla bulunan konumların karşılaştırılmasına dayanan yöntemdir. Burada optik disk ve makula arasındaki uzaklık da doğrulama için kullanılmaktadır. Uzaklık temel alınarak bulunan makula lokasyonu, arka plan görüntüleri baz alınarak bulunan makula lokasyonuna yakın ise, bu lokasyonun doğruluğu test edilmiş demektir.

Eğer SS, GSS ve HSSI yöntemleri kullanılarak bulunan optik disk lokasyonları benzer ya da birbirine yakın ise bu optik disk lokasyonunun doğrulandığı anlamına gelmektedir. Dolayısıyla (2.22) optik disk lokasyonunun doğrulanması için kullanılmaktadır. Burada yakınlık ölçütü olarak, farklı yöntemlere göre bulunan sonuçların birlikte 30 piksellik bir alana düşmesi öngörülmüştür. Aşağıda gösterilen eşitlikte $ODPDog$, optik disk pozisyonunun doğrulanmasını göstermektedir. Px_{SSY} , Py_{SSY} , Px_{GSSY} , Py_{GSSY} , Px_{HSSY} , ve Py_{HSSY} ise sıra ile SS, GSS ve HSSI yöntemleri kullanılarak bulunan optik disk lokasyonları için x ve y koordinatlarını göstermektedir.

$$ODPDog = \begin{cases} \text{Dorulandi,} & \text{if } \left\{ \begin{array}{l} |Px_{SSY} - Px_{GSSY}| + \\ |Py_{SSY} - Py_{GSSY}| + \\ |Px_{SSY} - Px_{HSSY}| + \\ |Py_{SSY} - Py_{HSSY}| \end{array} \right\} < Esik \\ \text{Dodrulanmadı,} & \text{Diğer Durumlarda} \end{cases} \quad (2.22)$$



Şekil 2.15. (a) Orijinal retinal imge, (b) HSSI yöntemine göre optik diskin tespiti, (c) Optik diskin bölütlenmesi ve ölçülmesi, (d) Orijinal imge üzerinde optik disk ve makula konumlarının doğrulanması, (e) Sağlıklı kısımlar için oluşturulmuş arka plan imgesi üzerinde makulanın merkezi, (f) Genişletilmiş arka plan imgesi üzerinde makulanın tespiti

2.7. Parlak DR Lezyonlarının Bölütlenmesi

Normal doğrudan yöntemlerle yapılan DR bölütmesi yaklaşımlarında, retinal imgelerde dejenerasyonlu bölgelerin homojen bir yapıya sahip olmamasından kaynaklanan olumsuzluklar ve zorluklar mevcuttur. Bu çalışmada bu tür olumsuzlukları ve karmaşıklıkları önleyecek alternatif DR tespit ve bölütleme yöntemleri üzerinde çalışılmış, bu konuda ters bölütlemeye dayalı öneriler sunulmuştur [13].

Bu çalışma kapsamında, DR bölütlemesi için, mevcut yöntemlere alternatif bir yaklaşım olarak, daha önce YBMD hastalığının tespitinde kullanılan [78] ters bölütleme

yaklaşımına dayalı yöntemler önerilmektedir. Bu yaklaşımda retinadaki dejenerasyona uğramış alanları baz alan diğer yöntemlerin aksine, sağlıklı alanlar baz alınmış ve bu alanların homojen yapısından faydalanılmıştır. İmgenin yüksek ve düşük parlaklık değerlerine sahip alanlara ayrılmasını sağlayan arka plan görüntüsü de bu yönetime destek olarak sert eksuda ve cotton wool spots dejenerasyonlarının bölütlenmesinde ve bu hastalıkların takibinde kullanılmıştır. Ayrıca diğer yöntemlerle bir karşılaştırma yapmak amacıyla DR bölütlemesi için Naïve Bayes yöntemi kullanılmıştır. Çalışma kapsamında ayrıca optik diskin tespiti için de bir yöntem önerilmiştir. Yöntemlerin detayları takip eden paragraflarda verilmektedir.

Bu çalışmada otomatik olarak diyabetik retinopati bölütlemesinin gerçekleştirilmesi için birkaç yardımcı işlem ve yöntem kullanılmıştır. Bu işlemler arasında arka plan görüntüsünün çıkarılması, optik diskin tespiti ve damarların eliminasyonu da mevcuttur.

Uygulamada renkli görüntü öncelikle 8-bit gri seviye görüntüsüne çevrilmiş, daha sonra bu gri seviye görüntü üzerinden, görüntünün sağlıklı kısımlarının arka plan görüntüsü çıkarılmıştır. Bu sağlıklı kısımlar için oluşturulan arka plan görüntüsü, dejenerasyona uğramış kısımları da içerecek şekilde özel bir hesaplama yöntemiyle tüm görüntüyü kapsayacak şekilde genişletilmiştir. Bölütleme sırasında da bu genişletilmiş arka plan görüntüsünden faydalanılmıştır. Bölütlemede bölge büyütme yaklaşımı, arka plan görüntüsü üzerinde dinamik olarak uygulanmıştır. Optik disk bölgesinin, parlak DR'lerin bölütleme sürecini bozmaması için önce optik disk tespit edilmiş, daha sonrada tespit edilen bu optik disk retinal görüntü üzerinden yok edilmiştir. Diğer yardımcı işlem de damar tespit ve yok etme işlemidir. Bütün bu ön işlemlerin sağladığı avantajlar birleştirilmiş ve DR lezyonlarının bölütlenmesi için ters bölütleme yaklaşımı uygulanmıştır. Önerilen yöntemler, ters bölütleme yaklaşımıyla, (a) bölge büyütme, (b) arka plan düzeltmeli bölge büyütme ve (c) arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yöntemleridir.

Uygulamada, öncelikli olarak optik disk ve damarlar dışındaki sağlıklı kısımlar dikkate alınarak genişletilmiş arka plan görüntüsü oluşturulduktan sonra, retinal fundus görüntüsü yine arka plan görüntüsündeki parlaklık değerleri temel alınarak yüksek ve alçak parlaklığa sahip bölgeler olmak üzere iki kısma ayrılır. Böylece arka plan görüntüsü, yüksek parlaklığa sahip bölgelerin ters bölütlemeye göre bölütlenmesinde dinamik eşik olarak kullanılmıştır. Burada dinamik eşik kullanılması, yöntemin tüm resim üzerinde

mevcut olan parlaklık değişimlerine adaptasyonu konusunda büyük bir avantaj sağlamakta ve bölütleme konusunda daha doğru sonuçlar üretilmesine katkıda bulunmaktadır.

Bu çalışmada, daha önce ARMD'nin tespitinde kullanılan ters bölütleme yöntemi, DR'nin tespitinde tek başına yeterli olmadığından arka plan görüntüsü oluşturularak adaptif bir yaklaşım geliştirilmiş ve DR lezyonlarının daha doğru şekilde bölütlenmesi sağlanmıştır. Ayrıca sağlıklı bölgenin arka plan imgesinden hareketle üretilen sağlıklı bölgeye ait arka plan imgesi de DR lezyonlarının bölütlenmesinde, mevcut metoda diğer bir ilave katkı olarak eklenmiş ve daha etkin bir bölütleme gerçekleştirilmiştir.

DR bölütlemesinde ayrıca karakteristik imgeden (KI) yararlanılmıştır. Herhangi bir görüntüde sağlıklı bir alandaki tipik bir kare bölgesi KI olarak düşünülebilir. Bu imgeden elde edilebilecek bazı istatistiksel özellikler, parlaklık değişim aralıklarının ortalaması, standart parlaklık değişimi aralığının ortalaması, parlaklık dağılımı ve dokunun çok yüksek ve çok alçak parlaklık dağılımı gibi özelliklerdir. Bu özellikler sağlıklı bölge için arka plan imgesinin çıkarılışında kullanılmaktadır.

Özetle, DR bölütlemesi için bu çalışmada önerilen yöntemleri, daha önce yapılan çalışmalardan ayıran en önemli özellik, yöntemin retinal imgedeki sağlıklı kısımları temel alarak ters bir bölütleme yöntemi takip etmesidir. Retinal görüntülerde DR'nin tespitinde, doğrudan dejenerasyon alanlarının bölütlenmesinin yapılmaya çalışıldığı mevcut diğer yöntemler, ters bölütlemeyle karşılaştırıldığında, sağlıklı bölgelerin parlaklık dağılımı açısından çok değişken olması ve homojenlik arz etmemesi nedeniyle çok daha karmaşıktır. Sağlıklı bölgeler, sınır yapısı, renk tonları ve değişimleri açısından dramatik değişkenlikler arz etmektedir. Bu değişkenlikler, özellik çıkarma, eğitim, bölütleme DR'nin ölçümlenmesi gibi işlemleri oldukça karmaşık hale getirmektedir. Bu yüzden ters bölütleme yönteminde, sağlıklı bölgelerin homojenlik özelliğinin avantajı kullanılmakta ve daha basit ve maliyeti düşük algoritmalarla daha doğru sonuçlara ulaşılmaktadır.

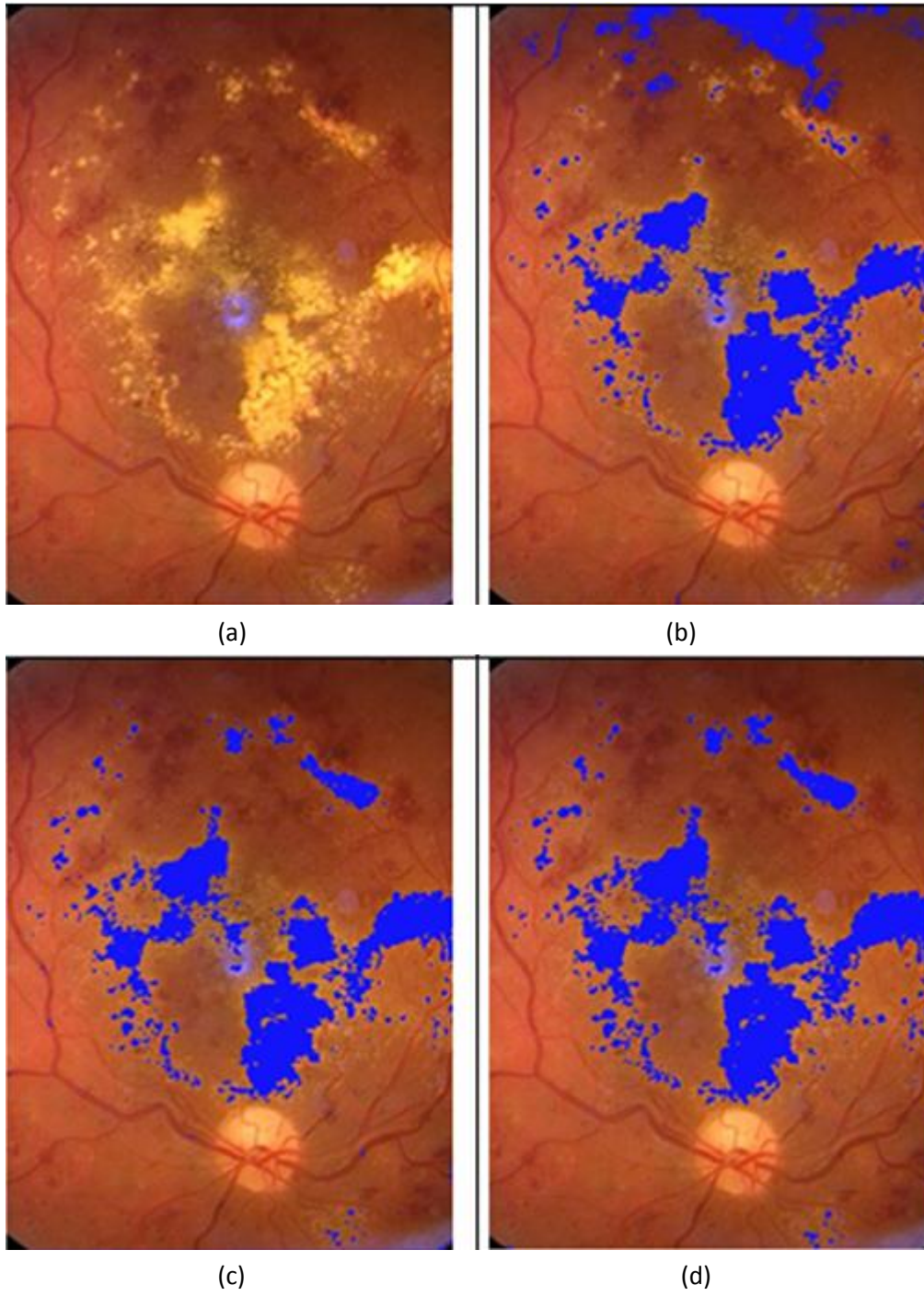
2.7.1. Bölge Büyütme Yöntemi

Bölge büyütme yönteminde, ortalama parlaklık ve standart sapma, görüntünün bölütlenmesinde kullanılmaktadır. Bu yöntemde her bir çekirdek piksel (seed piksel) komşu piksellerle karşılaştırılmaktadır. Eğer çekirdek pikselle komşu pikseller arasındaki fark (2.23)'de verilen aralıkta ise piksel sağlıklı alan olarak kaydedilir. Şekil (2.16)(b)'de bölge büyütme yöntemiyle elde edilen bir sonuç verilmektedir. Bölge büyütme yöntemi

makular bölgedeki DR lezyonlarını bölütlemeye oldukça başarılıdır (Şekil (2.16)). Buna karşın eğer arka plan parlaklığı görüntü boyunca dramatik bir şekilde değiştiği takdirde bu metod tüm retinal imgedeki lezyonları bölütlemeye başarılı olamayabilir. Bu yüzden imgenin bazı bölümleri, diğer bölümleri kadar istendiği düzeyde başarılı bir şekilde bölütlenemeyebilir.

$$Img(i,j)_{bol} = \begin{cases} \text{Sağlıklı} & \text{if } |Img_{orj}(i,j) - \mu| \leq \Delta \\ \text{Sağlıksız, diğer yada damar durumunda} & \end{cases} \quad (2.23)$$

Bu eşitlikte $Img(i,j)_{bol}$ bölütleme sonucunu, $Img_{orj}(i,j)$ mevcut pikselin parlaklık değerini, μ mevcutta bölütlenmiş piksellerin ortalama parlaklığını, Δ ise referans eşik değerini göstermekte olup 9 olarak belirlenmiştir. Eşik değerinin belirlenmesinde izlenen yaklaşım alınan değişik kalitedeki imge örnekleri üzerinde yapılan testler sonucunda en başarılı sonucu veren değer seçilmesidir.



Şekil 2.16. (a) Orijinal görüntü, (b) Bölge büyütme yöntemiyle DR bölütlemesi, (c) Arka plan düzeltmeli bölge büyütme yöntemiyle DR bölütlemesi, (d) Arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yöntemiyle DR bölütlemesi

2.7.2. Arka Plan Düzeltmeli Bölge Büyütme Yöntemi

DR lezyonları tüm görüntüye dağılmış olabileceğinden, bu lezyonları bölütleyebilmek için ARMD'ye nazaran daha etkili bir bölütleme yöntemine ihtiyaç

duyulmaktadır. Bu yüzden bölütleme yöntemini geliştirmek için arka plan görüntüsünün özellikleri kullanılmaktadır. Burada (2.24) eşitliği, tüm görüntünün bölütlenmesi için kullanılmıştır. Önerilen yöntemde, parlaklık değişiminden kaynaklanan zorluklara çözüm getirilmekle birlikte Şekil 2.16'da görüldüğü gibi bazen gerektiğinden fazla bölütleme sonucu alınabilmektedir. Burada verilen arka plan düzeltmeli yöntem, kendini arka plandaki değişimlere göre adapte ettiğinden birinci yöntemle göre daha başarılı sonuçlar vermektedir. Eğer arka plan imgesi ve bölütlenmiş piksellerin ortalama parlaklığı arasındaki fark beklenmedik bir şekilde yükselirse bu bölütleme yaklaşımı özellikle damar çevresinde başarısız olmaktadır. Bu olumsuzluk da bir sonraki metotta giderilmektedir.

$$Img(i,j)_{bol} = \begin{cases} \text{Sağlıklı, if } |Img_{orj}(i,j) - \\ \mu + \alpha_{a,u}[Img_{arkapl}(i,j) - \mu]| \leq \Delta \\ \text{Sağlıksız, Diğer yada damar durumu} \end{cases} \quad (2.24)$$

Bu eşitlikte $Img_{arkapl}(i,j)$ arka plan imgesi, α da arka plan tolere etme katsayısıdır. Eşitliğin $|Img_{orj}(i,j) - \mu + \alpha_{a,u}[Img_{arkapl}(i,j) - \mu]| \leq \Delta$ kısmı $-\Delta + \mu - \alpha_a[Img_{arkapl}(i,j) - \mu] < Img_{orj}(i,j) < \Delta + \mu - \alpha_u[Img_{arkapl}(i,j) - \mu]$ şeklinde ifade edilip kullanılmıştır. Böylece $\alpha_{(a,u)}$ alt ve üst değerleri göstermekte olup sabit katsayılarıdır. Bu eşitlik için bu katsayılar eğitim verisi göz önüne alınarak 0,95 ve 0,50 olarak deneysel bir yaklaşımla seçilmiştir.

2.7.3. Arka Plan Düzeltmeli Adaptif Bölge Büyütme Yöntemi

Şekil 2.16'da görüleceği gibi DR lezyonlarının tüm imgeye yayıldığı durumlarda ortalama parlaklık değeri dramatik olarak değişim gösterebilir. Bu değişimin de otomatik bölütlemeye dikkate alınarak yöntemi etkilememesi sağlanmalıdır. Bu yüzden (2.25)'de, arka plan imgesi ve mevcutta bölütlenmiş olan piksellerin ortalaması arasındaki fark dikkate alınmakta ve bu farkın oluşturacağı olumsuz durum giderilmektedir. Şekil 2.16'da görülebileceği gibi, bu metodla, değişen görüntü koşullarına kullanıcı müdahalesi olmadan otomatik bir şekilde adaptasyon sağlanmakta ve başarılı bir şekilde tüm DR lezyonları bölütlenmektedir.

Sonuç olarak, DR lezyonlarının bölütlenmesi için verilen üç metottan sonuncusunun, yani arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yönteminin, en başarılı sonucu verdiği

söylenebilir. Eşitlikte β ortalama düzeltme katsayısı olup 0.5 olarak atanmıştır. $\alpha_{a,u}$ arka plan düzeltmeli bölge büyütme yöntemiyle aynıdır

$$Img(i,j)_{bol} = \begin{cases} \text{Sağlıklı, if } |Img_{orj}(i,j) - \\ \mu + \alpha_{a,u}[Img_{arkapln}(i,j) - \mu] - \\ \beta[\mu - Img_{orj}(i,j)]| \leq \Delta \\ \text{Sağlıksız, Diğer yada damar durumlarında} \end{cases} \quad (2.25)$$

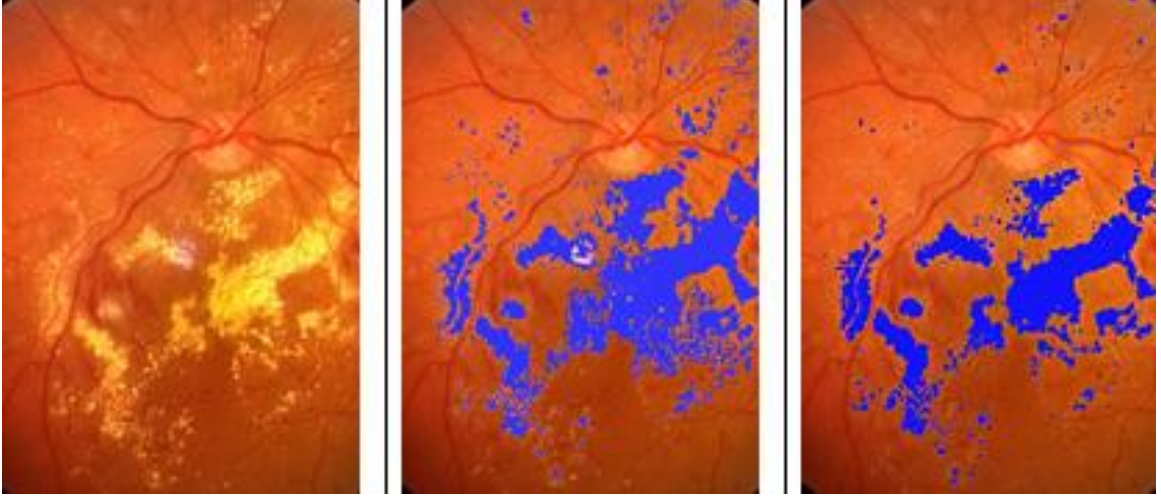
2.7.4. DR Bölütlemesi İçin Bayes Yaklaşımı

Naive bayes yaklaşımı ile (2.26)'ya göre gerçekleştirilen DR bölütlemesinde, imgedeki doku ve lezyonların renk ve parlaklık özellikleri kullanılmaktadır.

$$Img(i,j)_{bol}\{C(f_1, \dots, f_d)\} = \max_k \left\{ p(C_n) \prod_{k=1}^d p(x_k|C_n) \right\} \quad (2.26)$$

Bu eşitlikte $Img(i,j)_{bol}$ bölütleme sonucunu, f, k, n ve C ise sıra ile, özellik, özellik indisi, sınıf ve sınıf değişkenlerini göstermektedir. d özellik sayısını, $p(C_n)$ ve $p(x_k|C_n)$ ise sınıf olasılığı ve bağımsız olasılık dağılımını göstermektedir. Sınıflandırma sonucu $C(f_1, \dots, f_d)$ 'de ayrıca mevcut pikselin bölütleme sonucu olarak atanmıştır.

Bu uygulamada, RGB renk bileşenleri, renkler ve aydınlatma arasındaki fark, piksel parlaklık ve renk değerlerinin ortalama ve standart sapmaları ve dejenerasyonların büyüklük ve boyutları, lezyonların bölütlenmesinde, lezyonların ve diğer bölgelerin özellikleri olarak kullanılmıştır.



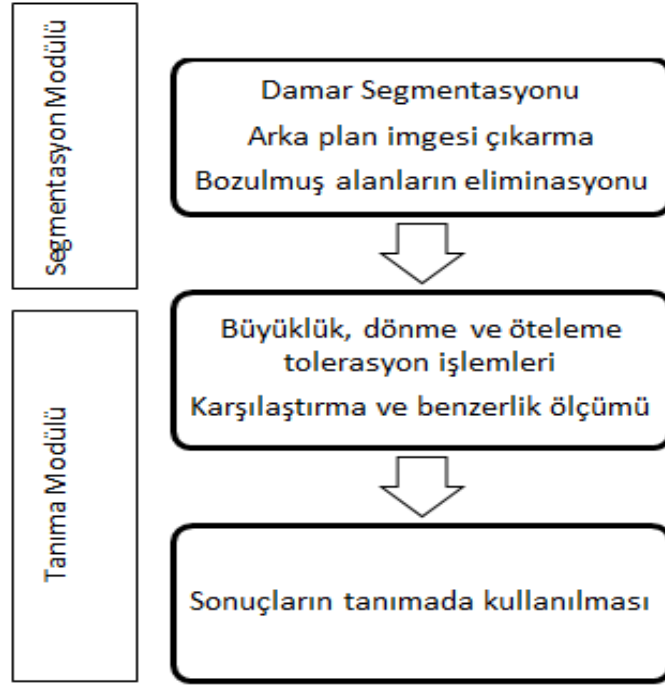
Şekil 2.17. (a) Orijinal retinal imge, (b) Bayes yöntemine göre, ve (c) Arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yöntemine göre DR lezyonlarının bölütleme sonuçları

Şekil 2.17’de Bayes tabanlı ve arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yöntemine göre bölütlenmiş görüntüler verilmektedir. Bu görüntülerden de anlaşılacağı gibi Bayes tabanlı yaklaşım bazı durumlarda fazla bölütleme, az bölütleme ya da küçük parçalar için (fragment) yanlış bölütleme yapabilmektedir. Buna karşın arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yöntemi aynı durumlarda oldukça başarılı sonuçlar vermiştir (Şekil 2.17).

2.8. Retinal İmgelerden Biyometrik Tanıma

Biyometrik tanımanın önemi güvenlik konusunda sunduğu avantajlardan dolayı son yıllarda oldukça artmış ve bu alanda yapılan çalışmalar da ivme kazanmıştır. Buna paralel olarak, diğer biyometrik tanıma yöntemlerine göre daha güvenilir olmasından dolayı, son yıllarda, retinal imgeler yardımıyla biyometrik tanıma çalışmaları yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu çalışma kapsamında da retinal damarlara dayalı bir biyometrik tanıma sistemi önerilmiştir.

Önerilen metotta, öncelikli olarak damar yapısı 8-bit gri seviye imgeden elde edilir ve veri tabanında saklanan diğer damar yapılarıyla karşılaştırılır. Burada doğrudan bölütleme yapılması, ölçekleme, rotasyon ve öteleme (translation) durumlarının da dikkate alınmasını gerektirecektir. Bu çalışmada işlemler, rotasyon ve ötelemeden bağımsız bir tanıma için, bir çizgi operatörüne indirgenmiştir [9].



Şekil 2.18. Tanıma sistemi modülleri

Yukarıda görüldüğü gibi sunulan metodun 2 ayrı alt modülü mevcuttur (Şekil 2.18). Bunlar, damar bölütleme modülü ve insan tanıma modülüdür. Sistemin çalışma şeklinin ana adımları ise şunlardır: (1) Retinal damarların bölütlenmesi, (2) Arka plan görüntüsünün çıkarılması, (3) Retinal imgedeki dejenerasyonlu alanların belirlenmesi, (4) Eğer gerekiyorsa damar yapısında dejenerasyona uğramış alanların yok edilmesi, (5) Rotasyon, büyüklük vb. durumlardan bağımsız bir tanıma sistemi için, bu durumların dikkate alındığı ve eliminasyonunun sağlandığı tolerans modülünün uygulanması, (6) İlgili damar yapısının veri tabanı ile karşılaştırılması, (7) Mevcut örnek çizgi için maksimum damar çakışmasının hesaplanması, (8) Örnek imge ile saklanan imgeler arasında bir benzerlik ölçüsünün hesaplanması ve maksimum benzerlik ölçüsünün bulunması ve benzer imgelerin tespiti [9].

Bu çalışmada kullanılan damar bölütleme yaklaşımı, daha önce Köse ve İkibaş tarafından [121]'de önerilen yöntemin geliştirilmiş bir versiyonudur. Basit ve anlaşılır bir yaklaşım sunan ve x-ray anjiyogramlarda başarılı sonuçlar veren bu teknik geliştirilerek burada da uygulanmıştır.

Burada damar bölütlemesi için her bir piksel üzerinde dairesel örnekleme (Circles sampling) yaklaşımı uygulanmıştır. Bu yöntemde mevcut piksel etrafındaki dairesel alandaki pikseller, mevcut pikselin parlaklık değerine göre belli bir derinlikte örneklenmiştir. Burada mevcut piksel, örnekleme dairesel alanının merkezindeki pikseli

göstermektedir. Örnek vermek gerekirse; eğer mevcut pikselin parlaklık değeri 8-bit gri seviye cinsinden 200 ise ve eşik değeri de 10 ise, bu durumda mevcut pikselin üzerinde ve çevresindeki pikseller 190 gri seviye parlaklık değerindeki derinlikte örneklenecektir. Bu yüzden, eşik değerinin derinlik değerine bağlı olarak, bir eşik değerine, $Esik_degeri = Mevcut_pikselin_parlaklik_degeri - Esik_derinligi$ eşitliğine uygun olarak bir değer atanmaktadır. Bu uygulamada, eşik derinlik değeri deneysel olarak belirlenmiş ve 3 olarak atanmıştır. Daha sonra, mevcut pikselin etrafındaki pikseller, mevcut piksel merkez alınarak genişletilen daireler boyunca aynı derinlikte taranmaktadır.

Burada (2.27) eşitliği kullanılarak, dairesel tarama satırı boyunca, eşik değerinden daha yüksek bir parlaklık değerine sahip pikseller sayılmıştır. (2.28) eşitliği ise, eşik değerinden yüksek parlaklık değerine sahip piksellerin sayısının, mevcut dairesel örnekleme alanındaki tüm piksellerin sayısına oranını hesaplamada kullanılmaktadır. Son olarak (2.29) eşitliği ise pikselin damar olup olmadığına karar vermede kullanılmaktadır. Bu yöntemle göre bölütlenmiş bir imge Şekil 2.19(d)'de verilmektedir.

$$Px_{OT} = \sum_{DC-1}^N \sum_{cl} \left\{ \begin{array}{l} (Px_{OT} + 1) \text{ if } \left\{ \begin{array}{l} Px_{int_{MDTC}}[ts] > \\ (Px_{int_{Mevcut}}(i,j) - derinlik) \end{array} \right\} \\ (Px_{OT} + 0, \text{Diğer durumlarda}) \end{array} \right\} \quad (2.27)$$

Bu eşitlikte Px_{OT} , mevcut örnekleme alanındaki dairenin tarama satırı boyunca, parlaklık değeri eşik değerinden yüksek olan piksellerin sayısını vermektedir. DC ise dairelerin çapının değerini göstermektedir. Eşitlikteki N, en geniş örnekleme dairesini ve mevcut piksel etrafındaki en geniş örnekleme dairesinin yarıçapını, ts ise mevcut örnekleme dairesinin tarama satırını göstermektedir. $Px_{int_{MDTC}}$ ve $Px_{int_{Mevcut}}$ ise sıra ile mevcut dairesel tarama çizgisi boyunca piksellerin parlaklık değerlerini ve dairelerin merkezlerindeki mevcut pikselin parlaklık değerini vermektedir.

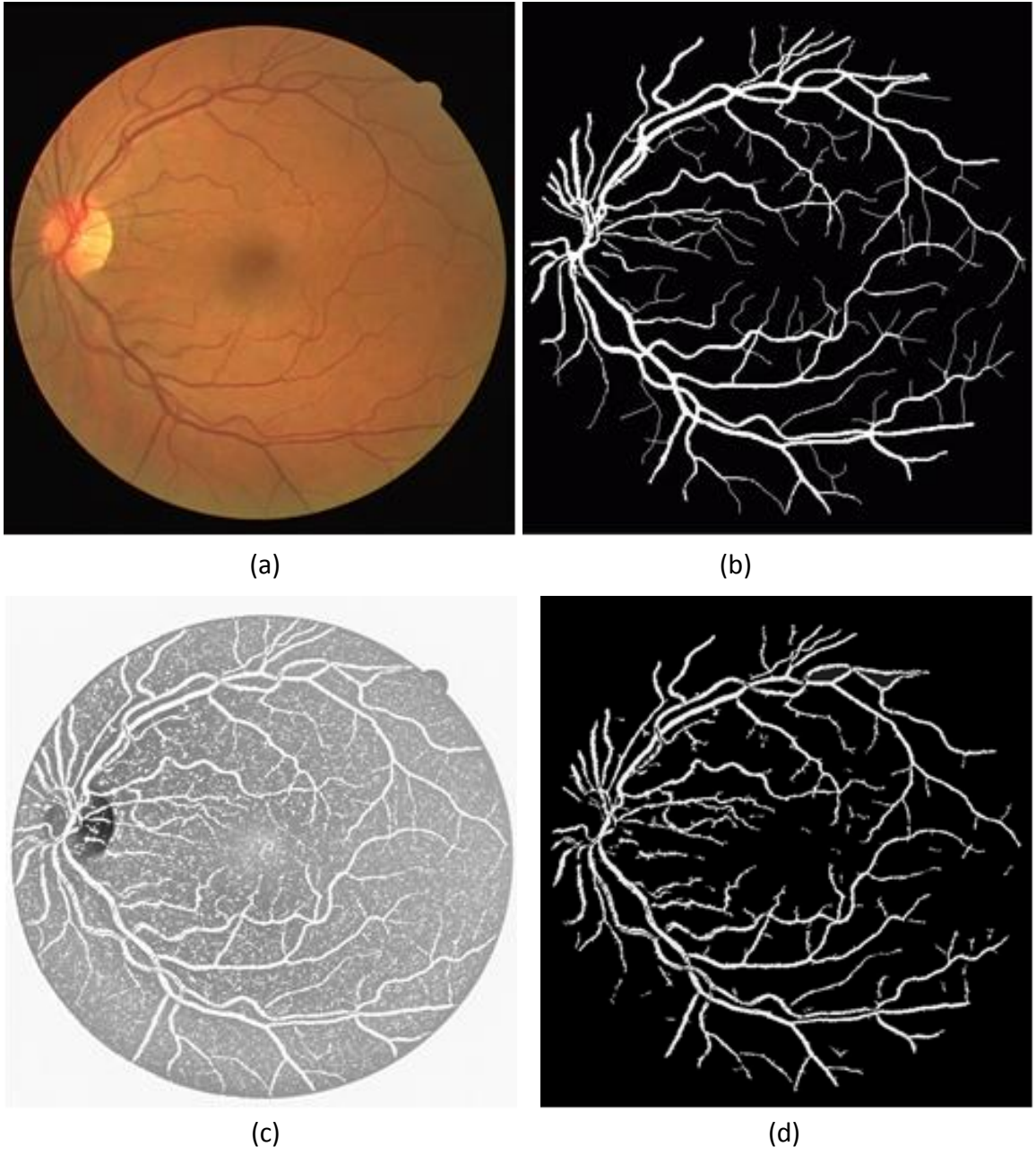
$$PX_{Oran} = Px_{OT} / Toplam_Px_Sayisi \quad (2.28)$$

Bu eşitlikte PX_{Oran} , eşik değerinden yüksek parlaklık değerine sahip piksel sayısı (Px_{OT})'nin mevcut örnekleme alanındaki toplam piksel sayısı (TN_{of_Px})'e oranını vermektedir.

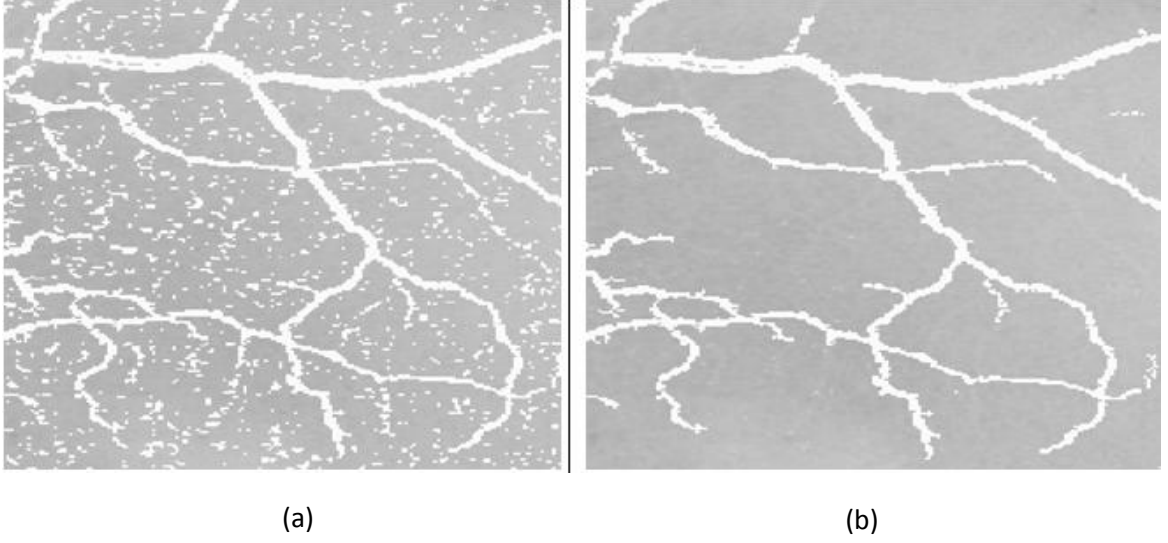
$$Img(i,j)_{BI} = \begin{cases} Damar_olarak_bolutle, & \text{if}[(0,025 < Px_Oran < .55)] \\ Dama_degil, & \text{Diğer_durumlarda} \end{cases} \quad (2.29)$$

$Img(i,j)_{BI}$ bölütleme sonunda elde edilen imgeyi temsil etmektedir.

Şekil 2.19(c)'de görüldüğü gibi, bölütleme işlemi sonucunda, bölütlenmiş damarlar yanında, aslında damar olmayan bazı küçük yapılar da (fragment) bölütlenmiştir. Bu yapıların eliminasyonu için, önerilen yöntemde, öncelikli olarak kare vb. küçük, damar olmayan yapılar araştırılmaktadır. Bu araştırma işleminden sonra, çekirdek doldurma (seed fill) yöntemine [11] göre bu küçük yapıların toplam piksel sayısı hesaplanmaktadır. (2.30) eşitliğine göre ince ve uzun yapıların damar olup olmadığı belirlenir. Burada sonuç 0,2'den küçükse ilgili yapı bir damar benzeri yapıdır. Diğer durumda ise bu yapı damar değildir ve (2.31)'e göre belli bir büyüklüğün altında ise yapının eliminasyonu gerçekleştirilmektedir (Şekil 2.19(d)). Şekilde görüldüğü gibi, damar benzeri olmayan yapıların hemen hemen tamamının bu basit teknikle eliminasyonu sağlanmıştır. Şekil 2.20'de ise eliminasyon işlemi ve sonucu daha detay düzeyde gösterilmiştir.



Şekil 2.19. (a) Orijinal Retinal imge, (b) Manuel bölütleme sonucu, (c) Ham bölütleme sonucu, (d) Vessel olmayan alanların eliminasyonundan sonra kalan damar yapısı



Şekil 2.20. (a) Damar bölütlemesi: Birinci adımın sonuç imgesi, (b) Damar benzeri olmayan yapıların eliminasyonunu sonucunda elde edilen imge

$$K_{O_{MF}} = 100 * P_{B_{MF}} / (1 + mx * mx) \quad (2.30)$$

Burada $K_{O_{MF}}$ mevcut yapının (fragment) karesellik (squareness) oranı, $P_{B_{MF}}$ mevcut yapının (fragment) piksel sayısı cinsinden büyüklüğü, mx ise yapının x ve y eksenleri boyunca maksimum genişliğidir. Burada, damar yapısının x ve y eksenleri boyunca maksimum uzunluğu, uzunluğun maksimum değeri olarak atanmıştır.

$$Img(i,j)_{ESI} = \begin{cases} Fragmenti_Ele & \text{if} \left(\left[\begin{array}{l} (P_{B_{MF}} < 14000) \text{ and} \\ (K_{O_{MF}} > 0,2) \end{array} \right] \right) \\ Fragmenti_Eleme, & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (2.31)$$

Burada $Img(i,j)_{ESI}$ eliminasyon sonucunda elde edilen imgedir.

Yapılan test sonuçlarına göre yöntem %98 oranında başarılı tanıma gerçekleştirmektedir. Bu oran mevcut çalışmalarda %95 düzeyindedir [9].

2.8.1. Biyometrik Tanıma

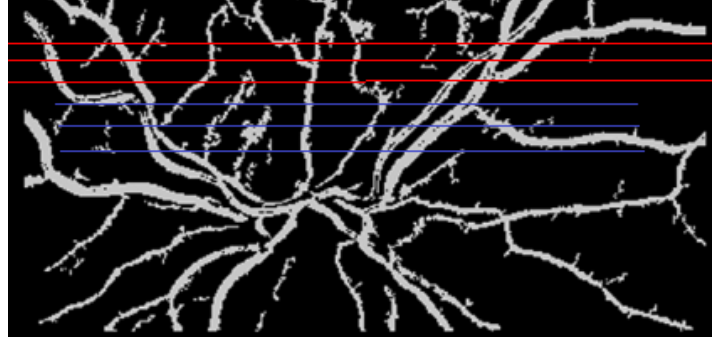
Biyometrik tanıma için önerilen mevcut yöntemler genellikle büyüklük, yön ve öteleme durumlarına bağımlılıktan dolayı, tanımda bazı durumlarda başarısız olabilir. Bu yüzden önerilen yöntem bu tür faktörlerden bağımsız olarak tanımayı gerçekleştirmektedir.

Tanımadaki hesaplama karmaşıklığını azaltmak için, yöntem imgenin satırlar ya da çizgiler bazında örneklenmesini öngörmektedir. Buna ilaveten büyüklükten bağımsız bir tanıma için de görüntü, mevcut çizgi yakınlarından, farklı ölçeklerde örneklenmektedir. Bazı durumlarda damar yapılarında kırılma, dönme, küçülme vb. durumlar olabileceğinden bu faktörlerin eliminasyonu için de uzaklık ölçümü, çizgi boyunca damarların sayılması vb. teknikler uygulanmaktadır.

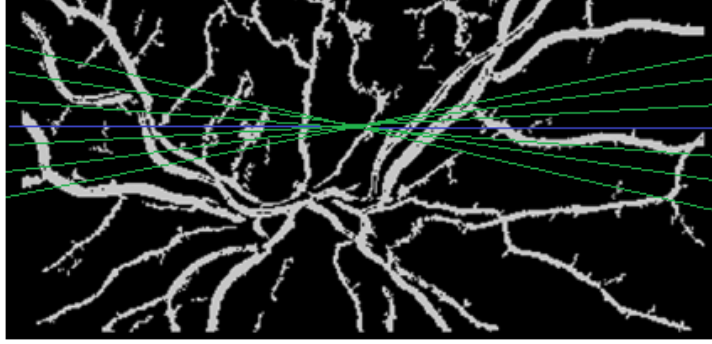
Büyüklükten bağımsız bir tanıma için yöntem, “zoom in” ve “zoom out” operasyonlarını ve ölçekleme faktörünü (scaling factor) kullanmaktadır. Burada ölçekleme faktörü 4 demek, hem “zoom in” hem “zoom out” işlemi için 0, 1, 2, 3, 4 ölçekleme faktörünün kullanılması anlamına gelmektedir. Testler ölçekleme faktörünün 2 olduğu durumda benzerlik ölçümünün maksimum olduğunu göstermektedir (Şekil 2.21 (a)).

İmgenin yönelimden (rotasyon) bağımsız olarak tanınabilmesi için ise, mevcut çizgi etrafında dönen çizgiler boyunca imge örneklenmiştir. Tecrübelerimiz, rotasyondan bağımsız bir tanıma için, minimum dönme açısının $1,8^\circ$ ve rotasyon sayısının ise 6 olduğunu göstermektedir (Şekil 2.21 (b)).

Ötelemeden (translation) bağımsız tanıma için de bazı işlemler gerçekleştirilmektedir. Bazı durumlarda retinal damarlarda kırılma vb. durumlar yaşanabilir. Ötelemeden bağımsız bir tanıma için, retinal imgede yanılmayı azaltıcı dikey ve yatay tolerasyonlar (Şekil 2.22) sağlamak adına bazı işlemler yapılmaktadır. Dikey tolerasyonun sağlanması adına, örnek retinal imgede ana çizgi etrafındaki birçok çizgi boyunca maksimum karşılaştırma (isabet) için araştırma yapılmaktadır. Maksimum isabet durumu mevcut çizgi için sonuç olarak alınmaktadır. Yatay tolerans için ise, kaydır-karşılaştır yaklaşımı uygulanmaktadır (Şekil 2.22). Burada ise, referans örnek satır/çizgi sabit tutularak, buna karşılık gelen satır her bölütlenmiş damar için kaydırılarak maksimum sayıda karşılıklı damar durumu araştırılmaktadır. Referans ve buna karşılık gelen satırlar arasında maksimum sayıda birleşimi bulmak için, her karşılık satır için, ölçekleme ve dönme tolerasyon işlemleri uygulanmaktadır [9].

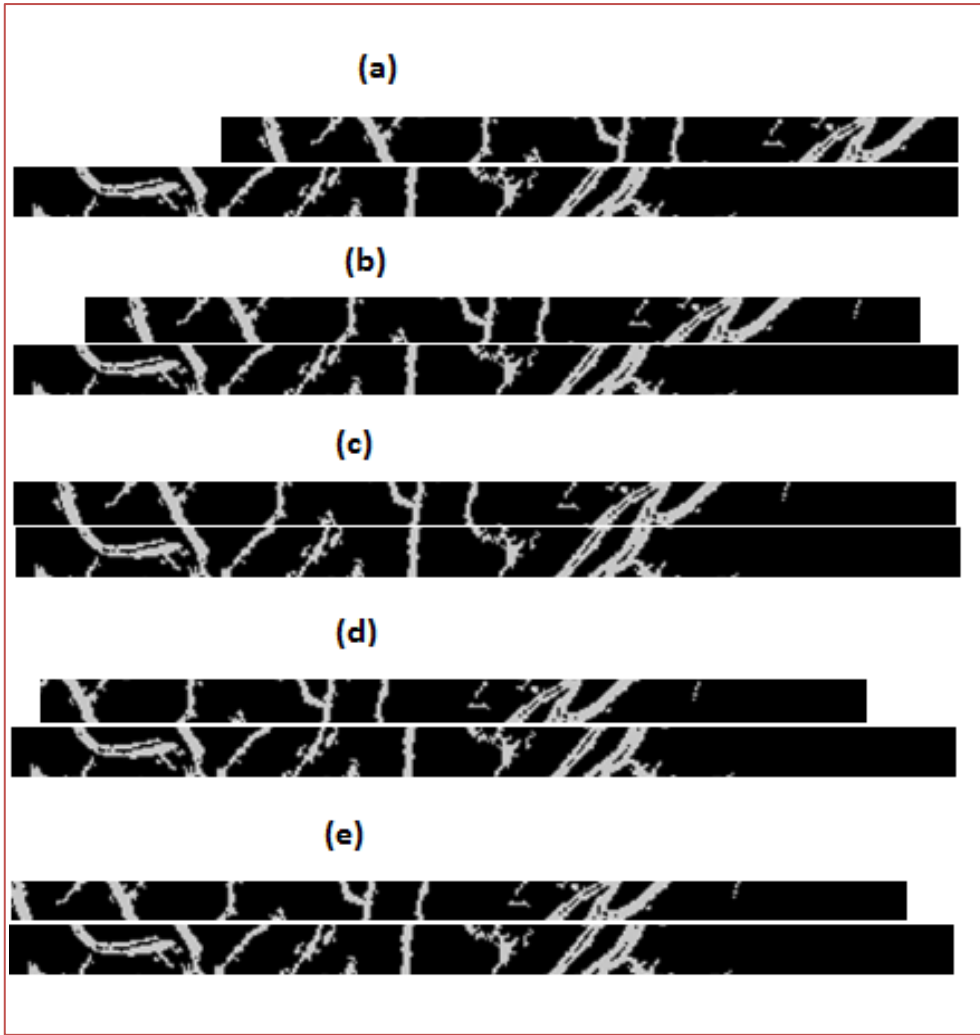


(a)



(b)

Şekil 2.21. (a) Büyüklük ve (b) rotasyon tolerasyonu için örnekleme satırları



Şekil 2.22. (a), (b), (c), (d) ve (e) imgelerinin değişik pozisyonlardaki karşılaştırma ve çakışmaları gösterdiği yatay tolerasyon için gösterim [9].

2.8.2. Benzerlik Ölçümü

Geliştirilen uygulamada iki benzerlik ölçümü bulunmaktadır. Bunlardan birincisinde, çakışan damarlar sayılarak refrans ve örnek imge için benzerlik (2.32) ve (2.33)'te verildiği gibi hesaplanır. Burada, her bir örnek satır için maksimum çakışma hesaplanmakta ve sonunda tanıma için toplam çakışma hesaplanmaktadır (2.32).

$$Bol_I = \sum_{i=1}^{RSS} \left\{ \frac{(Cak_Say_{Ref_sa-Orn_sa})^4}{(0.5*(MakDam_{Ref_sa}+MakDam_{Orn_sa})*OrtDam_{Orn_sa})} \right\}_i \quad (2.32)$$

Bol_I referans ve örnek imge arasında hesaplanmış benzerliği, RSS referans satırların sayısını, i referans satırları için kullanılan indeksi, $Cak_Say_{Ref_sa-Orn_sa}$ ise referans satırı ile buna karşılık gelen örnek satırı arasındaki maksimum çakışma sayısını, $MakDam_{Ref_sa}$ mevcut referans satırı boyunca bulunan maksimum damar sayısını, $MakDam_{Orn_sa}$ buna karşılık gelen örnek satırındaki maksimum damar sayısını, $OrtDam_{Orn_sa}$ ise örnek satır boyunca büyüklük, dönme ve öteleme tolerasyonları dikkate alındığında ortalama damar sayısını göstermektedir.

İmgedeki damar yoğunluğu gibi faktörler benzerlik hesabını etkileyeceğinden son karar (2.33)'de verilen normalize edilmiş benzerlik hesabına göre verilmektedir.

$$Ben_Oran_{orn_ref} = Ben_Oran = Bol_I / (Esik3 + Ken_Ben_Oran_{Ref}) \quad (2.33)$$

$Ben_Oran_{orn_ref}$ örnek ve referans imge arasındaki benzerlik oranını, $Ken_Ben_Oran_{Ref}$ referans imgeninin kendine benzerliğini (self similarity) $Esik3$ ise 10 olarak belirlenmiş bir eşik değerini göstermektedir.

Daha önce belirtildiği gibi zaman içinde imgede oluşan dejenerasyonlar benzerlik ölçümünü etkileyeceğinden çalışmada bu dejenerasyonların eliminasyonu için de yöntemler sunulmaktadır. Yöntemin test sonuçları ve performans bilgileri sonuçlar kısmında verilecektir.

3. SONUÇLAR

3.1. Optik Disk ve Makulanın Bulunması ile İlgili Sonuçlar

Bu çalışmada retinal görüntülerde optik diskin bulunması ve bölütlenmesi; makulanın tespiti ve bu yapıların bulunan konumlarının doğrulanması için yöntemler sunulmuştur. Gerçekleştirilen testler Intel Xeon 3.2-GHz CPU ve 1024 MB RAM konfigürasyonlarına sahip bir makinede işletilmiştir. Şekil 2.15'te otomatik tespit, yer bulma, ölçümleme ve doğrulama için pratik örnekler ve sonuçlar verilmiştir. Test sonuçları, geliştirilen sistemin sağlıklı bir şekilde çalıştığını fakat sadece eşik değerlerinin tespiti için bazı ayarlamaların yapılması gerektiğini göstermektedir. Bu eşik değerleri diğer yöntemlerde olduğu gibi deneysel olarak belirlenmiştir.

Optik disk ve makula tespiti konusunda yapılan çalışma için Karadeniz Teknik Üniversitesi Oftalmoloji bölümünden 400 adet retinal görüntü sağlanmış ve bu görüntülerin tamamı tespit işlemlerinde kullanılmıştır. Bu resimler değişik özellik ve kalitelerde ve 760×570 piksel boyutundadır. Ayrıca internet üzerinden temin edilebilen ve tüm araştırmacılara açık olan STARE [59] veri tabanından alınan resimler de sistemin testinde kullanılmıştır. Sistemin eğitilmesi için bazıları dejenerasyonlar içeren 10 görüntüden oluşan bir veri kümesi kullanılmıştır. Test sonuçları sistemin gerektiği şekilde çalıştığını göstermiş ve otomatik tespit ve parametre ölçümü için sadece küçük ayarlamaların yapılması gerektiği görülmüştür.

Optik diskin bölütlenmesi ve çapının ölçülmesi için de 100 görüntü kullanılmıştır. Resimlerin dejenerasyon durumları incelendiğinde ise Tablo 3.1'de gösterildiği gibi, resimlerin %11'inde hiç dejenerasyon bulunmamakta olup %27, %37 ve %24'ünde ise sıra ile küçük, orta ve büyük/geniş dejenerasyonlar bulunmaktadır. Bu sınıflandırma resimlerdeki dejenerasyonların derecesi dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir. Önerilen SS (standart sapma metodu), GSS (geliştirilmiş standart sapma metodu) ve HSSI (standart sapma imgesinin histogramı yöntemi) istatistiksel yöntemlerinin kullanılması sonucu elde edilen optik disk tespit performansları sıra ile Tablo 3.1, Tablo 3.2 ve Tablo 3.3'te verilmiştir.

Tablo 3.1. Standart Sapma Metodu (SS) ile OD tespiti

	İmge sayısı	Standart Sapma Metodu (SS)	
		Tespit edilemeyen OD sayısı (TeD)	Yüzde olarak doğruluk (DY)
Dejenerasyon içermeyen görüntüler	45	-	100
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	107	26	75.7
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	146	32	78.1
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	98	48	51.4
ARMD içeren görüntüler	71	18	74.6
DR içeren görüntüler	182	78	51.6
Toplam görüntü sayısı	396	106	73.2

Testlerde, manuel olarak üretilen ve doğru olarak kabul edilen veriler (ground truth data) bir veri tabanında birleştirilerek testler sırasında karşılaştırmalarda kullanılmıştır. Retinal görüntülerdeki morfolojik yapıların lokasyonları ise tam bir değer olarak gösterilmemiş, bunun yerine belli bir aralıkta tanımlanmıştır. Optik diskin tespiti için SS, GSS ve HSSI yöntemleri ile elde edilen sonuçların performansları Tablo 3.1, Tablo 3.2 ve Tablo 3.3 te verilmiştir. SS, GSS ve HSSI yöntemleri için doğrulama performansı ise Tablo 3.4’te verilmiştir.

Tablo 3.2. Geliştirilmiş Standart Sapma Metoduna (GSS) göre OD tespiti

	İmge sayısı	Geliştirilmiş Standart Sapma Metodu (GSS)	
		Tespit edilemeyen OD sayısı (TeD)	Yüzde olarak doğruluk (DY)
Dejenerasyon içermeyen görüntüler	45	1	97.6
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	107	27	74.8
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	146	35	76.0
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	98	36	63.3
ARMD içeren görüntüler	71	10	85.9
DR içeren görüntüler	182	73	59.9
Toplam görüntü sayısı	396	98	75.3

Tablo 3.1, Tablo 3.2, Tablo 3.3 ve Tablo 3.4'te dejenerasyon içermeyen görüntü sayısının 45 olarak belirtildiği ilk satırlar, hiçbir dejenerasyon içermeyen görüntülerin tamamında optik diskin tespit edildiğini ve ayrıca doğrulandığını göstermektedir. Bunun yanında çok düşük düzeyde dejenerasyon içeren görüntülerin %98.1'inde optik diskin bulunduğunu ve bu bulgulardan %65.4'ünün doğrulandığı görülmektedir. Orta ve yüksek düzeyde dejenerasyon içeren görüntülerde ise sırayla, %97.9 ve %93.9 oranında bir başarı ile optik disk bulunmuş ve bu sonuçlardan da yine sıra ile, %67.1% ve %58.2 oranında bir doğrulama sağlanmıştır. Genel olarak tespitite sistemin performansı optik disk için %97,2'dir ve %68,7'lik bir oranda doğrulama sağlanmıştır. Önerilen sistemin optik disk tespit performansı ayrıca YBMD ve DR hastalığı içeren görüntüler için de ölçülmüş olup, optik disk tespit yüzdesi YBMD ve DR içeren görüntüler için sıra ile %98,6 ve ve 96,7% olarak gerçekleşmiştir. Tablo 3.3'te görüleceği gibi sistemin genel olarak tüm imgeler üzerindeki tespit performansı %97,2 olarak gerçekleşmiştir.

Tablo 3.3. Standart Sapma İmgesinin Histogramı Yöntemine (HSSI) göre OD tespiti

	İmge sayısı	Standart Sapma İmgesinin Histogramı Yöntemi (HSSI)	
		Tespit edilemeyen OD sayısı (TeD)	Yüzde olarak doğruluk (DY)
Dejenerasyon içermeyen görüntüler	45	-	100
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	107	2	98.1
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	146	3	97.9
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	98	6	93.9
ARMD içeren görüntüler	71	1	98.6
DR içeren görüntüler	182	6	96.7
Toplam görüntü sayısı	396	11	97.2

Tablo 3.4. İstatistiksel yöntemlerin OD tespit ve konum doğrulama performansları

	İmge sayısı	Standart Sapma İmgesinin Histogramı Yöntemi (HSSI) ile OD tespiti		Konum doğrulama SS+GSS+HSSI	
		Tespit edilemeyen OD sayısı	Yüzde olarak doğruluk	Doğrulanmayan imge sayısı (DoD)	Yüzde olarak doğruluk (DY)
Dejenerasyon içermeyen görüntüler	45	-	100	-	100
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	107	2	98.1	37	65.4
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	146	3	97.9	48	67.1
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	98	6	93.9	41	58.2
YBMD içeren görüntüler	71	1	98.6	18	74.6
DR içeren görüntüler	182	6	96.7	88	51.6
Toplam görüntü sayısı	396	11	97.2	124	68.7

Bu uygulama test edilirken kullanılan veriler iki grupta sınıflandırılmıştır. Birinci gruptaki resimler, makula bölgesini gösteren hiçbir parlaklık düzeyi düşük alan içermemektedir. İkinci grupta ise daha normal ve kaliteli resimler mevcuttur. Tablo 3.5 ve Tablo 3.6'da 100 adet resim için sıra ile sistemin OD tespit ve konum doğrulama performansı gösterilmiştir. Tablo 3.5'e göre sadece üç görüntüde optik disk bulunamamıştır. Bu görüntülerden biri Şekil 3.2'de verilmektedir. Kaliteli imgeler üzerinde yapılan testlerde OD tespiti ve bulunan konumun doğrulanması açısından sıra ile %97 (Tablo 3.5) ve %63 (Tablo 3.6) düzeyinde başarı elde edilmiştir.

STARE [59] projesi kapsamında oluşturulan ve araştırmacıların kullanımına sunulan retinal görüntülerden oluşturulmuş veri tabanındaki görüntüler üzerinde de sistemin testi gerçekleştirilmiştir. Sistem bu testlerde, optik diski içermeyen resimler üzerinde yapılan testlerde, optik disk için en yakın noktayı bulmasına rağmen, bu içerikteki resimler testlere dâhil edilmemiştir. Buna rağmen sistem optik diskin bulunamaması gibi durumlar için

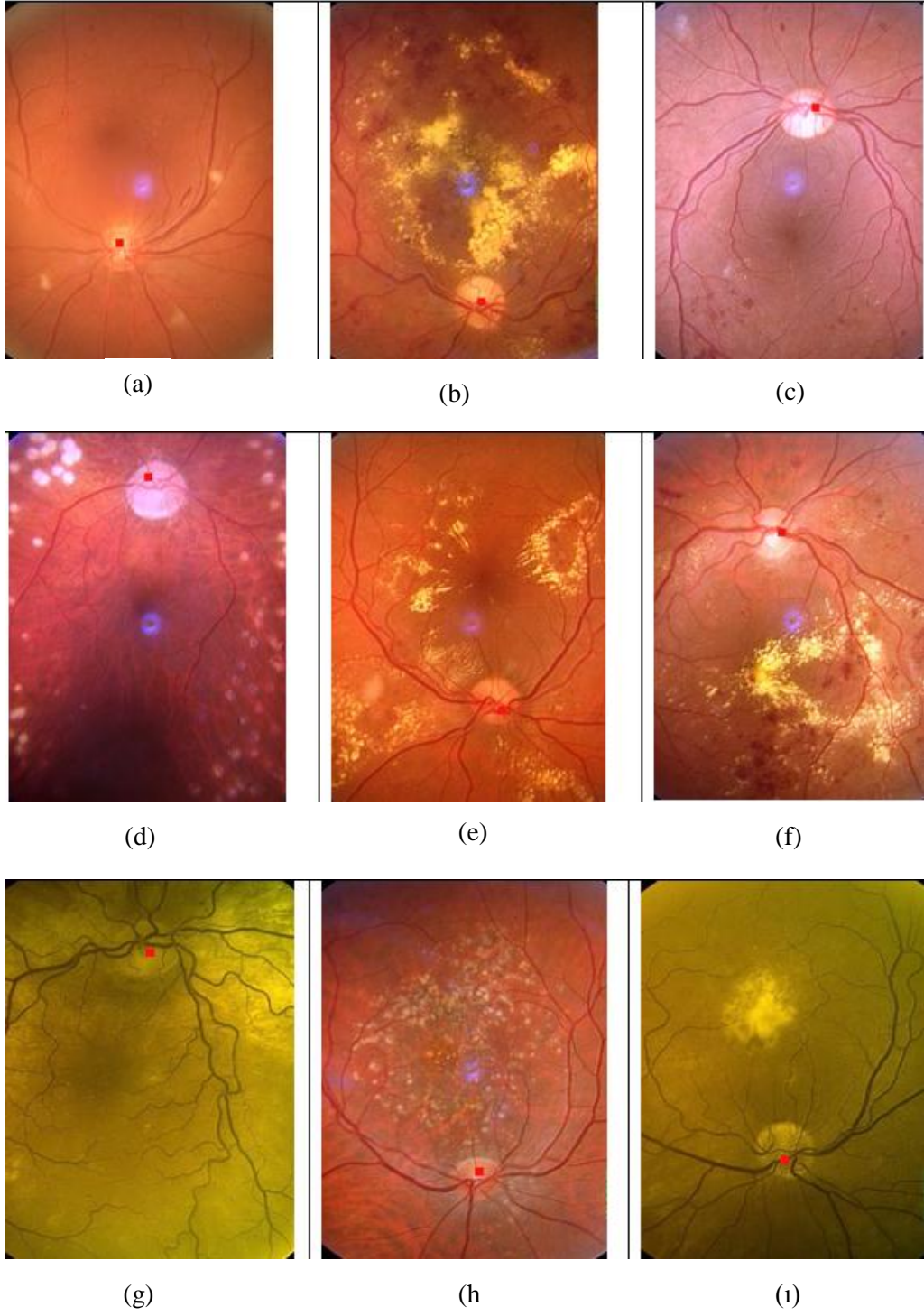
uyarı verecek şekilde tasarlanmıştır. STARE [59] veri seti kullanılarak yapılan testler sonucunda, sadece üç adet resimde optik disk bulunamamıştır.

Table 3.5. Yüksek kalitede imgeler için sistemin optik disk tespit performansı

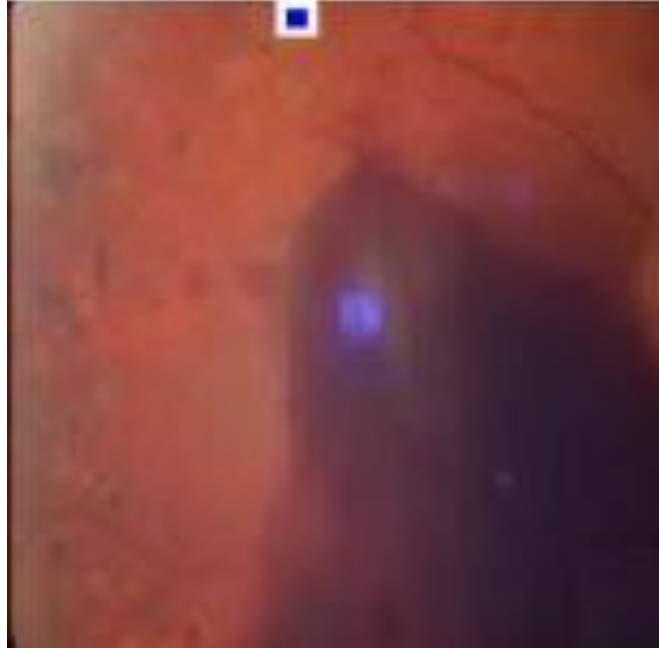
	İmge sayısı	Standart Sapma İmgesinin Histogramı Yöntemi (HSSI) OD tespiti	
		Tespit edilemeyen OD sayısı (TeD)	Yüzde olarak doğruluk (DY)
Dejenerasyon içermeyen görüntüler	5	-	100
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	24	-	100
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	33	1	96.9
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	38	2	94.7
Toplam görüntü sayısı	100	3	97.0

Table 3.6. Yüksek kalitede imgeler için sistemin optik disk konum doğrulama performansı

	İmge sayısı	Konum doğrulama SS+GSS+HSSI	
		Doğrulanan imge sayısı (DoD)	Yüzde olarak doğruluk (DY)
Dejenerasyon içermeyen görüntüler	5	-	100
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	24	8	66.6
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	33	11	66.6
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	38	18	52.6
Toplam görüntü sayısı	100	31	63.0



Şekil 3.1. Önerilen sistem kullanılarak OD tespiti için elde edilmiş bazı örnek sonuçlar



Şekil 3.2. Önerilen sistem kullanılarak tespit edilemeyen bir örnek görüntü

Tablo 3.7. Bütün retinal görüntüler için sistemin optik disk çapını ölçüm performansı

Doğruluk aralığı (%)	Çap bazlı ölçüm				Boyut bazlı ölçüm				Ölçüm ortalaması
	Eşik bazlı metod (EBM)	Arka plan bazlı metod (ABM)	Bölütleme Bazlı Metod (BBM)	Hibrit Metod (HM)	Eşik bazlı metod (EBM)	Arka plan bazlı metod (ABM)	Bölütleme Bazlı Metod (BBM)	Hibrit Metod (HM)	
95-100	49	70	71	78	40	60	56	59	68
90-95	125	133	130	143	119	139	127	141	153
85-90	119	109	111	115	127	117	114	119	120
80-85	55	45	46	42	65	45	64	41	30
<80	45	36	35	11	42	32	32	33	22

Tablo 3.8. Yüksek kalitede görüntüler için optik disk çapını ölçüm performansı

Doğruluk aralığı (%)	Çap bazlı ölçüm				Boyut bazlı ölçüm				Ölçüm ortalaması
	Eşik bazlı metod (EBM)	Arka plan bazlı metod (ABM)	Bölütlenme Bazlı Metod (BBM)	Hibrit Metod (HM)	Eşik bazlı metod (EBM)	Arka plan bazlı metod (ABM)	Bölütlenme Bazlı Metod (BBM)	Hibrit Metod (HM)	
95-100	21	29	31	30	23	29	31	29	31
90-95	25	29	27	29	26	28	27	30	32
85-90	29	23	21	21	27	23	24	23	25
80-85	18	14	16	15	17	16	15	14	11
<80	7	5	5	5	7	4	3	4	3

Tablo 3.7 ve Tablo 3.8’de optik diskin ölçümünde sistemin gösterdiği performans verilmiştir. Sistemin doğruluğu ise, sistemden elde edilen sonuçların manuel olarak elde edilmiş sonuçlarla (ground truth data) karşılaştırılmasıyla test edilmiştir. Doğruluk için tanımlanmış olan yüzde aralığı Tablo 3.7 ve Tablo 3.8’de verilmiştir. Diğer yandan Tablo 3.8, yüksek kalitede imgeler için sistemin OD ölçümünde sergilediği performansı göstermektedir. Optik diskin bölütlenmesi için dört ayrı metod sıra ile işletilmiş ve sistem performansının kaliteli resimler için en başarılı metotta %97’ye kadar yükseldiği görülmüştür. Diğer yandan sistemin ortalama ölçüm performansının ise %93’ün üzerinde olduğu tespit edilmiştir.

Makulanın tespiti konusunda ise sistem, 393 görüntüden sadece 2 tanesinde makulanın yerini, optik diski baz alarak bulamamıştır. Burada, daha öncede belirtildiği gibi optik diskin 2 parçasından büyük olanı makulanın bulunduğu yönün tespitinde kullanılmıştır. Sistemin bir özelliği de optik disk çevresindeki dejenerasyonların sistemin performansını etkilemiyor olmasıdır. Makulanın yerinin tespitinde sistemin performansı %99’un üzerindedir. Ayrıca görüntülerin %99’unda makulanın kabaca bulunduğu bölge doğrulanmıştır.

Tablo 3.4, Tablo 3.6, Tablo 3.9 ve Tablo 3.10 sistemin optik disk ve makulanın yeri konusundaki doğrulama performansını göstermektedir. Grup bazında, birinci ve ikinci gruptaki imgelerde, sıra ile %68 ve %63 oranında bir konum doğrulaması, SS, GSS ve

HSSI yaklaşımları kullanılarak başarılmıştır. Tablo 3.9’da ise otomatik olarak tespit edilmiş makula lokasyonu için doğrulamalar gösterilmiştir. Burada görüldüğü gibi, 393 resim üzerinde yapılan testler sonucu, görüntülerin %91’inde ortalama yöntemiyle doğrulama gerçekleştirilebilmiştir. Sistemin doğrulama performansı, kaliteli resimler üzerinde %97 olarak gerçekleşmiştir.

Tablo 3.9. Makulanın konumlandırılmasında yöntemlerin karşılaştırılması

	Veri setindeki tüm görüntüler		
	Sağlıklı kısmın arka plan imgesi (SAI)	Genişletilmiş arka plan imgesi (GAI)	Ortalama (SAI+GAI)
Makulanın yeri çok yakın olarak doğrulandı	167	179	177
Makulanın yeri yakın olarak doğrulandı	179	171	182
Makulanın yeri çok uzak olarak doğrulandı	47	45	34

Tablo 3.10. Makulanın konumlandırılmasında yüksek kalite imgeler üzerinde yapılan testlerde yöntemlerin karşılaştırılması

	Veri setindeki yüksek kalitedeki resimler		
	Sağlıklı kısmın arka plan imgesi (SAI)	Genişletilmiş arka plan imgesi (GAI)	Ortalama (SAI+GAI)
Makulanın yeri çok yakın olarak doğrulandı	69	71	69
Makulanın yeri yakın olarak doğrulandı	27	24	28
Makulanın yeri çok uzak olarak doğrulandı	4	5	3

Optik disk ve makula konumlandırma için önerilen metotların zaman maliyetleri de yapılan testlerde ölçülmüştür. Genellikle birkaç saniyelik bir süre alan arka plan görüntüsü hesaplama maliyeti, toplam işlem maliyetine dâhil edilmemiştir. Yapılan testlerde genişletilmiş arka plan görüntüsünün oluşturulması için geçen süre, sıra ile 396 ve 100 imgenin bulunduğu birinci ve ikinci grup imgeler için sıra ile toplamda 1106 sn ve 280 sn olarak gerçekleşmiştir. Bölütleme ve ölçüm süresi ise bir retinal görüntü için bir saniyeden düşük olarak gerçekleşmiştir. Böylelikle, ilk veri setinin bölütleme ve ölçümlemesinde 32 saniyelik bir süre harcanmıştır. Bu sonuçlar da göstermektedir ki; önerilen optik disk tespit yöntemi etkin bir yöntemdir. Fakat buna rağmen bozulmuş alanlar hesaplama süresini az da olsa etkilemektedir. Bu konuda yapılan ilk testler, bir görüntüyü bu amaçla otomatik olarak işlemek için birkaç saniyenin yeterli olduğunu göstermektedir.

Spesifik örnek vermek gerekirse, 396 imgenin tamamı için, HSSI yöntemine göre OD tespit süresi toplam 225 sn olarak gerçekleşmiş; 100 kaliteli resim üzerinde ise OD tespiti için yapılan çalışma yine aynı yöntemle göre 60 saniyede tamamlanmıştır.

Önerilen yöntemlerle işlenen bazı görüntüler Şekil 3.1’de gösterilmiştir. Burada, yapılan bölütleme ve ölçümlerin doğruluğu ise otomatik ve manuel olarak işlenmiş görüntüler karşılaştırılarak tespit edilmiştir. Optik disk ve makulanın konumlandırılması konusundaki sistem performansı sıra ile %97 ve %99 olarak gerçekleşmiştir. Elde edilen test sonuçları, önerilen sistemin optik diskin tespiti ve makulanın konumlandırılması konusunda çok iyi bir performansa sahip olduğunu göstermiştir. Elde edilen sonuçlar ayrıca, optik disk parametrelerinin belirlenmesinde ve daha önceki bölümlerde belirtilen doğrulama mekanizmasında kullanılmıştır. Bulunan optik disk ve makula bölgeleri için doğrulama oranı ise sıra ile %96 ve %97 olarak gerçekleşmiştir.

3.2. DR Bölütlemesi ile İlgili Sonuçlar

DR lezyonlarının bölütlenmesi ile ilgili olarak önerilen metotların test sonuçları incelenmiştir. Önerilen üç metodun bölütleme ve ölçüm doğruluğu, önerilen otomatik DR tespiti için geliştirilen metodlar tarafından bölütlenen bozulmuş alanların elle yapılmış bölütlemelerle karşılaştırılmasıyla belirlenmiştir. Elle ve otomatik olarak yapılmış bölütleme arasındaki fark bölütleme doğruluğu olarak ifade edilmektedir. Sonuçlarda verilen Tablo 3.8 ve Tablo 3.9, ters bölütleme yaklaşımının performansını özetlemektedir. Bu tabloların son satırı kontrol edildiğinde, Bayes tabanlı metod, Bölge büyütme metodu,

Arka plan düzeltilmeli bölge büyütme metodu ve Arka plan düzeltilmeli adaptif bölge büyütme metodunun performansı eşitlik (3.1)'e göre hesaplanmış ve bu değerler sıra ile 0.875, 0.918, 0.901 ve 0.925 olarak elde edilmiştir. Bu değerler de göstermektedir ki, Arka plan düzeltilmeli adaptif bölge büyütme yöntemi metotlar arasında en başarılı sonucu vermektedir. Bu metot ayrıca, retinal imgelerde DR takibinde de kullanılabilir.

$$\text{Pozitif tahmin değeri} = \frac{\text{True pozitif}}{(\text{True Pozitif} + \text{False pozitif})} \quad (3.1)$$

Tablo 3.11. Manuel ve Bayes tabanlı yaklaşımlarla bölütleme

	Manuel Metot	Bayes Tabanlı Metot		
	Manuel Bölütleme (MB)	Bayes Tabanlı Bölütleme Metodu (BTBM)	Çakışmayan Bölütleme (Kısımlar) (ÇB)	Pozitif Tahmin Değeri (PTD)
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	625	721	96	0.877
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	3665	4084	419	0.892
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	33154	37325	4171	0.881
50 imge için ortalama	8334	9438	1104	0.875

Manuel-bayes tabanlı ve Manuel-bölge büyütme yaklaşımlarıyla yapılan bölütleme ile ilgili test sonuçları Tablo 3.11 ve Tablo 3.12'de verilmiştir. MB, BTBM, ÇB, PTD ve BBM, sıra ile Manuel Bölütleme, Bayes Tabanlı Bölütleme, Çakışmayan Bölütleme (Not-Overlapping Segmentations-NoS), Pozitif tahmin değeri ve Bölge büyütme yaklaşımıyla bölütleme metodu anlamına gelmektedir. Bölge büyütme ve Bayes bölütleme yöntemlerinin sonuçları PTD olarak tabloların son satırlarında (Tablo 3.11 ve 3.12) verilmektedir. Bu değerler Bayes ve Bölge Büyütme yaklaşımları ile bölütleme için sıra ile 0.875 ve 0.918 değerlerine tekabül etmektedir. Test sonuçları ve tecrübemiz, Bayes bölütleme yönteminin DR bölütlemesinde, performans açısından eksik, fazla vb. büyük

değişim sergilediğini göstermektedir. Diğer yandan ters bölge büyütme bölütleme yaklaşımı ise tüm durumlarda oldukça uyumlu ve tutarlı bir performans sergilemektedir. Genel olarak, eşik değerleri kolayca atanıp ayarlanarak daha iyi bölütleme sonuçları elde edilebilir. BTBM (Bayes tabanlı bölütleme metodu) göz önüne alındığında, en iyi eğitim örneklerini seçip kötü örneklerin eliminasyonunu sağlamak problem teşkil edebilir ve eğitim safhasında kullanılan örneklere dayanılarak bölütleme tahmini yapılamaz.

Tablo 3.12. Manuel, bölge büyütme yaklaşımıyla bölütleme

	Manuel Metot	Bölge Büyütme Metodu (BBM)		
	Manuel Bölütleme (MB)	Bölge Büyütme Bölütleme (BBM)	Çakışmayan Bölütleme (Kısımlar) (ÇB)	Pozitif Tahmin Değeri (PTD)
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	625	672	47	0.943
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	3665	3893	228	0.948
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	33154	29867	3287	0.907
50 imge için ortalama	8334	9195	861	0.918

Tablo 3.13 ve Tablo 3.14'te ayrı ayrı manuel yöntem ve sıra ile ADBBM ve ADABBM metotları karşılaştırılmıştır. Burada ADBBM ve ADABBM, Arka plan düzeltmeli bölge büyütme metodu ve Arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme metodu anlamlarında kullanılmaktadır. Bu tablolardan ADBBM ve ADABBM metotlarının karşılaştırması da karşılıklı olarak tablolardan yapılabilir.

ADBBM metodunun ortalama performansı tablonun son satırında verilmektedir ve bu rakam 0.901'dir. Küçük ve dağınık dejenerasyonların bulunduğu bazı durumlarda sistem daha düşük performans göstermektedir. Bu tür durumlarda, uygun bölütleme büyüklüğü gibi bir eşik değeri seçilerek daha iyi bölütleme yapılabilir ve dağılım parametre olarak kullanılabilir. Bu tür durumlarda ADABBM yöntemi daha ileri iyileştirmeler için uygulanabilir. ADABBM yönteminin ortalama performansı ise Tablo

3.14'ün son satırında 0.925 olarak verilmiştir. Bu sonuçlar manuel ve önerilen otomatik yöntemlerin DR bölütlemesinde oldukça yaklaşık performanslar sergilediğini göstermektedir. Buna ilaveten önerilen otomatik bölütleme yaklaşımı işlem süresini manuel yaklaşıma göre oldukça düşürmektedir.

Tablo 3.13. Manuel ve ADBBM metotlarının karşılaştırılması

	Manuel bölütleme (MB)	Arkaplan Düzeltmeli Bölge Büyütme Metodu (ADBBM)		
		Arka plan düzeltmeli bölge büyütme metodu (ADBBM)	Çakışmayan Bölütleme (Kısımlar) (ÇB)	Pozitif Tahmin Değeri (PTD)
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	625	682	57	0.922
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	3665	3876	211	0.950
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	33154	36415	3261	0.918
50 imge için ortalama	8334	9235	901	0.901

Tablo 3.14. Manuel ve ADABBM metotlarının karşılaştırılması

	Manuel Bölütleme (MB)	Arka plan Düzeltmeli Adaptif Bölge Büyütme Metodu (ADABBM)		
		Arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme metodu (ADABBM)	Çakışmayan Bölütleme (Kısımlar) (ÇB)	Pozitif Tahmin Değeri (PTD)
Küçük düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	625	572	53	0.921
Orta düzeyde dejenerasyon içeren görüntüler	3665	3506	159	0.956
Geniş çaplı dejenerasyon içeren görüntüler	33154	31915	1239	0.963
50 imge için ortalama	8334	7767	567	0.925

Tablo 3.15. Önerilen sistemin sert eksuda tespitindeki performansı

	Sert Eksuda	
	Pozitif Tahmin Değeri (PTD)	Doğruluk
Küçük dejenerasyon içeren imgeler	0.915	0.999
Orta dejenerasyon içeren imgeler	0.957	0.998
Büyükük dejenerasyon içeren imgeler	0.964	0.989
Ortalama performans	0.951	0.988

Önerilen otomatik sistemin, sert eksuda ve cotton wool spots tipindeki dejenerasyonların bölütlemesindeki performansı Tablo 3.15 ve Tablo 3.16’da verilmiştir. Yapılan testler sonucunda, Cotton wool spot ve sert eksuda bölütlemesi konusunda sistemin oldukça umut verici bir performans gösterdiği görülmektedir. Tabloların her ikisinde son satırlar kontrol edildiğinde sistemin bu dejenerasyonları bölütleme performansının %98 civarında olduğu görülecektir. Her iki dejenerasyonun tespiti ile ilgili bu sonuçlar ise daha etkin bir damar bölütlemesi yapılarak geliştirilebilir.

Tablo 3.16. Önerilen sistemin cotton wool spots tespitinde performansı

	Cotton wool spots	
	Pozitif Tahmin değeri (PTD)	Doğruluk
Küçük dejenerasyon içeren imgeler	0.926	0.999
Orta dejenerasyon içeren imgeler	0.934	0.998
Büyükük dejenerasyon içeren imgeler	0.930	0.987
Ortalama performans	0.927	0.986

Tablo 3.17. Önerilen otomatik yöntemin performansının Sert Eksuda için hassaslık (sensitivity) ve spesifiklik (specificity) ölçümlerine dayanılarak karşılaştırılması

	Sert Eksuda	
	Hassaslık (Sensitivity)	Spesifiklik (Specificity)
Dejenerasyon içermeyen imgeler	-	0.999
Küçük dejenerasyon içeren imgeler	0.979	0.999
Orta dejenerasyon içeren imgeler	0.984	0.999
Büyükük dejenerasyon içeren imgeler	0.988	0.996
Ortalama performans	0.981	0.998

Son olarak önerilen yöntemlerin yanlış pozitif ve yanlış negatif performanslarını değerlendirmek için, yöntemlerin hassaslık ve spesifiklik (sensitivity and specificity) değerleri ölçülmüş ve sonuçlar Tablo 3.17 ve Tablo 3.18'de verilmiştir. Bütün bölütleme yaklaşımlarında karşılaştırma yapabilmek ve tutarlı sonuçlar elde edebilmek için aynı eşik değerleri ve parametreler kullanılmıştır. Bu yüzden testlerde bazen, gereğinden az ya da fazla bölütleme sonuçları elde edilmiştir. Dolayısıyla, farklı resimler için farklı eşik değeri kullanılması durumunda sistemin performansı artırılabilir. Tabloda, dejenerasyon içermeyen imgeler için sıfır pozitif pikseller önerildiğinden, bu imgeler için hassaslık hesabı yapılmamıştır. Tablonun son satırında verilen ortalama değerler cotton wool spots ve sert eksuda tipindeki dejenerasyon türleri için %97 civarındadır.

Tablo 3.18. Önerilen otomatik yöntemin performansının Cotton wool spots tipindeki dejenerasyonlar için hassaslık (sensitivity) ve spesifiklik (specificity) ölçümlerine dayanılarak karşılaştırılması

	Cotton wool spots	
	Hassaslık (Sensitivity)	Spesifiklik (Specificity)
Dejenerasyon içermeyen imgeler	-	0.999
Küçük dejenerasyon içeren imgeler	0.981	0.999
Orta dejenerasyon içeren imgeler	0.980	0.999
Büyükük dejenerasyon içeren imgeler	0.981	0.997
Ortalama performans	0.976	0.996

3.3. Retinal Tanıma ile İlgili Sonuçlar

Tablo 3.19. Retinal imge kümesi için tanıma oranı

	Test edilen imge sayısı	Taninan imge sayısı	Yüzde tanıma
Dejenerasyon içermeyen imgeler	31	31	100
Küçük dejenerasyon içeren imgeler	113	113	100
Orta dejenerasyon içeren imgeler	162	161	99.4
Büyükük dejenerasyon içeren imgeler	86	85	98.8
Toplam imge sayısı	392	389	99.5

Sistem eğitimi ve testleri, KTÜ oftalmoloji departmanından alınan 760x570 çözünürlükte ve değişik kalite düzeylerine sahip 400 imge üzerinde ve ayrıca araştırmalara açık STARE veri kümesinden alınmış 80 imge üzerinde gerçekleştirilmiştir. Sistem oldukça küçük bir eğitim verisi kullanılarak büyük bir veri kümesi üzerinde test edilmiştir.

Test sonuçları ise önerilen sistemin başarılı bir şekilde çalıştığını ve eşik değerinin atanması için çok küçük ayarlamalar gerektiğini göstermektedir.

Tablo 3.20. Farklı sınıflardaki görüntüler için sistemin tanıma performansı

	Test edilen imge sayısı	Tanınan imge sayısı	Yüzde tanıma
Bir kişiden alınan maksimum imge sayısı	5	5	100
Aynı kişiden alınan imgeler	56	54	96.4
Farklı kişilerden alınan imgeler	331	331	100
Toplam imge sayısı	392	390	99.5

Çalışma kapsamında yapılan test sonuçlarına göre tanıma performansı ile ilgili sonuçlar Tablo 3.19 ve Tablo 3.20’de verilmiştir. Sistem için uygulanan eşik değerleri, eğitim imgeleri baz alınarak belirlenmiştir. Sistem, farklı kişilere ait görüntülerin tamamını kendi içinde tanımaktadır. Çünkü görüntüler, kendileri ile en yüksek benzerliği göstermektedir. Diğer yandan sistemin benzerlik performansı, aynı kişiden alınan görüntünün kalitesi ve yönelimine bağlı olarak değişmektedir. Burada tanıma için maksimum benzerlik oranı kullanılmıştır. Sistem, hiç dejenerasyon içermeyen ve küçük ve orta düzeyde dejenerasyon içeren imgelerde %100 oranında bir tanıma performansı göstermektedir. Fakat burada sistemin, büyük dejenerasyon içeren resimlerdeki performansının, diğer görüntüler kadar yüksek olmadığı görülmektedir. Bu durumda sistemin performansı yaklaşık %97 düzeyinde gerçekleşmiştir. Bu görüntülerde, geniş ve yaygın dejenerasyon alanlarından dolayı damar yapısının büyük kısmı kaybedilmiş ya da bölütlenememiştir. Dejenerasyona uğramış alanların eliminasyonu, tanıma performansını yükseltmekle birlikte, bu işlem, dejenerasyon içermeyen görüntülerde sistemin performansının yüksekliğinden dolayı genel performansı etkilememektedir.

4. TARTIŞMA

Retinal görüntülerdeki hastalıkların otomatik bir yaklaşımla belirlenebilmesi için çoğu durumda, optik disk ve makulanın otomatik olarak tespiti, ölçümü ve analizi gerekmektedir. Bu yapıların otomatik tespitinin öneminden dolayı, bu çalışmada, optik disk ve makulanın tespit, bölütleme ve ölçümü için basit fakat etkin yöntemler önerilmiştir. Ayrıca son yıllarda görme kayıplarının birincil sebebi olarak karşımıza çıkan DR lezyonlarından parlak tipte olan cotton wool spots ve sert eksuda dejenerasyonlarının bölütlenmesi için de bazı yöntemler önerilmiştir. Buna ilaveten son yılların önemli çalışmalarından olan biyometrik tanımanın retinal damarlar vasıtasıyla yapılabilmesi için bir damar bölütleme yaklaşımı sunulmuş ve bu yaklaşım için test çalışmalarının sonuçları verilmiştir.

Retinanın bazı kısımlarının tespiti ve ölçümü için önerilen sistemin, optik diskin tespiti konusundaki performansı çok değişik kalite ve çeşitlilikte ve çok sayıda görüntü üzerinde yapılan testlerle değerlendirilmiştir. Genel olarak sistem, optik diskin tespitinde çok büyük bir başarı sergilemiştir. Mesela sistem, YBMD içeren retinal görüntülerde dahi optik diskin tespitinde çok başarılı sonuçlar vermiştir. Fakat DR içeren resimlerde, metodun o kadar başarılı olmadığı görülmüştür. Test sonuçlarında ayrıca, bazı durumlarda, mesela sert eksuda ya da cotton wool spots etrafında oluşan küçük veya yayılmış mikroanevrizma ya da hemoraji içeren görüntülerde, optik diskin her zaman başarılı bir şekilde tespit edilemeyebileceği görülmüştür.

Tablo 3.8’de gösterilen ilk üç satır ve HM kolonundaki sonuçlar için bir “t” testi gerçekleştirilmiştir (Son iki satırdaki çoğu görüntü dejenerasyonlar içermektedir). İki kuyruklu P değeri ise 0,5194 olarak belirlenmiş, bu şekilde t değeri için bir geçiş değeri hesaplanmıştır. Bu değer hesaplanırken $t = 0.67704$, $df = 85$ ve bu farkta karşılaşılabilecek hata payı ise 2.597’dir. Yapılan bu testin sonuçları ile, manuel ve otomatik bölütleme yöntemiyle işlenmiş ve ölçümü yapılmış görüntülerde ortaya çıkan farklılıkların %95 güvenle, istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Retinal görüntü analizi için birçok metot sunulmuş olmasına karşın [14, 30, 36, 45, 51, 53, 76, 118], bu metotların optik diskin tespiti, bölütlenmesi ve ölçümü ve makulanın konumlandırılması konusundaki performansları çok değişkendir. Daha önce optik diskin tespiti için geliştirilmiş metotların başarı oranları %97 civarındadır [20, 33, 47, 75, 107].

Bu çalışmada önerilen metot dejenerasyon içermeyen retinal görüntüler için karşılaştırılabilir sonuçlar sunmaktadır. Diğer yandan daha önce makulanın konumlandırılması için geliştirilmiş metotların başarı oranları da %95 civarındadır [105], fakat bu çalışmada aynı fonksiyon için önerilen metodun başarıyı ise %99'un üzerindedir. Ayrıca daha önce geliştirilmiş metotların bölütleme performansları, uygulanan yönteme göre değişiklik arz etmektedir [36, 45, 107]. Bu çalışma ile elde edilen sonuçlar ise yine diğer metotlarla karşılaştırıldığında daha güvenilirdir. Çünkü önerilen sistem ayrıca makula ve optik disk konumu için bir doğrulama mekanizması sunmaktadır.

Tez kapsamında ayrıca DR lezyonlarının bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Literatürde DR tespiti ve bölütlemesi ve takibi için birçok yöntem sunulmasına karşın [10, 93, 94, 98, 104,], bu metotların başarıları dejenerasyon durumuna göre değişiklik arz etmektedir. Mesela sert eksuda durumunda başarılı sonuçlar veren bir yöntem cotton wool spots üzerinde başarılı sonuçlar vermemektedir. Retinal imgelerde sağlıklı alanların yapısı homojenlikten oldukça uzak olduğundan, bu durumlarda, doğrudan bölütleme yöntemleri daha karmaşık ve maliyetlidir. Ayrıca doğrudan metotlar, dejenerasyonlarla benzer renklerdeki dokuların bölütlenmesinde de başarılı sonuçlar vermemektedir. Fakat bu çalışmada, daha doğru sonuçlar verdiği için, DR bölütlemesi için ters bölütleme yöntemi tercih edilmiştir. Değişik performans düzeyleri sağlayan diğer yöntemlerde, uygun bir kullanıcı müdahalesiyle %90 civarında bir bölütleme doğruluğu sağlanmaktadır [66, 68, 94, 98, 106].

Bu çalışmada, diğer yaklaşımlara göre nispeten daha hızlı olan, ters bölütleme yaklaşımı önerilmektedir. Bunun sağlanması için de arka plan düzeltmeli adaptif bölge büyütme yöntemi geliştirilmiştir. 50 retinal imge üzerinde test edilen yöntem, bölütlemede diğer yöntemlere göre daha yüksek düzeyde başarı elde edilmektedir. Bir imgenin analizi ise, hiçbir kullanıcı müdahalesi olmadan, 30 saniyeden daha düşük bir sürede tamamlanmaktadır. Önerilen metot %95 düzeyinde, bahsedilen DR lezyonlarının bölütlenmesinde başarı sağlamaktadır.

Tez kapsamında gerçekleştirilen biyometrik tanıma yöntemi de performans açısından umut vericidir. Otomatik sistemlerle tanıma konusuna ilgi, son yıllarda büyük artış göstermiştir. Diğer yandan retinal imgeler kullanılarak bu alanda yeni sistemler geliştirilebileceği aşikardır. Bu çalışmada retinal imgelerdeki damar yapısı kullanılarak, basit fakat hızlı ve etkin bir biyometrik tanıma metodu önerilmektedir. Önerilen metod imgenin büyüklüğü, yönelimi vb. konuları dikkate almakta ve retinal damar yapısını

kullanarak farklı durumlarda ve zamanlarda aynı kişilerden alınan görüntüleri karşılaştırarak tanımayı gerçekleştirmektedir. Sistem ayrıca, retinadaki sağlıklı ve sağlıklı kısımları çıkarabilmekte ve insan retinasında zamanla ortaya çıkan bozulma gibi durumları da dikkate almaktadır. Metot, oluşan bozulmuş alanların eliminasyonu ile tanıma performansını artırmaktadır. Yapılan testler önerilen sistemin doğruluğunu ve geçerliliğini de kanıtlamaktadır.

Literatürde, retinal imgelerden biyometrik tanımanın gerçekleştirilmesi konusunda bazı çalışmalar sunulmuştur. Fakat bu öneriler, karmaşık ve maliyet açısından yüksek maliyetler içermektedir [99, 135, 136, 139, 144]. Önerilen metotlar için %95 düzeyinde bir başarı bildirilirken; bu çalışmada önerilen sistem, 400 imge üzerinde yapılan test sonuçlarına göre %98 oranında bir başarı göstermiştir. Ayrıca bu sistem tanımayı, milisaniye seviyesinde hiçbir kullanıcı müdahalesine gerek duyulmadan gerçekleştirmektedir. Metot ayrıca büyüklük, yönelim vb. konuları da dikkate almakta ve elimine etmektedir.

Burada ayrıca, önerilen sistemin mevcut sistemlerle sağlıklı bir şekilde karşılaştırılabilmesi için, farklı parametreler kullanan eski yöntemlerle bu çalışmada önerilen yöntemlerin aynı veri kümesinde test edilmesi gerektiğini belirtmek gerekir.

5. ÖNERİLER

Bu çalışmada optik diskin tespiti, bölütlenmesi, ölçümü ve makulanın da konumlandırılması için basit fakat etkin bir yöntem sunulmaktadır. Tespit ve ölçüm metotları yanında ayrıca, hem optik disk konumu hem de makula konumu için doğrulama yöntemleri de sunulmaktadır. Çalışma kapsamında yapılan testler, önerilen metodun optik disk ve makulanın tespit ve konumlandırılmasında %97'lik ve optik diskin ölçümünde ise %94'lük bir başarı sağladığını göstermektedir. Bu yüzden bu metot, ONH gibi hastalıkların tespitinde kullanılabilir. Fakat önerilen metodun, kanama ve bazı dejenerasyon durumlarında aynı oranda başarı sağlayamadığı görülmüş olup bu durumlar için sistemin daha da geliştirilmesi gerekmektedir. Ayrıca, standart olmayan retinal görüntüler için, retinal görüntünün yöneliminin bulunması, üzerinde çalışılıp geliştirilmesi gereken bir diğer konu olarak düşünülebilir.

DR lezyonlarının bölütlenmesi konusunda da ileriye yönelik olarak yapılabilecek çalışmalar yorumlanabilir. Tecrübelerimiz, DR lezyonlarının bölütlenmesi için bu çalışma kapsamında sunulan yöntemlerin, bazı uyarılma ve iyileştirmelerle retinal imge ya da başka alanlarda başka çeşit dejenerasyonlarda ve hastalık tespitinde de kullanılabilceğini göstermektedir. Bu konular ileriye yönelik çalışmalar olarak mevcut yöntemin daha da geliştirilmesi için planlanabilir. Ayrıca, retinal imgelerdeki aydınlatma bozuklukları gibi, önerilen otomatik yöntemin, bölütlemeye nispeten daha düşük başarı sağladığı durumların giderilmesi, başka bir çalışma konusu olabilir. Bazı durumlarda da, DR lezyonlarının optik disk gibi parlaklığı yüksek diğer alanlardan ayrılması mümkün olmamaktadır. Bu da beklendiği gibi DR lezyonlarının bölütlenmesindeki başarıyı negatif olarak etkilemektedir. İleride ayrıca, bu tür bölgelerin ayırt edilmesi için bulanık (fuzzy) yaklaşımlar üzerinde çalışılabilir.

Biyometrik tanıma konusu, gelecekte güvenliğin son derece önem arzedeceği ve yeni güvenlik gereksinimlerinin gerekeceği durumlar açısından çok fazla ilgi toplayacaktır.

Tecrübelerimiz damar bölütlemesine dayalı olarak önerilen biyometrik tanıma sisteminin daha da geliştirilebilmesi için bazı noktaların mevcut olduğunu göstermektedir. Bu bağlamda birbirine karşılık gelen damar sayısı dağılımı önemli bir bilgi olarak kullanılabilir. Dolayısıyla bu bilgi sistemin geliştirilmesi için kullanılabilir. Diğer bir

ileriye dönük çalışma da önerilen yöntemin gerçek biyometrik tanıma sistemlerinde kullanılmasıdır.

6. KAYNAKLAR

1. Kong, H.J., Kim, S.K., Seo, J.M., Park, K.H., Chung, H. ve Park, K.S., Three dimensional reconstruction of conventional stereo optic disc image, Annual international conference of the IEEE EMBS, 2004, San Francisco, Bildiriler Kitabı, 1229–32.
2. Cassel, G. H., Billig, M. D. ve Randall H. G., The Eye Book: A Complete Guide to Eye Disorders and Health, A Johns Hopkins Press Health Book, Ocak 2001.
3. Patton, N., Aslam, T.M., MacGillivray, T., Deary, I.J., Dhillon, B., Eikelboom, R.H., Yogesan, K., Constable, I.J., Retinal image analysis: concepts, applications and potential, Progress in Retinal and Eye Research, 25, 1 (2006) 99–127.
4. Welfer, D., Scharcanski, J., Kitamura, C., Pizzol, M. D., Ludwig, L. ve Marinho. D., Segmentation of the optic disc in color eye fundus images using an adaptive morphological approach, Computers in Biology and Medicine, 40, 1 (2010) 124-137.
5. Tobin, K. W., Chaum, E., Govindasamy, V. P. ve Karnowski, T., Detection of anatomic structures in human retinal imagery, IEEE Transactions on Medical Imaging, 26, 12 (2007) 1729-1739.
6. Lupascu, C. A., Tegolo, D. ve Rosa, L.D., Automated detection of optic disc location in retinal images, 21st IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2008, Finland, Bildiriler Kitabı, 17–22.
7. Hoover, A., ve Goldbaum, M., Locating the optic nerve in retinal image using the fuzzy convergence of the blood vessels, IEEE Transactions on Medical Imaging, 22,8 (2003) 951-958.
8. Köse, C. ve İkibaş, C., Statistical Techniques for Detection of Optic Disc and Macula and Measurement of Some Parameters in Retinal Fundus Images, Journal of Medical and Biological Engineering, 31, 6 (2010) 395-404.
9. Köse, C. ve İkibas, C., A personal identification system using retinal vasculature in retinal fundus images, Expert Systems with Applications, 38 (2011) 13670–13681.
10. Reza, A.W., Eswaran, C. ve Hati, S., Automatic tracing of optic disc and exudates from color fundus images using fixed and variable thresholds, J. Med. Syst., 33 (2008) 73–80.
11. Rogers, D. F., Procedural elements for computer graphics, McGraw-Hill International Editions, New Delhi, 1988.

12. Winder, R.J., Morrow, P. J., McRitchie, I.N., Bailie, J.R. ve Hart, P.M., Algorithms for digital image processing in diabetic retinopathy, Computerized Medical Imaging and Graphics, 33 (2009) 608–622.
13. Köse, C., Şevik, U., İkibaş, C. ve Erdöl, H., Simple methods for segmentation and measurement of diabetic retinopathy lesions in retinal fundus images, Comput. Methods Programs Biomed., 107, 2 (2011) 274-293.
14. Cox, M.J. ve Wood I.C.J., Computer-assisted optic nerve head assessment, Ophthalm Physiol Opt, 11 (1991) 27–35.
15. <http://www.revoptom.com/content/d/glaucoma/c/15415/>, Fundus kamera. 13 Ekim 2012.
16. Sherwood L., Human Physiology-From Cell to Systems, Jack Carey, Minneapolis, 1993.
17. Xu, X., Simultaneous Automatic Detection Of Optic Disc And Fovea, Yüksek Lisans Tezi, The University of Iowa, Biomedical Engineering in the Graduate College of May, 2010
18. <http://www.delinetciler.net/forum/saglikli-yasam/59718-gozun-yapisi.html>. Gözün yapısı, 13 Ekim 2012.
19. Akita, K.ve Kuga, H., A computer method of understanding ocular fundus images, Pattern Recognit, 15 (1982) 431–43.
20. Lalonde, M., Beaulieu, M. ve Gagnon L., Fast and robust optic disc detection using pyramidal decomposition and Hausdorff-based template matching, IEEE Trans Med Imaging, 20 (2001) 1193–200.
21. Anitha, J., Kezi C., Vijila, S. ve Hemanth, D.J., An Overview Of Computational Intelligence Techniques For Retinal Disease Identification, Applications International Journal Of Reviews In Computing, 5 (2011) 29-46.
22. Gonzalez, R.C. ve Woods, R.E., Digital Image Processing, Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ, 2nd Edition, 2002.
23. Russ, J.C., The Image Processing Handbook, CRC Press, 3rd Edition, October 1998
24. Hipwell, J., Manivannan, A., Vieira, P., Sharp, P. ve Forrester, J., Quantifying changes in retinal circulation: the generation of parametric images from fluorescein angiograms, Physiol. Meas, 19 (1998)165–180.
25. Liesenfeld, B., Kohner, E., Piehlmeier, W., Kluthe, S., Porta, M., Bek, T., Obermaier, M., Mayer, H., Mann, G., Holle, R. ve Arkadaşları, A telemedical approach to the screening of diabetic retinopathy: digital fundus photography, Diabetes Care, 23 (2000) 345–348.

26. <http://www.flowjo.com/v9/html/graphhistograms.html>, Histogram düzgünleştirme. 13 Ekim 2012.
27. <http://www.isi.uu.nl/Research/Databases/DRIVE/>, Digital Retinal Images for Vessel Extraction (DRIVE). 14 Ekim 2012.
28. Canny, J., A computational approach to edge detection, IEEE Trans Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8, 6 (1986) 679–98.
29. Chapman, N., Witt, N., Gao, X., Bharath, A.A., Stanton, A.V., Thom, S.A. ve Hughes, A.D., Computer algorithms for the automated measurement of retinal arteriolar diameters, Br. J. Ophthalmol., 85 (2001) 74–79.
30. Sinthanayothin, C., Boyce, J.F., Cook, H.L. ve Williamson, T.H., Automated localization of the optic disc, fovea, and retinal blood vessels from digital color fundus images, Br J Ophthalmol, 83 (1999) 902–10.
31. Corona, E., Mitra, S., Wilson, M., Krile, T., Kwon, Y.H. ve Soliz, P., Digital stereo image analyzer for generating automated 3-D measures of optic disc deformation in glaucoma, IEEE Trans Med Imaging, 21 (2002) 1244–53.
32. Pavlidis, T. ve Liow, Y.T., Integrating Region Growing and Edge Detection, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12, 3 (1990) 225-233.
33. Li, H. ve Chutatape, O., Automatic location of optic disc in retinal images, IEEE ICIP 2001, Thessaloniki, Bildiriler Kitabı, 837–40.
34. Osareh, A., Mirmehdi, M., Thomas, B. ve Markham, R., Automated identification of diabetic retinal exudates in digital colour images, Br. J. Ophthalmol., 87 (2003) 1220–1223.
35. Littmann, H., Zur bestimmung der wahren grosse eines objektes aufdem hintergrund des lebenden auges, Klin. Monastbl Augenheilkd, (1982)180–286.
36. Niemeijer, M., Abramoff, M.D. ve Van, G.B., Segmentation of the optic disc, macula and vascular arch in fundus photographs, IEEE Trans Med Imaging, 26 (2007) 116–27.
37. Qureshi, R.J., Kovacs, L., Harangi, B., Nagy, B., Peto, T. ve Hajdu, A., Combining algorithms for automatic detection of optic disc and macula in fundus images, Computer Vision and Image Understanding, 116, 1 (2012) 138-145.
38. Li, H. ve Chutatape, O., A model-based approach for automated feature extraction in fundus images, 9th IEEE Int. Conf. Comput. Vis. (ICCV'03), 2003, Nice, Bildiriler Kitabı 1, 394–399.

39. Siddalingaswamy, P.C. ve Prabhu, G.K., Automated Detection of Anatomical Structures in Retinal Images, International Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications (ICCIMA), Aralık 2007, India, Bildiriler Kitabı 3, 164-168.
40. Quigley, H.A., ve Broman, A.T., The number of people with glaucoma worldwide in 2010 and 2020, Br. J. Ophthalmol., 90 (2006) 262–267.
41. Hubbard, L.D., Brothers, R.J., King, W.N., Clegg, L.X., Klein, R., Cooper, L.S., Sharrett, A.R., Davis, M.D. ve Cai, J., Methods for evaluation of retinal microvascular abnormalities associated with hypertension/sclerosis in the atherosclerosis risk in communities study, Ophthalmology, 106 (1999) 2269 –2280.
42. Li, H. ve Chutatape, O., Automated feature extraction in color retinal images by a model based approach, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 51, 2 (2004) 246–254.
43. Hoffmann, E.M., Zangwill, L.M., Crowston, J.G. ve Weinreb, R.N., Optic disk size and glaucoma, Survey of Ophthalmology, 52, 1 (2007) 32–49.
44. Toliyas, Y. ve Panas, S., A fuzzy vessel tracking algorithm for retinal images based on fuzzy clustering, IEEE Trans. Med. Imag., 17 (1998) 263–273.
45. Lowell, J., Hunter, A., Steel, D., Basu, A., Ryder, R., Fletcher, E. ve Kennedy, L., Optic nerve head segmentation, IEEE Transactions on Medical Imaging 23, 2 (2004) 256–264.
46. Lee, S., Visual monitoring of glaucoma, Doktora Tezi, University of Oxford, Robotics Research Group Department of Engineering Science, 1991.
47. Osareh, A., Mirmehdi, M., Thomas, B. ve Markham, R., Colour morphology and snakes for optic disc localization, The 6th medical image understanding and analysis conference, 2002, Bildiriler Kitabı 1, 21–4.
48. Li, H., ve Chutatape, O., Boundary detection of optic disc by a modified ASM method, Pattern Recognit, 36 (2003) 2093–104.
49. Tobin, K.W., Chaum, E., Govindasamy, V.P., Karnowski, T.P. ve Sezer, O., Characterization of the optic disc in retinal imagery using a probabilistic approach, SPIE, 2006, San Diego, Bildiriler Kitabı 7, 1088-1097.
50. Sekhar, S., Al-Nuaimy, W. ve Nandi, A.K., Automated localisation of retinal optic disc using Hough transform, The 5th IEEE international symposium on biomedical imaging: from nano to macro, 2008, Paris, Bildiriler Kitabı, 1577–80.

51. Abdel-Haleim, A., Abdel-Razik, Y., Ghalwash, A. Z., Sabry, A. A. ve Abdel-Rahman, G., Optic disc detection from normalized digital fundus images by means of a vessels' direction matched filter, IEEE. Trans. Med. Imag., 27 (2008) 11-18.
52. Kochner, B., Schuhmann, D., Michaelis, M., Mann, G. ve Englmeier, K.H., Course tracking and contour extraction of retinal vessels from color fundus photographs: Most efficient use of steerable filters for model based image analysis, SPIE Medical Imaging, 1998, Bellingham, Bildiriler Kitabı, 755–761.
53. Walter, T. ve Klein, J.C., Segmentation of color fundus images of the human retina: detection of the optic disc and the vascular tree using morphological techniques, Lect. Notes Comput. Sci., 2199 (2001) 282-287.
54. Abràmoff, M.D., Alward, W.L.M., Greenlee, E.C., Shuba, L., Kim, C.Y., Fingert, J.H. ve Kwon, Y.H., Automated segmentation of the optic disc from stereo color photographs using physiologically plausible features, Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 48, 4 (2007) 1665–1673.
55. Kim, S.K., Kong, H.J., Seo, J.M., Cho, B.J., Park, K.H., Hwang, J.M., Kim, D.M., Chung, H. ve Kim, H.C., Segmentation of optic nerve head using warping and RANSAC. The 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007, Lyon, France, Bildiriler Kitabı, 900–903.
56. Fleming, A. D., Goatman, K.A., Philip, S., Olson, J.A. ve Sharp, P.F., Automatic detection of retinal anatomy to assist diabetic retinopathy screening, Physics in Medicine and Biology, 52, 2 (2007) 331–345.
57. Foracchia, M., Grisan ve E., Ruggeri, A., Detection of optic disc in retinal images by means of a geometrical model of vessel structure, IEEE Trans Med Imaging, 23 (2004) 1189–95.
58. Hoover, A. ve Goldbaum, M., Fuzzy convergence, IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition, 1998, Santa Barbara, Bildiriler Kitabı, 716–721
59. [http:// www. ces. clemson. edu/~ahoover/stare/](http://www.ces.clemson.edu/~ahoover/stare/), Structured Analysis of the Retina. 14 Ekim 012.
60. Esmaeili, M., Rabbani, H. ve Dehnavi, A. M., Automatic optic disk boundary extraction by the use of curvelet transform and deformable variational level set model, Pattern Recognition, 45, 7 (2012) 2832-2842.
61. Cand'es, E., Demanet, L., Donoho, D. ve Ying, L., Fast discrete curvelet transforms, Multiscale Modeling and Simulation, 5 (2006) 861–899.

62. Muramatsu, C., Nakagawa, T., Sawada, A., Hatanaka, Y., Hara, T., Yamamoto, T. ve Fujita, H., Automated segmentation of optic disc region on retinal fundus photographs: Comparison of contour modeling and pixel classification methods, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 101, 1(2011) 23-32.
63. Parker, J.R., Algorithms for Image Processing and Computer Vision, Wiley Computer Publishing, New York, 1997, 116–127.
64. Aquino, A., Gegúndez-Arias, M.E. ve Marín, D., Detecting the Optic Disc Boundary in Digital Fundus Images Using Morphological, Edge Detection, and Feature Extraction Techniques, IEEE Transactions on Medical Imaging, 29, 11 (2010) 1860-1869.
65. Vicente, S., Kolmogorov, V. ve Rother. C., Graph cut based image segmentation with connectivity priors, IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2008, Alaska, Bildiriler Kitabı 1, 1-8.
66. Walter, T., Klein, J.C., Massin, P. ve Erginay, A., A contribution of image processing to the diagnosis of diabetic retinopathy-detection of exudates in color fundus images of the human retina, Transactions on Medical Imaging, 21, 10 (2002) 1236–1243.
67. Marr, D. ve Hildreth, E., Theory of edge detection, Proc Roy Soc Lond, 1980.
68. Sopharak, A., Uyyanonvara, B., Barman, S.ve Arkadaşları, Automatic detection of diabetic retinopathy exudates from non-dilated retinal images using mathematical morphology methods, Computerized Medical Imaging and Graphics, 32 (2009) 720–727.
69. Duangate, C., Uyyanonvara, B., Makhanov, S.S., Barman, S. ve Williamson, T., Parameter-free optic disc detection, Computerized Medical Imaging and Graphics, 35, 1 (2011) 51–63.
70. Witkin, A.P., Scale-space filtering, 8th int. joint conf. art. Intell., 1983, Karlsruhe, Germany, Bildiriler Kitabı, 1019–22.
71. Koenderink, J.J. ve Doorn, A., Generic neighbourhood operators, IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell., 1 (1992) 597–605.
72. Lindeberg, T., Detecting salient blob-like image structures and their scales with a scale-space primal sketch: a method for focus-of-attention, Int J Comput Vision, 1 (1993) 283–318.
73. Kavitha, D. ve Shenbaga, D.S., Automatic detection of optic disc and exudates in retinal images, IEEE Int. conf. on intelligent sensing and information processing (ICISIP), 2005, Washington DC, Bildiriler Kitabı, 501–6.

74. Park, M., Jin, J.S. ve Luo, S., Locating the optic disc in retinal images, IEEE The International Conference on Computer Graphics, Imaging and Visualisation, 2006, Sydney-Australia, Bildiriler Kitabı, 140–145.
75. Barrett, S.F., Naess, E. ve Molvik, T., Employing the Hough transform to locate the optic disk, Biomedical Sciences Instrumentation, 37 (2001) 81–86.
76. ter Haar, F., Automatic localization of the optic disc in digital colour images of the human retina, Yüksek Lisans Tezi, Utrecht University, Utrecht, The Netherlands, 2005.
77. Chr´astek, R., Wolf, M., Donath, K., Niemann, H., Paulus, D., Hothorn, T., Lausen, B., L´ammer, R., Mardin, C.Y. ve Michelson, G., Automated segmentation of the optic nerve head for diagnosis of glaucoma, Medical Image Analysis, 9 (2005) 297–314.
78. Köse C., Şevik U. ve Gençalioglu O, Automatic Segmentation of Age-Related Macular Degeneration in Retinal Fundus Images, Computers in Biology and Medicine, 38 (2008) 5611-619.
79. Abramoff, M.D. ve Niemeijer, M., The automatic detection of the optic disc location in retinal images using optic disc location regression, 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006, New York, Bildiriler Kitabı, 4432–4435.
80. Pinz, A., Bernogger, S., Datlinger, P. ve Kruger, A., Mapping the human retina, IEEE Trans. Med. Imag. , 17, 4 (1998) 606 –619.
81. Niemeijer, M., Abramoff, M.D. ve van Ginneken B., Fast detection of the optic disc and fovea in color fundus photographs, Medical Image Analysis, 13, 6 (2009) 859-870.
82. Welfer, D., Fovea center detection based on the retina anatomy and mathematical morphology, Comput Methods Programs Biomed, 104, 3 (2011) 397-409
83. Kälviäinen, H. ve Pietilä, J., DIARETDB1 diabetic retinopathy database and evaluation protocol, Technical report.
84. Javitt, J.C., Canner, J.K. ve Sommer, A., Cost effectiveness of current approaches to the control of retinopathy in type I diabetics, Ophthalmology, 96 (1989) 255–64.
85. Wild, S., Roglic, G., Green, A., Sicree, R. ve King, H., Global prevalence of diabetes: estimates for the year 2000 and projections for 2030, Diabetes Care, 27 (2004) 1047–53.
86. Wilson, M., Soliz, P. ve Nemeth, S.C., Computer-aided methods for quantitative assessment of longitudinal changes in retinal images resenting with maculopathy, Medical Imaging, 4681 (2002) 150–170.

87. Smith, T., Sivagnanavel, V., Chan, J.K. ve Arkadaşları, An inter-institutional comparative study of drusen segmentation and quantification using a digital technique of fundus background reconstruction, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 45 (2004), E-Abstract 2424.
88. Abramoff, M., Niemeijer, M., Suttorp-Schulten, M., Viergever, M., Russell, S. ve van Ginneken, B., Evaluation of a system for automatic detection of diabetic retinopathy from color fundus photographs in a large population of patients with diabetes, *Diabetes Care*, 31, 2 (2008) 193–198.
89. Niemeijer, M., van Ginneken, B., Staal, J., Suttorp-Schulten, M.S.A. ve Abramoff, M.D., Automatic detection of red lesions in digital color fundus photographs, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 24, 5 (2005) 584–592.
90. http://www.e-kutuphane.teb.org.tr/pdf/mised/mised_may10/12.pdf, 14 Ekim 2012
91. Ram, K., Joshi, G.D. ve Sivaswamy, J., A Successive Clutter-Rejection-Based Approach for Early Detection of Diabetic Retinopathy, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58, 3 (2011) 664-673.
92. Walter, T., Massin, P., Erginay, A., Ordonez, R., Jeulin, C. ve Klein, J.C., Automatic detection of microaneurysms in color fundus images, *Medical Image Analysis*, 112 (2007) 555–566.
93. Chen, M.S., Kao, C.S., Fu, C.C., Chen, C.J. ve Tai, T. Y., Incidence and progression of diabetic retinopathy among non-insulin-dependent diabetic subjects: a 4-year follow-up, *International Journal of Epidemiology*, 24 (1995) 787–795.
94. Lee, S.S., Rajeswari, M., Ramachandram, D. ve Shaharuddin, B., Screening of diabetic retinopathy- automatic segmentation of optic disc in colour fundus images, The 2nd International Conference on Distributed Frameworks for Multimedia Applications (DFMA), 2006, Malaysia, Bildiriler Kitabı, 37–43.
95. Quellec, G., Lamard, M., Josselin, P.M., Cazugel, G., Cochener, B. ve Roux, C., Optimal wavelet transform for the detection of microaneurysms in retina photographs, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27 (2008) 1230–1241.
96. García, M., Sánchez, C.I., Poza, J., López, M.I. ve Hornero, R., Detection of hard exudates in retinal images using a radial basis function classifier, *Annals of Biomedical Engineering (Springer)*, 37 (2009) 1448–1463.
97. Smith, R.T., Chan, J.K., Nagasaki, T. ve Arkadaşları, Automated detection of macular drusen using geometric background leveling and threshold selection, *Archives of Ophthalmology*, 23 (2005) 200–206.

98. Basha, S.S. ve Prasad, K.S., Automatic detection of hard exudates in diabetic retinopathy using morphological segmentation and fuzzy logic, IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, 8 (2008) 211–218.
99. Tabatabaee, H., Milani-Fard, A., ve Jafariyani, H. (2006). A novel human identifier system using retina image and fuzzy clustering approach, 2nd IEEE international conference on information and communication Technologies (ICTTA 06), 2006, Damascus, Syria, Bildiriler Kitabı, 1031–1036.
100. Agurto, C., Murray, V., Barriga, E. ve Arkadaşları, Multiscale AM–FM methods for diabetic retinopathy lesion detection, IEEE Transactions on Medical Imaging, 29 (2010) 502–512.
101. Yazid, H., Arof H. ve Isa, H.M., Exudates segmentation using inverse surface adaptive thresholding, Measurement, 45 (2012) 1599-1608.
102. Niemeijer, M., van Ginneken, B., Russell, S.R. ve Arkadaşları, Automated detection and differentiation of drusen, exudates, and cotton-wool spots in digital color fundus photographs for diabetic retinopathy diagnosis, Investigative Ophthalmology & Visual Science, 48 (2007) 2260–2267.
103. Rapantzikos, K., Zervakis, M. ve Balas, K., Detection and segmentation of drusen deposits on human retina: potential in the diagnosis of age-related macular degeneration, Medical Image Analysis, 7 (2003) 95–108.
104. Niemeijer, M., van Ginneken, B., Cree, M.J., Mizutani, A., Quellec, G., Sánchez, C.I. ve Arkadaşları, Retinopathy online challenge: automatic detection of microaneurysms in digital color fundus photographs, IEEE Transactions on Medical Imaging, IEEE Publishing, 29 (2010) 185–195.
105. Köse, C., Şevik, U., Gençlioğlu, O., İkibaş, C. ve Kayıkçıoğlu, T., A statistical segmentation method for measuring age-related macular degeneration in retinal fundus images, J. Med. Syst., 34 (2010) 1-13.
106. Barriga, E.S., Murray, V., Agurto, C., Pattichis, M.S., Russell, S., Abramoff, M.D., Davis, H., Soliz, P., Multi-scale AM-FM for lesion phenotyping on age-related macular degeneration, IEEE 22nd International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), Ağustos 2009., New Mexico-USA, Bildiriler Kitabı.,1-5.
107. Riverón, E.M.F. ve del Toro-Céspedes, M., Measurement of parameters of the optic disc in ophthalmoscopic color images of human retina, Lect. Notes Comput. Sci., 3287 (2004) 661-668.
108. Bock, R., Meier, J., Nyl, L.G. ve Michelson, G., Glaucoma risk index: Automated glaucoma detection from color fundus images, Med. Image Anal., 14, 3 (2010) 471–481.

109. Joshi, G.D., Sivaswamy, J. ve Krishnadas, S.R., Optic Disk and Cup Segmentation From Monocular Color Retinal Images for Glaucoma Assessment, IEEE Transactions on Medical Imaging, 30, 6 (2011) 1192-1205.
110. Liu, J., Yin, F.S., Wong, D.W.K., Zhang, Z., Tan, N.M., Cheung, C.Y., Baskaran, M., Aung, T. ve Wong, T.Y., Automatic glaucoma diagnosis from fundus image, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), IEEE Annual International Conference, 2011, Boston, Bildiriler Kitabı, 3383-3386.
111. Muramatsu, C., Nakagawa, T., Sawada, A., Hatanaka, Y., Hara, T., Yamamoto, T. ve H. Fujita, Determination of cup and disc ratio of optical nerve head for diagnosis of glaucoma on stereo retinal fundus image pairs, SPIE. Med. Imag. Conf., 2009, Orlando, Bildiriler Kitabı, 72 603L-2.
112. Joshi, G.D., Sivaswamy, J., Karan, K., ve Krishnadas, R., Vessel bend-based cup segmentation in retinal images, Int. Conf. Pattern Recognit. (ICPR), 2010, İstanbul, Bildiriler Kitabı, 2536-2539.
113. Lim, T.C., Chattopadhyay, S. ve Acharya, U.R., A survey and comparative study on the instruments for glaucoma detection, Medical Engineering & Physics, 34, 2 (2012), 129-139.
114. Kara, S., Güven, A. ve Öztürk, A.Ö., Utilization of artificial neural networks in the diagnosis of optic nerve diseases, Comput. Biol. Med., 36 (2006) 428-437.
115. Narasimha-Iyer, H., Beach, J.M., Khoobehi B. ve Roysam, B., Automatic identification of retinal arteries and veins from dual-wavelength images using structural and functional features, IEEE Trans. Biomed. Eng., 54 (2007) 1427-1435.
116. Narasimha-Iyer, H., Can, A., Roysam, B., Stewart, V., Tanenbaum, H.L., Majerovics A. ve Singh, H., Robust detection and classification of longitudinal changes in color retinal fundus images for monitoring diabetic retinopathy, IEEE Trans. Biomed. Eng., 53 (2006) 1084-1098.
117. Osareh, A., Automated identification of diabetic retinal exudates and the optic disc, Doktora Tezi, University of Bristol, Bristol-UK, 2004.
118. Osareh, A., Mirmehdi, M., Thomas, B. ve Markham, R., Comparison of color spaces for optic disc localization in retinal images, 16th IEEE International Conference on Pattern Recognition, 2002, Quebec, Bildiriler Kitabı 1, 743-746.
119. Xu, J., Chutatape, O. ve Chew, P., Automated optic disk boundary detection by modified active contour model, IEEE Trans. Biomed. Eng., 54 (2007)473-482.

120. Köse, C., Fully automatic segmentation of coronary vessel structures in poor quality X-ray angiograms images, Lect. Notes Comput. Sci., 4109 (2006) 72-82.
121. Kose, C. ve İkibas, C., Segmentation of coronary vessel structures in X-ray angiogram images by using spatial pattern matching method, 23rd International Symposium on Computer and Information Sciences (ISCIS '08), Ekim 2008, İstanbul, Bildiriler Kitabı, 1-6
122. Kanski, J.J., Clinical Ophthalmology, 6th ed., Elsevier Health Sciences, London, UK, 2007.
123. Yavuz, Z., İkibaş, C. ve Köse, C, A Simple Analytic Approach for Tracking Retinal Vessel and Measuring Their Diameters”, International Conference on Bioinformatics (BIOINFORMATICS), 2010, İtalya, Bildiriler Kitabı.
124. Haddouche, A., Adel, M., Rassigni, M., Conrath, J. ve Bourennane, S., Detection of the foveal avascular zone on retinal angiograms using Markov random fields, Digital Signal Processing, 20 (2010) 149–154.
125. Grisan, E. ve Ruggeri, A., A divide et impera strategy for automatic classification of retinal vessels into arteries and veins, 25th Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society, 2003, Cancun-Mexico, Bildiriler Kitabı 891, 890–893.
126. Foracchia, M., Extraction and quantitative description of vessel features in hypertensive retinopathy fundus images, (Ed.E. Grisan), Book Abstracts 2nd International Workshop on Computer Assisted Fundus Image Analysis, 2001, 6 sayfa.
127. Lowell, J., Hunter, A., Steel, D., Basu, A., Ryder, R. ve Kennedy, R.L., Measurement of retinal vessel widths from fundus images based on 2-D modeling, IEEE Transactions on Medical Imaging, 23 (2004) 1196–1204.
128. Zana, F. ve Klein, J.C., A multimodal registration algorithm of eye fundus images using vessels detection and Hough transform, IEEE Transactions on Medical Imaging, 18 (1999) 419–428.
129. Fritzsche, K., Can, A., Shen, H., Tsai, C., Turner, J., Tanenbaum, H.L., Stewart, C.V., Roysam, B., Suri, J.S. ve Laxminarayan, S., Automated model based segmentation, tracing and analysis of retinal vasculature from digital fundus images, State-of-The-Art Angiography, Applications and Plaque Imaging Using MR, CT Ultrasound and X-rays, Academic Press, 2003, 225–298.
130. Buhler, K., Felkel, P. ve Cruz, A.L., Geometric methods for vessel visualization and quantification-a survey, Geometric Modelling for Scientific Visualization, (2003) 399–421.

131. Kirbas, C. ve Quek, F., A review of vessel extraction techniques and algorithms, ACM Computing Surveys, 36 (2004) 81–121.
132. Faust, O.R.A.U., Ng, E., Ng, K.H. ve Suri, J., Algorithms for the automated detection of diabetic retinopathy using digital fundus images: a review, Journal of Medical Systems, 36 (2010) 1–13.
133. Fraz, M.M., Remagnino, P., Hoppe, A., Uyyanonvara, B., Rudnicka, A.R., Owen, C.G. ve Barman, S.A., Blood vessel segmentation methodologies in retinal images – A survey, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2012.
134. Nanni, L. ve Lumini, A., Ensemble of multiple palmprint representation, Expert system With Applications, 36, 3 (2009) 4485–4490.
135. Hill, R. B., Retinal identification, A. Jain, R. Bolle, ve S. Pankati Editörlüğünde, Biometrics: Personal Identification in Networked Society, Berlin, Germany, 1999
136. Xu, Z. W., Guo, X. X., Hu, X. Y. ve Cheng, X, The blood vessel recognition of ocular fundus. The 4th international conference on machine learning and cybernetics (ICMLC 05), 2005, Guangzhou, China, Bildiriler Kitabı, 4493–4498.
137. Ortega, M., C. Marino, M. G. Penedo, M. Blanco ve F. Gonzalez, Biometric authentication using digital retinal images, In Proceedings of the 5th WSEAS international conference on applied computer science (ACOS 06), 2006, Hangzhou-China, Bildiriler Kitabı, 422–427.
138. Chalechale, A., Naghdy, G. ve Mertins, A., Sketch-based image matching using angular partitioning, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. Part A: Systems and Humans, 35, 1 (2005).
139. Barkhoda, W., Akhlaqian Tab, F. ve Amiri, M. D., A novel rotation invariant retina identification based on the sketch of vessels using angular partitioning, 4th International symposium advances in artificial intelligence and applications, 2009, Bildiriler Kitabı 4, 3–6.
140. Rahman, N. A., Mohamed, A. S. ve Rasmy, M. E., Retinal identification, In Biomedical engineering conference-CIBEC, 2008, Cairo International, Bildiriler Kitabı, 1–4.
141. Köse, C., Gençlioğlu O. ve Şevik, U., An automatic diagnosis method for the knee meniscus tears in MR images, Expert Syst. Appl., 36 (2009) 1208-1216.
142. Wu, D., Zhang, M., Liu J.C. ve Bauman, W., On the adaptive detection of blood vessels in retinal images, IEEE Trans. Biomed. Eng., 53 (2006) 341-343.

143. Kayıkçıoğlu, T., Gangal, A., Turhal, M. ve Kōse, C., A surface-based method for detection of coronary vessel boundaries in poor quality X-ray angiogram Images, Pattern Recognit. Lett., 23 (2002)783-802.
144. Amiri, M. D., Tab, F. A. ve Barkhoda, W., Retina identification based on the pattern of blood vessels using angular and radial partitioning, Lecture Notes in Computer Science, 5807 (2009) 732–739.

ÖZGEÇMİŞ

Cevat İKİBAŞ, 02.08.1971 tarihinde Trabzon'un Beşikdüzü ilçesinde doğdu. İlk öğrenimini Kutluca Köyü İlkokulu'nda tamamladı. Trabzon Affan Kitapçioğlu Lisesi'nden Mezun olduktan sonra İstanbul Teknik Üniversitesi (İTÜ) İşletme Fakültesi, İşletme Mühendisliği Bölümü'nden 1995 yılında mezun oldu.

Mezuniyetten sonra askerlik görevinin ardından 1997-1998 yıllarında bir süre Vitra/Eczacıbaşı'nda üretim planlama mühendisi olarak çalıştı. 1999 yılında 1416 sayılı kanuna tabi olarak Milli Eğitim Bakanlığı görevlendirmesiyle Amerika Birleşik Devletleri'nde "Computer Science" dalında yüksek lisans ve doktora yapmaya hak kazandı. 1999-2001 yılları arasında Syracuse Üniversitesi'nde yüksek lisans öğreniminin ardından, Indiana Üniversitesi'nden araştırma görevliliği bursu kazanarak doktora çalışmasına başladı. Daha sonra doktora öğrenimine 2007 yılından itibaren Karadeniz Teknik Üniversitesi (KTÜ) Bilgisayar Mühendisliği anabilim dalında devam etti. 2005-2010 Yılları arasında KTÜ Bilgisayar Mühendisliği bölümünde araştırma görevlisi olarak çalıştı.

2010 yılından itibaren Türk Telekom Genel Müdürlüğü'nde IT proje yöneticisi olarak çalışmakta ve aynı zamanda doktora öğrenimine devam etmektedir.

Cevat İKİBAŞ evli ve iki çocuk babasıdır, ayrıca çok iyi derecede İngilizce bilmektedir.

Başlıca yayınları aşağıda verilmiştir.

SCI Journal Makaleler:

- Köse, C., Şevik, U., Gençlioğlu, O., İkibaş, C. ve Kayıkçioğlu, T., A statistical segmentation method for measuring age-related macular degeneration in retinal fundus images, J. Med. Syst., 34 (2010) 1-13.
- Köse, C. ve İkibaş, C., Statistical Techniques for Detection of Optic Disc and Macula and Measurement of Some Parameters in Retinal Fundus Images, Journal of Medical and Biological Engineering, 31, 6 (2010) 395-404.
- Köse, C. ve İkibas, C., A personal identification system using retinal vasculature in retinal fundus images, Expert Systems with Applications, 38 (2011) 13670–13681.

- Köse, C., Şevik, U., İkibaş, C. ve Erdöl, H., Simple methods for segmentation and measurement of diabetic retinopathy lesions in retinal fundus images, Comput. Methods Programs Biomed., (2011).
- Köse, C., Alp, İ., and İkibaş, C., Statistical methods for segmentation and quantification of minerals in ore microscopy, Minerals Engineering, 30 (2012) 9–32.

Konferans Yayınlar:

- Dizdaroglu, B., İkibas, C., A Seamless Image Editing Technique Using Color Information, International Conf. on Image Processing, Computer Vision, & Pattern Recognition (IPCV'09), July 2009, Las Vegas.
- Yavuz, Z., İkibaş, C., Şevik, U. ve Köse, C., A Method for Automatic Optic Disc Extraction in Retinal Fundus Images, The 5th International Advanced Technologies Symposium (IATS09), Mayıs 2009, Karabük-Turkey, Bildiriler Kitabı, 93-98.
- Şevik, U., Köse, C., Erdöl, H., Yavuz, Z. ve İkibaş, C., Comparing The Results of Statistics and Region Growing Segmentation Methods for Age-Related Macula Degeneration in Retina, The 5th International Advanced Technologies Symposium (IATS09), Mayıs 2009, Karabük-Turkey, Bildiriler Kitabı, 98-103.
- Köse, C., ve İkibaş, C., Segmentation of Coronary Vessel Structures in X-ray Angiogram Images by Using Spatial Pattern Matching Method, ISCIS 2008, Ekim 2008, İstanbul-Turkey.
- Köse, C., İkibaş, C. ve Karadeniz, M.B., Interactive visualization of large-scale time-varying volume data over networked computer, The Second International Conference-Problems of Cybernetics and Informatics, Eylül 2008, Baku-Azerbaycan.
- Köse, C., ve İkibaş, Extraction of coronary vessel structures in low quality x-ray angiogram images, The Second International Conference-Problems of Cybernetics and Informatics, Eylül 2008, Baku-Azerbaycan.
- Köse, C., Özyurt Ö. ve İkibaş, C., A Comparison of Textual Data Mining Methods for Sex Identification in Chat Conversations, AIRS conf., 2008, Harbin-China, Bildiriler Kitabı, 638-643.

TEŞEKKÜR

Çalışmada kullanılan retinal görüntülerin temin edilmesinde yardımlarını esirgemeyen Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakóltesi, Oftalmoloji Bölümü görevlilerine ve oluőturdukları retinal fundus imge veri kümesini araştırmacıların kullanımına sunan STARE projelerinin geliőtiricilerine sonsuz teőekkürlerimizi sunarız.