

**T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FUNDUS FLORESEİN ANJİOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDEN
GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK RETİNAL
DAMAR HASTALIKLARININ BELİRLENMESİ**

Halit ÇETİNER

**Danışman
Doç. Dr. Bayram CETİŞLİ**

**DOKTORA TEZİ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ISPARTA - 2016**



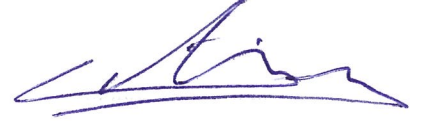
© 2016 [Halit ÇETİNER]

TEZ ONAYI

Halit ÇETİNER tarafından hazırlanan "**Fundus Floresein Anjiografi Görüntüleri Üzerinden Görüntü İşleme Teknikleri Kullanılarak Retinal Damar Hastalıklarının Belirlenmesi**" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı'nda DOKTORA TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

Danışman

Doç. Dr. Bayram CETİŞLİ
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Doç. Dr. Tuncay AYDOĞAN
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Doç. Dr. Ecir Uğur KÜÇÜKSİLLE
Süleyman Demirel Üniversitesi



Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Sedat METLEK
Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi



Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Hüseyin ORTAK
Gaziosmanpaşa Üniversitesi



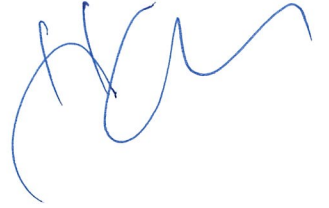
Enstitü Müdürü

Doç.Dr.Yasin TUNCER

TAAHHÜTNAME

Bu tezin akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

Halit ÇETİNER



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER.....	i
ÖZET	iii
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ	7
2.1. Literatüre Giriş	7
2.2. OD Tespiti Yaklaşımlarının İncelenmesi	8
2.3. Fovea Tespiti Yaklaşımlarının İncelenmesi	10
2.4. Eksuda, Makula ve DMÖ Tespiti Yaklaşımlarının İncelenmesi	11
3. MATERYAL VE YÖNTEM	14
3.1. Otomatik Gürültü Bölütleme Algoritması	15
3.1.1. Arka plan elde edimi	16
3.1.2. Gürültülü alanların bölütlenmesi	17
3.2. Yoğunluk ve Öznitelik Tabanlı OD Tespiti Algoritması	19
3.2.1. Ön işleme	20
3.2.2. Kan damarlarının elde edilmesi	21
3.2.3. Yoğunluk tabanlı OD tespiti	23
3.2.4. Parlaklık tabanlı OD tespiti	28
3.2.5. ODA bölgelerinin istatistiksel seçimi	30
3.2.6. Melez OD seçimi (MODS)	32
3.3. Dalgacık Yöntem ile OD Tespiti Algoritması	34
3.4. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Bölgesi Kaldırma Algoritması	37
3.5. Şablon Eşleştirme Tabanlı OD Tespiti Algoritması	39
3.5.1. Şablon eşleştirme	41
3.6. Morfolojik Tabanlı Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Algoritması	43
3.7. DMÖ Hastalığının Tespitine Yönelik Yeni Bir Yaklaşım	45
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	47
4.1. Otomatik Gürültü Bölütleme Sonuçları	47
4.2. Yoğunluk ve Öznitelik Tabanlı OD Tespiti Sonuçları	48
4.3. Dalgacık Tabanlı OD Tespiti Sonuçları	57
4.4. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Bölgesi Kaldırma Sonuçları	60
4.5. Şablon Eşleştirme Tabanlı OD Tespiti Sonuçları	62

4.6. Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Sonuçları.....	63
4.7. DMÖ Tespiti Sonuçları	66
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	69
KAYNAKLAR	71
EKLER.....	79
EK A. Arka Plan ve Gürültü Tespiti Arayüzleri.....	79
EK B. Yoğunluk ve Öznitelik Tabanlı OD Tespiti Arayüzleri	79
EK C. Dalgacık Tabanlı OD Tespiti Arayüzleri	79
EK D. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Kaldırma Arayüzleri.....	79
EK E. Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Arayüzleri	79
ÖZGEÇMİŞ.....	88



ÖZET

Doktora Tezi

FUNDUS FLORESEİN ANJİOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDEN GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK RETİNAL DAMAR HASTALIKLARININ BELİRLENMESİ

Halit ÇETİNER

Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Bayram CETİŞLİ

Günümüzdeki medikal problemlerde bilgisayar destekli karar verme sistemleri önemli bir araştırma alanı haline gelmiştir. Bu tez çalışmasında retina üzerinde bulunan ve diyabet hastalığına ait anlamlı bilgiler içeren normal ve anormal bileşenlerin otomatik tespitine yönelik bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Diyabet hastalığı sonuçları körlüğe kadar giden ciddi hastalıklardan birisidir. Bu durumda, göz doktorlarına medikal anlamda yardımcı, hızlı, hassas, doğru ve güvenilir tanı koyulmasını sağlayan bilgisayar destekli karar destek sistemlerine ihtiyaç vardır.

Bu tezin önemli katkılarından birisi, diyabetik hastalıklar başta olmak üzere glokom, hiper tansiyon gibi çok farklı retina hastalıklarının analizinde değerlendirilmesi gereken retinaya ait optik disk (OD) bölgesinin tespitidir. Bu amaçla, birden fazla OD tespiti yaklaşımları geliştirilmiştir. Geliştirilen yaklaşımlar genel kabul görmüş farklı veri setleri üzerinde test edilmiştir. Bu geliştirilen yaklaşımların ilki yoğunluk ve öznitelik tabanlı OD tespiti yöntemidir. Bu yöntemde çıkartılan kan damarları üzerinde kenar değerleri elde edilerek optik disk aday (ODA) bölgeleri elde edilmiştir. Yöntemin ikinci aşamasında damar etkileri ortadan kaldırılmış görüntü üzerinde en parlak bölgelerin ilk %2'si çıkartılmıştır. Elde edilen aday bölgelerinden OD tespit edilemediğinde, muhtemel ODA bölgeleri istatistiksel yaklaşımla değerlendirilmiştir. Bu şekilde kademeli ve melez bir yöntem geliştirilmiştir. Son olarak da OD bölgesi tespit edilen görüntüde aday belirlemede kullanılan parlaklık tabanlı yöntem temel alınarak OD merkezi belirlenmiştir. Deneysel çalışmalar göstermiştir ki ortalama 0.45 saniyede, bir retina görüntüsüne ait OD bölgesi tespit edilebilmektedir. DIARETDB0, DIARETDB1, DRIVE, SDUDIARET0 ve SDUDIARET1 veri setlerinde %99.37 başarı oranı ile OD tespit edilmiştir. Bu geliştirilen yaklaşımların ikincisinde ise eşiklenmiş görüntüde kan damarları olan bölgeler tespit edilerek bu ODA bölgeleri Daubechies db2 tipi ayrık dalgacık dönüşümüne tabi tutuldu. Burada elde edilen aday bölgeleri arasından kenar yoğunluklarına göre en yoğun bölge OD bölgesi kabul edildi. Bu bölgenin OD merkezi parlaklık tabanlı yöntem temel alınarak belirlendi. Dalgacık tabanlı

yöntemde DIARETDB0, DIARETDB1, DRIVE, SDUDIARET0 ve MESSIDOR veri setinin bir kısmı üzerinde deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ortalama olarak %95.70 başarı oranına ulaşılmıştır. Bu geliştirilen yaklaşımların üçüncüsünde ise eşiklenmiş görüntüde kan damarları olan bölgeler tespit edildi. Sonrasında bu bölgeler bazı ön işlemlerden geçirildi. Daha sonrasında, her bir bölge etiketlenerek alan tabanlı seçim işlemine tabi tutuldu. DIARETDB0, DIARETDB1 ve MESSIDOR veri setinin bir kısmı üzerinde deneysel çalışma gerçekleştirilmiştir. Ortalama olarak %93.75 başarı oranına ulaşılmıştır. Bu geliştirilen yaklaşımların dördüncüsünde ise farklı görüntülerin OD merkezlerini ortalayarak şablon oluşturulmuştur. Sonrasında OD'nin merkezini bulabilmek için şablon ve aday bölgelerden çıkartılan histogram tabanlı 7 öznitelik arasındaki ilişkiye göre OD bölgesine karar verilmiştir. DRIVE veri seti üzerinde deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ortalama olarak %100 başarı oranına ulaşılmıştır.

Bu tezin önemli diğer katkısı, retina görüntüsünün normal bileşenlerinden fovea merkezi ve makula bölgesinin tespit edilmesidir. Fovea, makula bölgesi içerisinde bulunan görme merkezidir. Bu bölgenin tespiti için OD tespiti ve kaldırılması gibi bazı ön işlemlerden sonra ilgilenen bölge (İB) elde edilmiştir. Bu bölgeye Fourier dönüşümü ve sonrasında iki boyutlu Gabor dalgacığı uygulanmıştır. Daha sonrasında, bu bölgenin normalleştirilmiş görüntüsüne morfolojik tabanlı bir yöntem uygulanmıştır. DIARETDB1 veri seti üzerinde deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ortalama olarak %97 başarı oranına ulaşılmıştır. Son olarak da aynı veri setinde makula bölgesindeki eksudaların varlık ve yakınlık derecesine göre DMÖ hastalık tanısı otomatik olarak yapılmıştır.

Sonuç olarak, geliştirilen yaklaşımlar ile OD, fovea ve makula gibi normal bileşenler tespit edilmiştir. Aynı zamanda görme merkezi yakınında meydana gelen eksudalar gibi anormal lezyonlara göre erken teşhisin sağlanması hedeflenmiştir. Bunlara ek olarak, bu tez çalışması geliştirilen karar destek sistemi ile yaşam kalitesi artırılarak doktorların karar verme sürecine katkı sağlamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Optik disk tespiti, fovea tespiti, makula tespiti, diyabetik makular ödem, görüntü işleme, karar destek sistemi, fundus floresin anjiyografi.

2016, 90 sayfa

ABSTRACT

Ph.D. Thesis

DETERMINATION OF RETINAL VASCULAR DISEASES BY USING IMAGE PROCESSING TECHNIQUES ON FUNDUS FLUORESCEIN ANGIOGRAPHY IMAGES

Halit ÇETİNER

**Suleyman Demirel University
Graduate School of Applied and Natural Sciences
Department of Computer Engineering**

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Bayram CETİŞLİ

In today's medical problems computer-aided decision support system has become an important research area. In this thesis, a study for the automatic detection of normal and abnormal components, which are including meaningful information about diabetic disease is carried out. The results of diabetes disease is one of the serious illness leading up to blindness. In this case, development of computer-aided decision support system, which is provided to assist in the medical sense to the eye doctor, fast, precise, accurate and reliable diagnosis is need.

One of the important contribution of this thesis is detection of assessed optic disc region of retina in the analysis of many different retinal diseases such as glaucoma, hypertension, especially diabetic diseases. Several approaches for OD detection with this purpose have been developed. Developed approaches have been tested on different data sets generally accepted. The first of the new approaches is an OD detection method based on intensity and feature. In this method, optic disc candidate (ODA) regions are obtained by using the edge values on extracted blood vessels. The first 2% of the brightest regions of the image, which is removed vessel effects in second phase of the method is extracted. When OD cannot be detection from obtained candidate regions, probable ODA regions are evaluated with statistical approach. In this way, a gradually and hybrid method is developed. The finally, the OD center is determined with brightness based method used to identify candidates in the image is detected OD. Experimental studies have shown that the OD region of a retinal image can be detected in average 0.45 seconds. OD with 99.37% success rate is detected in DIARETDB0, DIARETDB1, DRIVE, SDUDIARET0 and SDUDIARET1 datasets. In the second of the new approaches, these ODA regions by identify regions of blood vessels in thresholded image are subjected to Daubechies db2 type discrete wavelet transform. Wherein the most intensity region according to the edge density from the obtained candidate regions is accepted OD region. Experimental studies are performed on DIARETDB0, DIARETDB1, DRIVE, SDUDIARET0 and on a portion of MESSIDOR dataset in the

wavelet based method. Average 95.70% succes rate is reached. In the third of the new approaches, regions with blood vessels in the thresholded image are detected. After, these regions are passed through some pre-processes. Later, each region is subjected to area-based selection process by labeling. Experimental studies are performed on DIARETDB0, DIARETDB1 and on a portion of MESSIDOR dataset. Average 93.75% succes rate is reached. In the fourth of the developed approaches, template has been created by averaging the OD centers of the different images. After, OD region according to relationship between extracted histogram based 7 features from candidate regions and template to find the center of the OD is decided. Experimental studies are performed on DRIVE dataset. Average 100% succes rate is reached.

Other major contribution of this thesis, the fovea center and macula region from normal components of the retinal image are identified. Fovea is the center of vision located in the macula. the region of interest after some pre-processes such as OD detection and removed to the determination of these regions is obtained. The region is subjected to Fourier transform and after Gabor wavelet with two dimensional is applied. Later, morphological based a method is applied to normalized image of this region. Experimental studies are performed on DIARETDB1 dataset. Average 97% succes rate is reached. Finally, diabetic macular edema diagnosis according to the presence and closeness grade of exudate in the macula region on the same dataset automatically done.

Therefore, normal components such as OD, fovea and macula with developed approaches are determined. At the same time, to provide early detection as according to abnormal lesions such as exudate occurring near the center of vision is aimed. In addition to, this thesis work is aimed to contribute to the decision making process of doctors by increasing quality of life with developed the decision support system.

Keywords: Optical disc detection, fovea detection, macula detection, diabetic macular edema, image processing, decision support system, fundus fluorescein angiography.

2016, 90 pages

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın ortaya çıkabilmesi için beni yönlendiren, karşılaştığım zorlukları bilgi ve tecrübesi ile aşmamda yardımcı olan değerli Danışman Hocam Doç. Dr. Bayram CETİŞLİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Teze yönelik yaptığım çalışmaların değerlendirilmesinde bilgileri ile desteklerini esirgemeyen Doç Dr. Tuncay AYDOĞAN ve Doç. Dr. Ecir Uğur KÜÇÜKSİLLE hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Tezin ilerlemesinde uzmanlık bilgileri ile desteklerini esirgemeyen göz hastalıkları uzmanı Yrd. Doç. Dr. Hüseyin ORTAK hocama teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin her aşamasında beni yalnız bırakmayan ve her türlü desteği veren değerli eşim Muazzez ÇETİNER başta olmak üzere tüm ÇETİNER ailesine sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Halit ÇETİNER
ISPARTA, 2016

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Bir retinal görüntünün ana bileşenleri.....	2
Şekil 3.1. Gürültülü alanları kaldırma adımları: a) 23. indeks numaralı gürültülü bir görüntü, b) İB maskesi, c) Gürültüsüz görüntü, d) Gürültüsüz görüntünün ikili maskesi, e) Morfolojik doldurma, f) Renkli retinal görüntü	17
Şekil 3.2. Retinal görüntüden arka planın kaldırılması: a) İB maskesi, b) Kamera çıkıntısının kaldırılmış görüntüsü.....	21
Şekil 3.3. Kan damarlarının kenar haritası: a) yatay, b) dikey, c) yatay ve dikey kenar haritalarının toplamı.....	23
Şekil 3.4. Yatay histogram kullanarak ODA bölgelerinin tespiti: a) Görüntünün yatay histogramı, b) 12'inci tepe bölgesi, c) 12'inci tepe bölgesinin genişletilmiş hali	24
Şekil 3.5. 12'inci bloğun dikey histogram kullanarak ODA bölgelerinin elde edilmesi: a) Dikey ODA bölgeleri, b) Dikey histogram	26
Şekil 3.6. Dikey histogram kullanarak ODA bölgelerinin tespiti: a) 11'inci bölgenin renkli görüntüdeki karşılığı, b) 10 piksellik taramalar sonucunda elde edilen toplam piksel değerlerine göre zirve noktaları	27
Şekil 3.7. Parlaklık Tabanlı OD tespiti adımları: a) yumuşatılmış görüntü, b) Ivri görüntüsü, c) Ivri'den çıkartılmış en parlak piksellerin %2'si, d) ODA bölge blokları.....	30
Şekil 3.8. Kontrast iyileştirme: a) OD'li özgün görüntü, b) kontrastı iyileştirilmiş görüntü	31
Şekil 4.1. Gürültü kaldırma: a) Gürültülü özgün görüntü, b) a'nın arka planı çıkartılmış hali, c) I1 işaretleyici, d) I2 maske, e) Igurultusuz maske, f) Gürültüsüz renkli görüntü.....	47
Şekil 4.2. DIARETDB0 veri setinden seçilmiş görüntülerin OD yer tespiti sonuçları: (a)-(i) Başarılı OD yer tespiti sonuçları.....	50
Şekil 4.3. DIARETDB1 veri setinden seçilmiş görüntülerin OD yer tespiti sonuçları: (a)-(f) Başarılı OD yer tespiti sonuçları.....	51
Şekil 4.4. DRIVE veri setinden seçilmiş görüntülerin OD yer tespiti sonuçları: (a)-(f) Başarılı OD yer tespiti sonuçları	52
Şekil 4.5. SDUDIARET0 ve SDUDIARET1 veri setlerinden seçilmiş görüntülerin OD yer tespiti sonuçları: (a)-(i) Başarılı OD yer tespiti sonuçları	53
Şekil 4.6. OD yer tespiti karşılaştırılması: (a) DIARETDB0 veri setinden retinal görüntü, (b) Mahfouz vd. (2010)'in yaklaşımının yanlış OD tespiti, (c) Öne sürülen yöntemin aynı görüntüdeki OD yer tespiti sonucu	54
Şekil 4.7. DRIVE 20 ile 40 indeks numaraları arasındaki 20 görüntünün yoğunluk ve öznetelik tabanlı yöntem ile tespit edilen OD bölgesi....	56
Şekil 4.8. Daubechies db2 tipi OD tanımlama: a) Maske görüntüsü, b) Eşiklenmiş görüntünün renkli pikselleri, c) b'nin kan damarları olan bölgeleri, d) 5. seviye yaklaşım katsayıları, e) En parlak olan ODA bölgesi, f) ODA bölgesi, g) Bulunan OD bölgesi.....	58
Şekil 4.9. DIARETDB1 veri setinden a) 14, b) 27, c) 28 indeks numaralı görüntülerin dalgacık tabanlı yöntem ile OD tespiti sonuçları.....	59

Şekil 4.10. OD bölgesi kaldırma: a), e), i) Özgün görüntü, b), f), j) Eşiklenmiş bölge, c), g), k) Genişletme uygulanmış kan damarlı bölge, d), h), l) OD bölgesinin kaldırılmış hali.....	61
Şekil 4.11. Şablon eşleştirme ile OD tespiti: 14, 8, 17, 32 indeks numaralı görüntülerin ilişki katsayısı çıktısı sırasıyla a), c), e) ve g) ile b), d), f), h) sırasıyla bulunan OD bölgeler	63
Şekil 4.12. Fovea tespiti: a) 1, b) 4, c) 5, d) 14, e) 15, f) 19, g) 35, h) 38 indeks numaralı görüntülerin sırasıyla bulunan OD bölgeleri ve bulunan fovea merkezi	65
Şekil 4.13. Makula bölgesi tespiti adımları: a) OD'si kaldırılmış yeşil kanallı görüntü, b) Bağlantı bileşen analizi ile maskelenmiş OD, c) OD merkezi, d) OD genişlik ve yükseliği ölçüsünde İB, e) Fovea sağ taraf İB, f) Görüntü iyileştirme, g) Damar çıkartma, h) f ve g adımlarının birleşimi, i) Damarsal makula İB, j) Morfolojik kapatma işlemi, k) Sonuç makula bölgesi	65
Şekil 4.14. DMÖ derecelendirme adımları: a) OD'si kaldırılmış yeşil kanallı görüntü, b) Eksudaları çıkartılmış görüntü, c) İB, d) Damar çıkartılmış hali, e) Makula İB, f) e maddesinin yeşil kanaldaki İB, g) Makula İB eksudaları ve komşularındaki eksudalar	68
Şekil A.1. DIARETDB1 64 indeks numaralı görüntünün arka plan ve gürültü tespiti kullanıcı arayüzü	77
Şekil B.1. DIARETDB1 3 indeks numaralı görüntünün yoğunluk ve öznelilik tabanlı yöntem ile OD tespiti kullanıcı arayüzü	78
Şekil B.2. DRIVE 20 indeks numaralı görüntünün yoğunluk ve öznelilik tabanlı yöntem ile OD tespiti kullanıcı arayüzü.....	79
Şekil C.1. DIARETDB1 63 indeks numaralı görüntünün dalgacık tabanlı OD tespiti kullanıcı arayüzü	80
Şekil C.2. DIARETDB0 15 indeks numaralı görüntünün dalgacık tabanlı OD tespiti kullanıcı arayüzü	81
Şekil D.1. DIARETDB0 81 indeks numaralı görüntünün alan tabanlı seçim yöntemi ile OD kaldırma kullanıcı arayüzü.....	82
Şekil D.2. DIARETDB1 5 indeks numaralı görüntünün alan tabanlı seçim yöntemi ile kenar yoğunluklarına göre OD tespiti kullanıcı arayüzü.....	83
Şekil E.1. DIARETDB1 5 indeks numaralı görüntünün OD, fovea merkezi belirleme ve makula bölgesi tespiti kullanıcı arayüzü	84

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1. Kullanılan retina veri setlerinin tanımlanması	14
Çizelge 4.1. Otomatik arka plan kaldırma yönteminin doğruluk oranları	48
Çizelge 4.2. Otomatik gürültü bölütleme yönteminin doğruluk oranları	48
Çizelge 4.3. Öne sürülen melez yöntemin doğruluk oranları	53
Çizelge 4.4. Melez yöntemin literatürdeki çalışmalar ile karşılaştırılması.....	55
Çizelge 4.5. MODS yönteminin aşama olarak katkı oranları	56
Çizelge 4.6. Öne sürülen dalgacık tabanlı yöntemin doğruluk oranları.....	60
Çizelge 4.7. Öne sürülen alan tabanlı yöntemin doğruluk oranları	62
Çizelge 4.8. Şablon eşleştirme yönteminin literatürdeki çalışmalar ile karşılaştırılması.....	63
Çizelge 4.9. Makula bölgesi tespiti doğruluk oranları.....	64
Çizelge 4.10. DIARETDB1 veri setindeki DMÖ değerlendirme sonuçları.....	67

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

DDK	Dünya Diyabet Kurumu (World Diabetes Foundation)
DDS	Damar Dallanma Sayısı
DKH	Dikey Kenar Haritası
DMÖ	Diyabetik Makular Ödem
DR	Diyabetik Retinopati
HSI	Renk Özü, Doygunluk, Yoğunluk (Hue, Saturation, Intensity)
HSV	Renk Özü, Doygunluk, Değer (Hue, Saturation, Value)
İB	İlgilenen Bölge
L*a*b*	Işıklılık, Kırmızı-Yeşil, Sarı-Mavi
MODS	Melez Optik Disk Seçimi
OD	Optik Disk
ODA	Optik Disk Aday
RGB	Kırmızı, Yeşil, Mavi (Red, Green, Blue)
YKH	Yatay Kenar Haritası

1. GİRİŞ

Diyabet endüstrileşen ve gelişen dünyada en yaygın hastalıklardan birisidir. Diyabet, pankreas tarafından salgılanan, kandaki diyabet seviyesini normal değerlere tutmaya çalışan insülin hormonunun düzgün çalışmaması sonucunda meydana gelmektedir. Diyabet, ömür boyu devam eden kronik bir hastalıktır. Uzun süreli diyabetli olunması da retinadaki kan damarlarının zarar görmesi ile karakterize olan retinal hastalıklara yol açmaktadır.

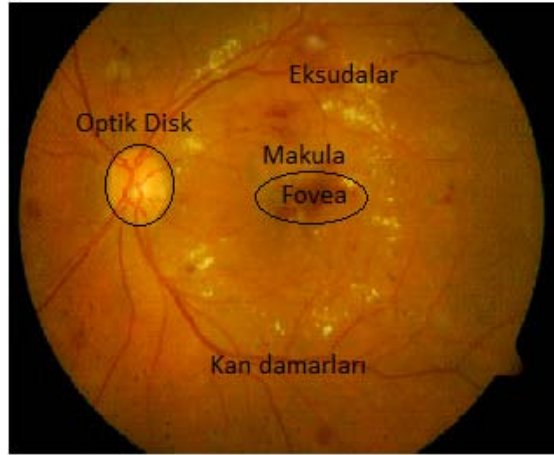
Dünya Diyabet Kurumu (DDK) 2030 yılında dünya genelinde 438 milyonun üzerinde insanının diyabete yakalanacağını tahmin etmektedir. Günümüzde diyabet yaklaşık olarak her on kişiden birisini etkilemektedir (Giancardo vd., 2012). Aynı zamanda diyabet görme kaybı, kalp yetmezliği ve kalp krizi gibi ardıl sorun ile ilişkilidir. Diyabetik göz hastalığı, diyabetik etkiler ile karşılaşan hastaların bir grubunu temsil etmektedir. Bu tip hastalar DMÖ gibi gelişmiş göz problemleri ile daha fazla karşılaşmaktadır. Belirtilen hastaların retinasını etkileyebilen bu hastalık görmeyi tehdit etmektedir.

Göz tansiyon hastalığı glokom ve retinal damarlardaki sızıntı sonucu görme merkezinin kapanması ile oluşan DMÖ gibi diyabete bağlı olarak gelişen birçok retinal hastalıklar bulunmaktadır. Bu retinal hastalıkları oluşturan belirtileri otomatik olarak analiz etmek önemlidir.

Bu tezde DMÖ tespitine yönelik bir çalışma gerçekleştirilmiştir, çünkü DMÖ diyabet tip 1 ve tip 2'ye yakalanmış hastalar arasında en yaygın olarak rastlanmaktadır. DMÖ, genelde gelişmekte olan ülkelerde çalışan nüfusta görülen bir hastalıktır. Hastalığın ilerlemesini engelleyebilmek için etkili tedaviler bulunmaktadır (Welfer vd., 2011). Siddalingaswamy ve Prabhu (2010), DMÖ'yü uzun süreli diyabetik hastaların hemen hemen tamamında görülen retinal damar hastalığı olarak tanımlamaktadır. Aynı zamanda onlar DMÖ'ye bağlı şiddetli görme kaybının zamanında tanı koyulması ve tedavi için sevk edilmesi ile %98 oranında önlenemediğini belirtmektedirler.

Sonuç olarak, DMÖ'nün erken tespiti körlüğü ertelemek ve hastalığın ilerlemesini geciktirmek için çok önemlidir. Ancak DMÖ'den rahatsız olan hastalar, hastalık retinada büyük bir alanı etkileyene kadar görme eksiliği hissetmemektedirler. Bu yüzden, diyabet hastalarının kitle halinde taranması ve erken teşhisi acil bir gerekliliktir.

Bir kişinin DMÖ'ye yakalanıp yakalanmadığını belirleyebilmek için retinadan bir görüntü alınması ve bu alınan görüntünün incelenmesi gerekmektedir. Diyabet hastalarının kitlesel olarak incelenebilmesi için çok sayıda görüntü alınması gerekmektedir. Bu görüntülerin manuel olarak değerlendirilmesi, büyük bir ölçekte görüntü değerlendirilmesinin önüne geçecektir. Buna uygun olan çözüm retinal görüntüler için otomatik görüntüleme sistemlerinin geliştirilmesidir. Böyle bir sistem DMÖ ile normal retinalı olan retina görüntüleri arasındaki ayrımın kararını verecektir. Geliştirilen sistem sayesinde göz doktorları, sadece anormal olan görüntülere odaklanacaktır. Bu olanak göz doktorlarının iş yükünü azaltması açısından önemlidir.



Şekil 1.1. Bir retinal görüntünün ana bileşenleri

Şekil 1.1'de DIARETDB1 veri setinden 5. indeks numaralı görüntüyü göstermektedir. Bu görüntü üzerinde normal bileşen olan fovea merkezi, makula bölgesi, optik disk bölgesi, kan damarları ve anormal bileşen olan sarımsı eksudalar işaretlenmiştir.

Bir retinal görüntüde, çok farklı sayıda göz hastalığı olabileceği için otomatikleştirilmiş görüntüleme sistemi tarafından değerlendirilmesi gerekmektedir. Retinal görüntüyü değerlendiren, analiz eden otomatikleştirilmiş DMÖ görüntüleme sistemi bir göz doktorunun yaptığı gibi ilk olarak gözün anatomik yapısına odaklanacaktır. Şekil 1.1’de gösterildiği gibi retina OD, fovea ve makula gibi anatomik yani normal yapılar içermektedir. Görüntüleme sistemi retinal görüntüdeki bu yapıların yerlerini tespit ettiğinde, sonrasında bu yapıları ve konumlarını DMÖ belirtilerini tespit edebilmek için işaretler olarak kullanacaktır. Aynı zamanda, tüm retinal görüntülerde bulunan bu anatomik bileşenlerin hastalıklara bağlı olarak deforme olması farklı retina hastalıklarının işaretlerini de içermektedir.

Retina üzerinde DMÖ gibi hastalıklar ile ilişkili anormalliklerin dağılımı tekdüze değildir. Optik disk (OD) bölgesinin otomatik olarak tespit edilmesini sağlayan yaklaşımları içeren çalışmalarda OD retinal fundus görüntülerinin önemli yapılarından birisi olarak düşünülmektedir (Sinthanayothin vd., 1999; Teng vd., 2002). OD tespiti retinal anatomik yapı ve lezyonların otomatik olarak çıkartılabilmesi için tasarlanmış olan birçok algorithmada önemli bir ön işleme bileşenidir (Gagnon vd., 2001). OD makula bölgesinin tahmin edilebilmesine yardım edebilmek için öncü bir bilgi olarak kullanılabilen makula merkezi ve OD arasındaki sabit mesafe gibi diğer fundus öznitelikleri için bir işaretçi olarak kullanılmaktadır (Sinthanayothin vd., 1999; Gagnon vd., 2001). OD aynı zamanda retinal damarları izleme yöntemleri için bir başlangıç noktası olarak kullanılmaktadır (Gagnon vd., 2001; Li ve Chutatape, 2001). OD bölgesinde bulunan geniş damarlar, damar izleme yöntemleri için başlangıç noktası olarak hizmet vermektedir (Youssif vd., 2008). OD’nin renk, şekil veya derinliğindeki değişim özellikle glokom için bir işarettir (Li ve Chutatape, 2003). Böylece OD boyutları DMÖ ve glokom gibi belirli retinopatilerden dolayı anormal öznitelikleri ölçebilmek için kullanılmaktadır (Li ve Chutatape, 2001; Abdel-Ghifar, 2004). Aynı zamanda, ilerleyen aşamalarda OD sarımsı eksudalara renk benzerliğinden dolayı DMÖ’lerde oluşan lezyonlardan birisi olan bir ya da daha fazla aday eksuda bölgesi olarak tanımlanabilmektedir (Li ve Chutatape, 2003).

DMÖ ise hafif, orta ve ileri seviye olmak üzere 3 aşamada sınıflandırılmaktadır (Ciulla vd., 2003). Hafif DMÖ'de makula merkezinden uzakta bazı retinal şişme veya eksudalar oluşmaktadır. Orta seviyede ise makula merkezinin komşularında eksudalar veya retinal şişme oluşması meydana gelmektedir. İleri seviyede ise makula merkezini içeren bölgede eksudalar veya retinal şişme meydana gelmektedir. Belirtilen tanımlamalardan anlaşılacağı gibi DMÖ'nün tespit edilmesinde makula merkezi önemli bir rol oynamaktadır.

Makula gözün en önemli merkezidir, çünkü bu merkezde görme sisteminin renk alıcıları yoğun bir şekilde bulunmaktadır. Birçok retinal görüntüde makula görüntünün en karanlık bölgesidir ve makulanın merkezi fovea diye isimlendirilmektedir (Frith, 2008). Tıp teriminde fovea bölgesi 0.25 mili metrelik bir çember çapı kadardır. Bu bölgenin merkezi birçok OD çapından belirli bir uzaklıktadır. Bu uzaklık 1.5 ile 3 OD çapı kadar değişmektedir. Genel olarak OD'in makula merkezine doğru olan kenarından 2 OD çapı uzaklıkta olduğu da bildirilmektedir (Li ve Chutatepe, 2004). DMÖ, etkilenmiş makuladan dolayı diyabet hastalarında ciddi görme kayıplarına sebep olmaktadır.

Eksudalar ise retinadaki yağ ve proteinlerin birikimleridir. Tipik olarak retinada görülebilen parlak, yansıtıcı, sarımsı veya krem renkli lezyonlardır. Bu lezyonlar, artan kan damarı geçirgenliğini ve retinal ödem riskini göstermektedir. Aynı zamanda, kendi kendilerine tehdit olarak görülmemesine rağmen retinada sıvı birikiminin bir işaretidirler. Ancak, eğer bu lezyonlar makula merkezine yakın bir yerde görünürse, tehdit olarak görülmektedirler.

Retina görüntüsünde genelde parlak olarak görülen eksudalar, en genel retinal anormal bileşendir (Frith, 2008). Ancak, eksudaların tespit edilmesi DMÖ'nün tespiti ve derecelendirilmesi için yeterli değildir. Yeterli olmamasının sebebi bir retinal görüntüde bulunabilen eksudaların hangi noktalarda bulunduğu da bilinmesi ya da tespit edilmesi gerekmektedir. Eğer bir retinal görüntüde eksuda bulunmuyor ise görüntü normal demektir, bu hastada herhangi bir DMÖ belirtisi yoktur. Ancak eksuda bulunuyor ve bu eksudalar fovea bölgesi

çevresinde ise fovea bölgesine yakınlığının da muhakkak ölçülmesi gerekmektedir.

Eksudalar fovea merkezine yakınlaştıkça DMÖ hastalığı etkisi artış göstermektedir. Aynı şekilde, eksudalar fovea merkezinden uzaklaştıkça da DMÖ'nün etkisi azalmaktadır. Hala, retina görüntüsünde bulunan eksudalar, fovea merkezinden OD çapının belirli katı uzaklıkta olduğunda DMÖ belirtisi kalmamaktadır. Yani, bir retinal görüntünün herhangi bir yerinde eksuda olması, bu görüntünün alındığı hastanın DMÖ hastası olduğu anlamına gelmemektedir. Fovea bölgesinde bulunabilen eksuda dağılımlarının analiz edilmesi DMÖ hastalık tanısını koyabilmek için gereklidir. Sonuç olarak, fovea tespiti DMÖ'nün tespiti ve derecelendirilmesi için ön gerekliliktir. Bir diğer deyişle, fovea DMÖ'nün tespit edilebilmesi ve derecelendirilebilmesi için gerekli olan retina yüzeyinde bulunan ana bileşendir.

Yapılan tez çalışmasında diyabete bağlı oluşan DMÖ göz hastalığı tanısı için retina yüzeyindeki normal (OD, fovea, makula) ve anormal bileşenlerin (sert eksuda, yumuşak eksuda gibi) tespitine yönelik otomatikleştirilmiş bir sistem önerilmiştir. Bu çalışmada bu bileşenlerin tespiti için günümüzde çok popüler hale gelen görüntü analizi kullanılmıştır. Görüntü analizinin, literatürde farklı medikal problemlerin tanısı ve görüntülenmesi için de kullanıldığı görülmektedir. Görüntü analizi, bir uzman tarafından yapılan bileşen tespit işlemlerini otomatikleştirmesi açısından önemlidir. Bu görüntü analiz yöntemleri gürbüz bir OD merkezi ve bölgesi, fovea merkezi ve bölgesi, makula bölgesi, eğer varsa eksuda bölgesi ve DMÖ tespitine yönelik yaklaşımları içermektedir.

DMÖ tespiti için ilk olarak gürbüz bir OD yöntemi geliştirilmesi gerekmektedir, çünkü OD tespiti DMÖ için görüntüleme sistemlerinin ayrılmaz bir parçasıdır. Sonrasında da DMÖ tespiti için muhakkak tespit edilmesi gereken fovea bölgesi ve onun içinde bulunduğu makula bölgesi tespit edilmiştir. Daha sonrasında ise eğer varsa eksudalı bölgeler tespit edilerek, fovea bölgesine olan yakınlığı belirlenmiştir.



2. KAYNAK ÖZETLERİ

Diyabete bağlı retinal hastalıklar, orta yaşı nüfusta daha çok görülen ve körlüğe sebebiyet verebilen sessiz hastalık türlerindendir. Bu sebepten dolayı diyabetik hastaların düzenli aralıklar ile kontrol edilmesi tavsiye edilmektedir (Zhang vd., 2014). Diyabet hastalığının yaygınlığının artması ve bu alandaki uzman sayısının yetersiz olması problem oluşturmaktadır. Bu problemi ortadan kaldırabilmek ve uzmanlardaki iş yükünün azaltılmasına yardımcı olabilmek için otomatik yöntemler geliştirilmiştir (Massin vd., 2008; Erginay vd., 2008; Dupas vd., 2010; Agurto vd., 2011; Harangi vd., 2012).

Bu noktada retinal yüzeye ait normal ve anormal bileşenleri yüksek doğruluk oranları ile otomatik bir şekilde tespit etmek çok önemlidir. Tez çalışmasında gerçekleştirilen yaklaşımların her birine yönelik literatür taraması verilmiştir.

2.1. Literatüre Giriş

Göz doktorları retinal görüntülerde hastalık tanısı koyabilmek için görüntü yüzeyi üzerindeki bileşenleri incelemektedir. Doktorların yapmış oldukları bu incelemeler, bilgisayar görüntüleme teknolojilerindeki gelişmeler ile birlikte otomatik olarak gerçekleştirilmektedir. Bazı başarılar ile birlikte, DMÖ, diyabetik retinopati (DR) gibi bazı retinal hastalıkların öznelikleri bilgisayar destekli görüntüleme cihazları yardımıyla diyabetik hastalardan alınan görüntüler kullanarak incelenebilmektedir.

OD, fovea, makula bölgesi, kan damarları, eksuda bölgeleri gibi ana retinal bileşenler retinopati görüntülerinin en önemli yapılarıdır. Bu tezde, retinopati görüntüleri üzerindeki bileşenlerin tespiti hastalık tanısını kolaylaştırdığı için bu amaca yönelik yeni yaklaşımlar geliştirilmiştir. Göz doktorlarına yardımcı bir araç olarak geliştirilen bu yöntemlerin normal ve anormal bileşenlerin otomatik olarak tespiti, analizi, incelenmesi sürecinde etkili olması sağlanmıştır.

2.2. OD Tespiti Yaklaşımlarının İncelenmesi

OD görüntüdeki kenar çıkarma gibi bazı işlemlerden sonra ilk olarak tespit edilmesi gereken bileşenlerden biridir. OD iyi tanımlanmış öznitelikleri ve karakteristikleri olmasına rağmen, retinal patolojilerden dolayı değişen öneme sahip OD bölgesini yüksek hassasiyet ve özgüllük değerlerinde tespit etmek zordur. Bu bölümde OD bölgesinin tespitinde geçmiş yıllardaki çalışmalarda hangi yaklaşımların kullanıldığı incelenmiştir.

(Xiong ve Li, 2016), OD bölgesini tespit edebilmek için damar yön öznitelikleri, yoğunluk OD kenarları ve parlak bölgelerin boyutlarını kullanan bir yaklaşım öne sürmüştür. (Rotaru vd., 2016), Hough dönüşümü, damar çıkartımı ve istatistiksel analiz yardımıyla OD tespitine yönelik bir çalışması bulunmaktadır. (Sarathi vd., 2016), OD'nin şekil, sınır ve boyutunun DR, DMÖ, glaukom gibi retinal hastalıkların tespitinde önemli olduğunu belirtmektedir. Bölgesel genişleme tekniğini temel alan bir eşikleme yöntemi ile OD bölgesini tespit etmeye çalışmışlardır.

(Radha ve Lakshman, 2014), OD bölgesinin tespiti için ilk bit ayrışımını kullanmaktadır. OD sınırlarının tespiti için morfolojik temelli bir yöntem kullanmışlardır. (Saluja, 2014), göz hastalıklarının otomatik olarak değerlendirilmesinde OD tespitinin öneminden bahsetmektedir. OD, fovea tespitine yönelik morfolojik temelli bir yöntem kullanmışlardır.

(Budai vd., 2013), OD tespitinde hızlı radyal simetrik dönüşümü uygulayarak bulmaya çalışmışlardır. Onlar retinal görüntülerdeki OD ve makula gibi bölgelerin özniteliklerini çıkarmak ve tespit edebilmek için bir yöntem öne sürmüşlerdir.

(Yu vd., 2012), OD adaylarının yer tespiti için şablon eşleştirme yöntemi kullanmışlardır. Başlangıçta OD aday bölgelerini şablon eşleştirme kullanarak tanımlamaktadır. OD'deki damar karakteristiklerini OD yer tespiti için

kullanılmaktadır. Morfolojik filtreleme ile kan damarlarını kaldırmak için kullanmıştır.

(Cheng vd., 2011), Hough dönüşümü ve Peripapillary atrofi yöntemi ile OD yapısı içermeyen kenarlar kaldırılmıştır. (Yin vd., 2011), retinadan OD tespit edebilmek için istatistiksel deforme yöntemleri, dairesel Hough dönüşümü ve kenar tespiti birleşimini temel alarak bir yöntem öne sürmüşlerdir.

(Aquino vd., 2010), şablon eşleştirme tabanlı bir yöntem öne sürmüştür. Bu yöntem OD yaklaşımlarını belirleyebilmek için dairesel Hough dönüşümünü takip eden morfolojik ve kenar tespit tekniklerini kullanmışlardır. Bu yöntem Hough tabanlı olması sebebiyle oylama tipi bir yöntemdir.

(Ravishankar vd., 2009), maliyet fonksiyonunu maksimum eden bir nokta olan OD'nin yerini elde edebilmek için bir maliyet fonksiyonu tanımlamışlardır. Bu fonksiyon ile kalın damarların birleştiği bölgeyi birleştirerek OD'yi izlemeye çalışmışlardır.

(Youssif vd., 2008), OD tespiti için ışık eşitleme ve adaptif histogram eşitleme yöntemleri ile bir eşleştirme filtresi kullanmışlardır. Bu süreç parlaklık ve kontrast normalleştirmeyi kullanmaktadır. Yöntemin en önemli noktası retinal kan damarlarının yönünü tahmin ederek eşleşmesini temel almaktadır. Bölütlenmiş kan damarlarının damar yön haritası 2 boyutlu Gaussian eşleştirme filtresi kullanılarak elde edilmiştir. (Soparak vd., 2008a), OD tespiti için entropi filtreleme ile bir yöntem öne sürmüşlerdir. Ön işlem adımlarından sonra Otsu yöntemi ile eşikleme gerçekleştirmiştir. Yaklaşık olarak dairesel şekle sahip olan en büyük bölgeleri etiketleyerek OD aday bölgelerini işaretlemiştir. (Sekhar vd., 2008a), OD bölgesini bulabilmek için Hough dönüşümünü kullanmıştır.

(Abdel-Ghafar vd., 2004), dairesel Hough dönüşümü ve basit kenar tespiti kullanarak OD bölgesini tahmin etmeye çalışmışlardır. (Li ve Chutatape, 2003), retinal görüntülerde ana bileşenlerden OD bölgesini bulabilmek için temel bileşen analizini temel alan bir yöntem geliştirmişlerdir. (Hoover vd., 2003), OD

yerini tespit edebilmek için bulanık oylama mekanizması tabanlı bir yöntem önermişlerdir. Bu yöntemde damarlar üzerinde inceltme ile ana damarları tespit ederek bölümlenmiştir. Damar dallanmalarını kaldırdıktan sonra da her bir damar bölümünün her iki ucunu bulanık elementiyile uzatmıştır. Görüntüde yeri en çok benzeyen bölgeyi OD olarak düşünmüştür. (Sinthanayothin vd., 2002), 80x80 alt bölgelerde en yüksek değişim alanını gösteren en parlak alanın değişim görüntüsü OD tespitinde kullanılmışlardır. (Lalonde vd., 2001), yeşil kanallı alt örneklendirilmiş görüntüde en parlak pikselleri aday bölgesi olarak kabul etmişlerdir. Bulunan bölgeler üzerinde mesafe ölçümü olarak Hausdorff mesafesi kullanılarak bölgelerin her birisini çoklu dairesel şablonlara uydurmuşlardır. Uydurulan dairesel şablonların merkezini OD merkezi olarak almışlardır. (Sinthanayothin vd., 2001), retinal görüntünün en parlak bölgelerinde en yüksek değişim alanı tanımlayarak OD bölgesini temsil etmeye çalışmışlardır. Ortalama yoğunluğu normalleştirebilmek için görüntüleri değişken, yerel ve kontrast iyileştirme ile ön işleminden geçirmişlerdir. Bu yöntemin ana fikri, komşu piksellerdeki hızlı yoğunluk değişimlerini tespit etmeye çalışmasıdır.

2.3. Fovea Tespiti Yaklaşımlarının İncelenmesi

Fovea tespiti, DMÖ hastalığının otomatik olarak derecelendirilebilmesi için muhakkak bulunması gereken bir bölgedir. Fovea tespiti tek başına ele alınması gereken retinal görüntüye ait önemli bileşenlerden biridir.

(Medhi ve Dandapat, 2016), kırmızı kanal görüntüdeki yoğunluk özneliklerini kullanarak fovea bölgesini tespit etmeye çalışmışlardır. (Rahman vd., 2016), eğim vektörü temelli bulanık mantık tekniği ile fovea bölgesini tespit etmeye çalışmışlardır. (Ometto vd., 2016), normalleştirilmiş çapraz korelasyonunu temel alan şablon eşleştirme kullanarak fovea bölgesini tespit etmeye çalışmışlardır.

(Welfer vd., 2011), matematiksel morfoloji kullanarak fovea bölgesini tespit etmeye çalışmışlardır. (Sopharak vd., 2008b), OD çapını kullanarak fovea bölgesini bulmaya çalışmıştır. Morfolojik kapama operatörü kullanarak yüksek

kontrastlı kan damarları maskelenmiştir. (Köse vd., 2008), OD bölgesi üzerinden makula bölgesini tespit etmeye çalışmışlardır. Yalnız çalışmasında fovea merkezini içeren fovea bölgesini tespit etmekten ziyade makula bölgesini bulmaya çalıştığı görülmektedir. (Singh vd., 2008), görünüm tabanlı bir yöntem kullanmıştır. Onlar fovea'ya özgü karanlık bölge yapısını bulabilmek için yerel kontrast iyileştirme kullanmıştır. (Sekhar vd., 2008b), fovea bölgesini bulabilmek için Hough dönüşümünü kullanmıştır.

(Niemeijer vd., 2007), fovea bölgesini tespit edebilmek için maliyet tabanlı bir fonksiyon kullanmaktadır. (Sagar vd., 2007), fovea bölgesini tespit edebilmek için OD çapı ile makula bölgesi arasındaki uzamsal ilişkiyi kullanmışlardır. (Narasimha-lyer vd., 2006), adaptif eşikleme tabanlı bir yöntem ile OD çapını temel alan bir yöntem kullanmışlardır. (Li ve Chutatape, 2004), parabol uydurma yöntemiyle fovea bölgesini tespit etmeye çalışmışlardır. (Sinthanayothin vd., 1999), retinal görüntüde fovea bölgesini bulabilmek için fovea şablonu kullanmışlardır. 40x40 piksel boyutlarında gri ölçekli bir model kullanmışlardır. Sabit standart sapmalı Gaussian dağılımı kullanarak gerçek fovea bölgesini bulmaya çalışmışlardır. Onlar, fovea aday bölgelerini tespit edebilmek için ilk olarak retinal model ile retinal görüntü arasındaki korelasyon katsayısını hesaplamışlardır. Sonrasında bu korelasyon katsayıları bir eşik değeri ile karşılaştırılmıştır. Daha sonrasında şablon ile en fazla ilişkiye sahip aday bölgesini seçmişlerdir.

2.4. Eksuda, Makula ve DMÖ Tespiti Yaklaşımlarının İncelenmesi

DMÖ, fovea'ya yakın bölgede bulunabilen eksudaların varlığından dolayı DR'nin en ciddi hastalıklarından biridir. Fovea bölgesini içeren işaretli makular bölgesinden çıkartılabilen eksuda konumları; literatürde bazı kaynaklarda DMÖ'yi normal, 1. ve 2. aşama olarak ya da bazı kaynaklarda ise hafif, orta ve ileri seviye olmak üzere 3 sınıfa sınıflandırabilmek için hesaplanmaktadır. Aynı zamanda DMÖ, fovea merkezinin 1 OD disk yakınlığındaki alanda bulunan eksudaya karşılık gelen makulopati diye isimlendirilmektedir.

(Rahim vd., 2016), DMÖ tespiti için bulanık görüntü işleme teknikleri, dairesel Hough dönüşümü, çeşitli öznelik çıkarma yöntemlerini içine alan bir yöntem gerçekleştirmişlerdir. (Giancardo vd., 2012), eğitim seti kullanmadan Haar tipi dalgacık tabanlı eksuda tespiti kullanarak DMÖ tespitine yönelik bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. (Deepak ve Sivaswamy, 2012), danışmanlı bir yaklaşım kullanarak makular ödemin otomatik değerlendirilmesine yönelik bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Dönme asimetrik ölçümü kullanarak hastalığın derecelendirilmesini gerçekleştirmişlerdir. (Lim vd., 2011), Watershed dönüşümü ile DMÖ tespitine yönelik bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. (Elshahawy vd., 2011), 2 boyutlu Gaussian yüzeyleri kullanarak zaman çerçevesinin modellenmesini temel almaktadırlar. (Siddalingaswamy ve Prabhu, 2010), kümeleme ve matematiksel morfoloji temelli olarak tespit edilen eksudaların makula bölgesine yakınlığına göre hastalık derecelendirme gerçekleştirmişlerdir.

(Akram vd., 2014), eksuda tespiti ile birlikte makula tespitine yönelik bir çalışma gerçekleştirdiler. Geliştirilen çalışmada kontrast iyileştirme, eşikleme ve kan damarlarının bölütlenmesi bulunmaktadır. (Kumar vd., 2013), matematiksel morfoloji yöntemleri ve bit ayrışımı kullanarak makula bölgesi tespitine yönelik bir yaklaşım sunmuşlardır. (Yazid vd., 2012), ters yüzey eşiklemeyi temel alarak OD ve eksuda tespitine yönelik bir yaklaşım geliştirmişlerdir. Geliştirilen yaklaşım, bulanık mantık temelli kümeleme, kenar tespiti, Otsu eşikleme ve ters yüzey eşikleme içermektedir. El ile seçilmiş parametrelere bağlı olmadan iki farklı veri setinde test edilmiştir.

(Zhang vd., 2014), matematiksel morfoloji temelli eksuda aday tespit yöntemi ve rastgele orman algoritması kullanarak aday eksudalar arasından eksudaları belirleyebilmek için kullanılmış bir yöntem geliştirilmiştir. (Mubbashar vd., 2011), makulanın tespiti ve konumu için otomatik bir sistem önermişlerdir. OD merkezi ve kan damarları çıkartımı makula bölgesinin tespiti öncesinde gerçekleştirilmiştir. (Reza vd., 2009), retinal görüntülerde OD ve eksuda gibi parlak nesnelerin tespitine yönelik bir çalışma gerçekleştirmiştir. Geliştirilen

Çalışmada, genişletilmiş maksimum operatör, minimum operatör, Watershed dönüşümü gibi teknikler kullanılmaktadır.



3. MATERYAL VE YÖNTEM

Tezde materyal anlamında bilinen DIARETDB0 (Kauppi vd., 2006), DIARETDB1 (Kauppi vd., 2007), DRIVE (Staal vd., 2004), MESSIDOR (Decenciere vd., 2014) veri setleri ve Süleyman Demirel Üniversitesi Araştırma ve Uygulama hastanesinden temin edilen 2 yerel veri seti SDUDIARET0 ve SDUDIARET1 kullanılmıştır. Kullanılan veri setlerinin tanımı Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Kullanılan retina veri setlerinin tanımlanması

Veri seti	Görüntü Sayısı	Görüntü Boyutu	Normal	Anormal
DIARETDB0	130	1500x1152	20	110
DIARETDB1	89	1500x1152	5	84
DRIVE	40	584x565	33	7
SDUDIARET0	129	3008x1960, 1500x1152	27	102
SDUDIARET1	89	3456x2304, 768x576, 2464x1632	20	69
MESSIDOR	1200	1440x960, 2240x1488, 2304x1536	971	229
Toplam	1677	-	1076	601

DIARETDB0 VE DIARETDB1 veri setleri, 50° görüş alanına sahip fundus kamera kullanılarak kalibrasyon seviyesi 0 altından elde edilmiştir (Kauppi vd., 2006; Kauppi vd., 2007). DRIVE veri seti, 45° görüş alanına sahip fundus kamera kullanılarak elde edilmiştir (Staal vd., 2004).

SDUDIARET0 ve SDUDIARET1 veri setleri, 50° görüş alanına sahip Zeus fundus kamerası ile elde edilmiştir. Belirtilen veri setlerinde farklı piksellerde görüntüler bulunmaktadır. SDUDIARET0 veri setindeki görüntülerin bir kısmı 3008x1960 piksel boyutunda iken, diğer geri kalan kısmı 1500x1152 piksel boyutundadır. SDUDIARET1 veri seti ise Çizelge 3.1’de verilen 3 görüntü boyutunun dışında 2240x1488, 5616x3744, 4922x3328 ve 3888x2592 olmak üzere 4 farklı çözünürlükte görüntülere de sahiptir. Farklı çözünürlüklerde

olması geliştirilen yöntemlerin gürbüz bir şekilde çalışmasının önüne geçmektedir. Geliştirilen çalışmaların başarısını düşürebilmektedir.

MESSIDOR veri seti 1200 fundus görüntüsü içermektedir. 50° görüş alanına sahip Topcon TRC NW6 fundus kamerası ile 3 farklı göz polikliniğinden elde edilmiştir. Belirtilen veri setinde 3 farklı piksel boyutunda görüntüler bulunmaktadır (Decenciere vd., 2014).

Geliştirilen yaklaşımlar MATLAB 2015b görüntü işleme, bilgisayar görü, istatistik ve dalgacık araç kutuları kullanılarak geliştirilmiştir. Tez kapsamında geliştirilen yaklaşımlar kullanım sırasına göre Bölüm 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5, 3.6 ve 3.7 başlıklarında anlatılmıştır.

3.1. Otomatik Gürültü Bölütleme Algoritması

Retinal görüntüler diyabetik hastalıkların otomatik tanısı için kullanılmaktadır. Retinal görüntü kalitesi, retinal görüntülere ait ana bileşenlerin, özniteliklerin ve anormalliklerin tespiti için ilerletilmesi gerekmektedir. Geliştirilen bu yöntem, retinal görüntülerdeki gürültülerin bölütlenebilmesi için yeni bir yaklaşım sunmaktadır. Gerçekleştirilen bu yöntem ile bütün görüntü yüzeyindeki arka plan ve gürültülü alanlarının birbirinden ayrılarak görüntüdeki ilgili alanlara daha az işlem ile erişmek hedeflenmiştir. Retinal görüntüler, eşit olmayan ışık dağılımı ve gürültülü alanlardan etkilenmektedir. Retinal görüntünün merkez bölgesi genellikle yüksek ışıklandırmaya sahip iken, kenarlar daha az ışık almaktadır.

Retinal görüntü öznitelikleri ve anormalliklerinin tespiti öncesinde, retinal görüntünün bölütlenmesi anormalliklerin tespitini kolaylaştırması açısından yapılması gerekmektedir. Bölütlemenin amacı görüntüden istenmeyen bölgeleri ve gürültülü alanları kaldırmaktır. Gürültü alanların varlığında retinal görüntüye ait ana bileşenleri tespit algoritmaları kötü sonuçlar verebilmektedir. Bu sayede görüntüde var olan gürültü miktarı azaltılarak görüntü kalitesinin iyileştirilmesi sağlanmaktadır. Bölütlemeye kullanılan iki tip; teknik filtreleme

ve kontrast iyileştirmedir. Genel olarak retinal görüntünün arka planını elde etmede geniş ortalama filtreleme, geniş medyan filtreleme ya da ardışık olarak kullanımlarını içeren yöntemler bulunmaktadır. Eşikleme görüntü bölütlemeye sıklıkla kullanılan etkili ve basit bir tekniktir. Eşikleme, belirli aralık içerisindeki pikselleri ön plana ait olarak seçilmesi, belirli aralık dışındaki piksellerin ise arka plana ait olarak kabul edilmesine göre çalışan bir tekniktir.

3.1.1. Arka plan elde edimi

Retinal görüntüdeki işlemi daha da hızlandırabilmek için görüntü 460x460 piksele boyutlandırılmıştır. Sonrasında, x eksenini uzunluğunun 1/50'sine eş değer bir pencere kullanılarak mavi renk kanalı üzerinde ortalama filtreleme uygulanmıştır. Sonuçlanan görüntü gürültülü arka plan görüntüsü I_{bg} olarak adlandırılmıştır. I_{bg} , retinaya ait yeşil kanal görüntüsünden çıkartılmıştır.

$$I_{maske} = (I_g - I_{bg}) > \min(I_g - I_{bg}), \quad (3.1)$$

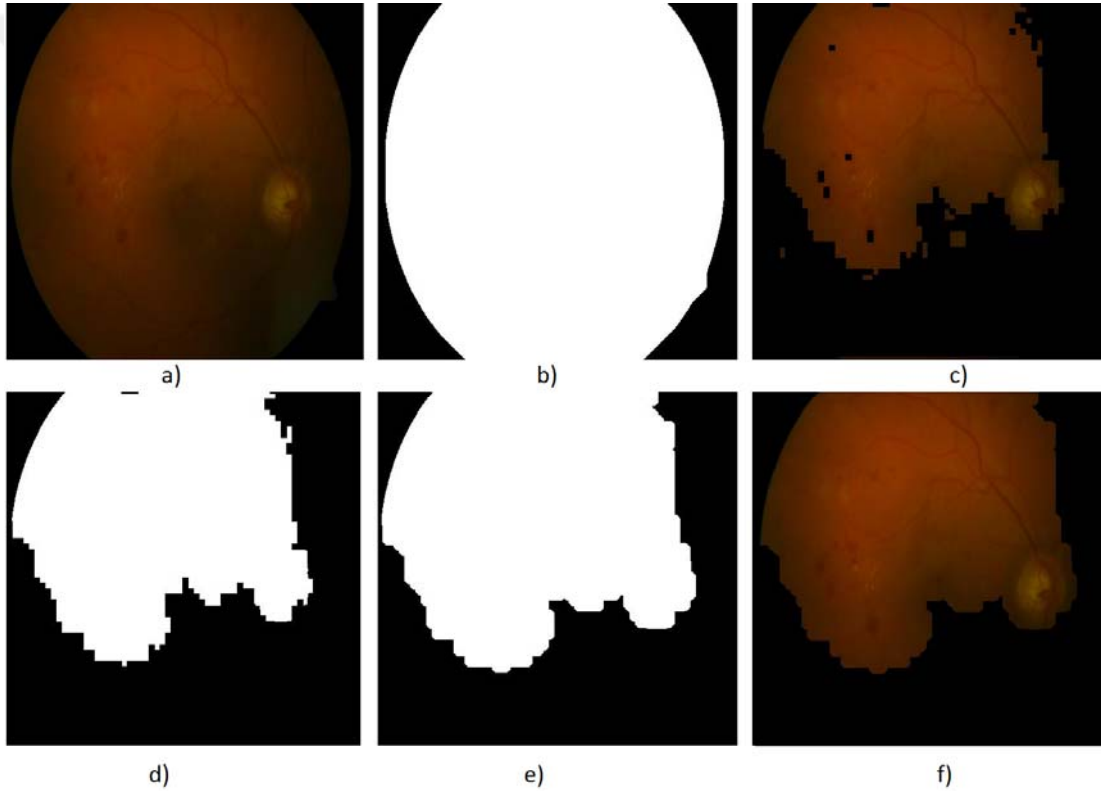
Burada, I_g yeşil kanal görüntüsünü ve I_{maske} ise gerçek 0 ve 1'lerin birleşimini göstermektedir. Retinal görüntü için 1'ler retinal görüntü piksellerini temsil ederken, 0'lar ise arka plan piksellerini temsil etmektedir. Retinal görüntü ham halinde, yani herhangi bir işleminden geçmeden önce gerçek siyah değerine sahip değildir. Arka planı çıkartılmış retinal görüntüye bir örnek Şekil 3.1 (a)'da verilmiştir. Bu görüntü, dış kenarlarına doğru yüksek gürültüye sahip olan 23. indeks numaralı DIARETDB1 veri setinden bir görüntüdür.

Retina pikselleri içerisinde bulunan ana bileşenler gibi yapıların tespit edilmesinin gerekliliğinden dolayı sadece ön plandaki pikseller dikkate alınmak zorundadır. Bu sebepten dolayı da arka planın ön plandan çıkartılması gerekmektedir. Morfolojik geri yapılandırma, bazı kırık bölgeleri birleştirebilmek için I_{maske} görüntüsüne uygulanmıştır. Morfolojik geri yapılandırma, işaretleyen ve maskeleyen iki farklı görüntünün değişmezliğe kavuşana kadar tekrar edilmesi olarak bilinmektedir. Sonrasında ikili maske görüntüsü, x eksenini uzunluğunun 1/5'ine eş değer bir disk yapı elementi ile

morfolojik açma işlemi uygulanarak Şekil 3.1 (b)'de görüldüğü gibi elde edilmiştir.

3.1.2. Gürültülü alanların bölütlenmesi

Retinal görüntülerin kenar bölgelerinde, gürültülü alanlar yoğun bir şekilde bulunmaktadır. Retinal hastalıklarda ana bileşenlerin özneliliklerinin çıkartılmasında retinal görüntülerdeki gürültü alanlar gereksizdir. Belirtilen gürültülü bölgeyi kesmek veya koparmak retinal görüntüdeki işlem sayısını azaltacaktır.



Şekil 3.1. Gürültülü alanları kaldırma adımları: a) 23. indeks numaralı gürültülü bir görüntü, b) İB maskesi, c) Gürültüsüz görüntü, d) Gürültüsüz görüntünün ikili maskesi, e) Morfolojik doldurma, f) Renkli retinal görüntü

Geliştirilen algoritmada temel olarak aşağıda verilen adımlardan oluşmaktadır:

1. RGB (Kırmızı-Yeşil-Mavi) renk kanallarına sahip *I* isimli retinal görüntünün her bir renk kanalı için histogram eşitleme uygulanır.

2. I isimli retinal görüntünün arka planındaki gürültüleri azaltabilmek için 3x3 boyutlu medyan filtreleme yapılır.
3. Denklem 3.2, 3.3, 3.4 ve 3.5 kullanarak RGB renk kanalları, HSI (Renk Özü –Doygunluk-Yoğunluk) renk kanallarına dönüştürülür.

$$H = \begin{cases} \theta, & \text{Eğer } I_b \leq I_g \\ 360 - \theta, & \text{Eğer } I_b > I_g \end{cases} \quad (3.2)$$

$$\text{Burada } \theta = \cos^{-1} \left\{ \frac{\frac{1}{2}[(I_r - I_g) + (I_r - I_b)]}{[(I_r - I_g)^2 + (I_r - I_b)(I_g - I_b)]^{1/2}} \right\} \quad (\text{Tariq ve Akram, 2010}) \quad (3.3)$$

Denklem 3.3'te I_r , I_g ve I_b sırasıyla kırmızı, yeşil ve mavi renk bileşenlerini temsil etmektedir.

$$S = 1 - \frac{3}{(I_r + I_g + I_b)} [\min(I_r, I_g, I_b)] \quad (3.4)$$

$$I = \frac{1}{2} (I_r + I_g + I_b) \quad (\text{Tariq ve Akram, 2010}) \quad (3.5)$$

4. $HSI_n(i, j)$ $w \times w$ boyutlarında bloklara ayrıldı. $w = 8$ alındı.
5. Her bir blok için;

$$I_1(i, j) = \begin{cases} 0, & \text{Eğer } -10 \frac{\log_{10}(\sum HSI(i, j) - \sum \sum HSI)^2}{\sum HSI^2} > THR \\ 1, & \text{Değilse} \end{cases} \quad (3.6)$$

Burada, THR eşik değeri göstermektedir ve 10 değeri alındı.

6. Her bir blok için;

$$I_2(i, j) = \begin{cases} 0, & \text{Eğer } \left(\frac{H(i, j)}{I_n(i, j)} \right) > THR \\ 1, & \text{Değilse} \end{cases} \quad (3.7)$$

Burada, genel olarak eşik değeri THR olarak 1 değeri alındı.

$$7. I_{gurultusuz} = f_{gyapi}(I_1, I_2) \quad (3.8)$$

Buradaki, $I_{gurultusuz}$ Şekil 3.1 (c)'de gösterildi. f_{gyapi} morfolojik geri yapılandırma fonksiyonudur.

8. Denklem 3.1'e göre 7. adımda elde edilen görüntünün maskesi çıkartıldı. Çıkartılan maske Şekil 3.1 (d)'de gösterildi.

5. ve 6. adımlarda farklı retinal görüntülerde çalışabilecek bir eşik değeri belirlenir. Eğer görüntü bölgesi eşik değerinden az ise, normal retinal görüntü alanına aittir, aksi takdirde gürültülü alana aittir. 8. adımda ise morfolojik geri yapılandırma ile I_1 işaretleyici, I_2 ise maske olarak kullanılmıştır. Son olarak görüntü içerisindeki boşlukları doldurabilmek için morfolojik doldurma ve görüntüdeki sınırların daha net görünmesini sağlamak için $I_{gurultusuz}$ üzerinde 10x10'lu bir disk yapısal elementi ile morfolojik genişletme gerçekleştirilmiştir. Bu morfolojik işlemlerin sonucu Şekil 3.1 (e)'de gösterildi. Çıkartılan son maskeye göre elde edilen sonuç Şekil 3.1 (f)'de gösterildi.

Şekil 3.1 (f)'de OD bileşenleri, damarların bazı noktaları, fovea ve eksuda bölgeleri açık bir şekilde görülmektedir.

Bu yaklaşım gürültü değeri az olan veri setlerinde, normal ve anormal bileşenlerinin tespitinde işlem süresi ve maliyet artışına sebep olacaktır. Gürültü oranı yüksek olmayan görüntülerde bu yaklaşımın kullanılması gereksizdir. Kullanılan veri setleri içerisinde en gürültülü olarak DIARETDB0, DIARETDB1 veri setleri tespit edilmiştir. Bu veri setleri üzerinde deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Bu bölüme ait deneysel çalışma sonuçları Bölüm 4.1'de verilmiştir. Aynı zamanda bu bölüm için geliştirilen arayüz EK A. Arka Plan ve Gürültü Tespiti Arayüzleri'da verilmiştir.

3.2. Yoğunluk ve Öznitelik Tabanlı OD Tespiti Algoritması

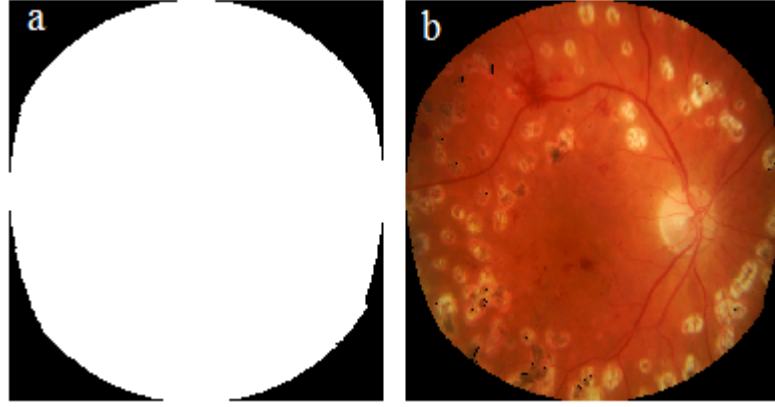
Birçok araştırmacı retinal görüntünün en parlak bölgesinin OD bölgesi olduğunu düşünmektedir. Bu bilgi normal retinal görüntülerde doğrudur, ancak

çok sayıda anormallikler ve lezyonların var olduğu DMÖ'lü veya DR'li görüntülerde bu kriterlere göre uygulama geliştirmek yeterli değildir. Bazı araştırmacılar komşu piksellerin yoğunluklarında en yüksek değişimli alanı tanımlayarak OD yer tespitine yönelik çalışma geliştirmiştir (Sinhanayothin vd., 1999; Sinhanayothin vd., 2002). Araştırma sonuçlarına bakıldığında, bu kriterlerin yalnız başına yeterli olmadığı görülmektedir.

Bu sebepten dolayı, bir yöntemden daha fazlasından yararlanarak elde edilen optik disk aday (ODA) bölgeleri arasında OD bölgesini tespit edebilmek için yoğunluk ve parlaklık tabanlı yeni bir yöntem geliştirildi. Öne sürülen yaklaşım 2 boyutlu görüntü uzayında araştırma yapmak yerine 1 boyutlu görüntü uzayında araştırma yapan Mahfouz vd. (2010)'un yapmış olduğu çalışma ile fikir anlamında benzerlik içermektedir. Ancak, öne sürülen yöntem tanımlanmış ODA bölgelerinin parlaklık, yatay kenar ve dikey kenar yoğunluğu gibi renk öznitelikleri, entropi, değişinti ve bunlara benzer istatistiksel doku özniteliklerinin kullanılması gibi farklı kriterleri kullanmaktadır. Öne sürülen bu yöntem birkaç adımdan oluşmaktadır. Bu adımlar; ön işleme, kan damarlarının çıkartımı, parlaklık ve yoğunluk tabanlı ODA bölgelerinin tanımlanması, ODA bölgelerinin istatistiksel seçimi ve melez OD tespiti adımlarıdır.

3.2.1. Ön işleme

Bölüm 3.1.1'de anlatılan Denklem 3.1 kullanılarak retinal görüntülerde gerçek arka planın elde edilmesi sağlanmıştır. Aynı bölümdeki işlemler yardımıyla ikili maske görüntüsü elde edilmiştir. Elde edilen görüntüler belirtilen bölümdeki yaklaşımlar ile retinal bileşenleri içeren, kamera çıkıntısı gibi bölgelerin kaldırılmış olduğu bir görüntü haline getirilmesi sağlanmıştır. DIARETDB0 veri setinden 45. indeks numaralı retinal görüntüye ait arka plan çıkartılmış görüntü Şekil 3.2 (a)'da gösterilmiştir. Yine aynı görüntüde İB'nin ikili formatı, kamera açısı kaldırılarak gösterilmiştir. Şekil 3.2 (b)'de ise kamera çıkıntısının hatalı tespitlere yol açmasını önlemek amacıyla kaldırılmış hali gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Retinal görüntüden arka planın kaldırılması: a) İB maskesi, b) Kamera çıkıntısının kaldırılmış görüntüsü

3.2.2. Kan damarlarının elde edilmesi

OD tespitinde, kan damarlarının çıkartılması bir diğer adımdır. Retinal görüntülerin kan damarları 2 boyutlu yer bulma problemini 1 boyutlu yer bulma problemine dönüştürebilmek için çıkartılmıştır. Kan damarlarının çıkartımı; OD bölgesini 2 boyutlu görüntü uzayında araştırmak yerine, 2 tane 1 boyutlu görüntü uzayında yer araştırması yapılmasını sağlamaktadır.

Saleh ve Eswaran (2012)'nin kontrast iyileştirme, süzme ve eşikleme kullanan basit ve etkili kan damarı çıkartma yöntemi bu bölümde kullanılmıştır. Belirtilen yazarlara ait çalışma damar çıkartımı için uygulanmıştır. Bahsedilen çalışmanın ana adımları;

- I_g yeşil kanallı yoğunluk görüntüsüne tophat ve bothat işlemleri ile kontrast iyileştirme gerçekleştirilmesi,
- Medyan filtreleme ile retinal görüntü arka planın elde edilmesi ve I_g görüntüsünden çıkartılması ile arka planın kaldırılması,
- Elde edilen görüntünün Wiener filtreden geçirilerek iyileştirme yapılması,
- Yoğunluk seviyesinin azaltabilmesi için h-maxima dönüşümü ile yoğunluk görüntüsündeki tüm maksimumları bastırabilmek için eşikleme yapılması adımlarından oluşmaktadır.

I_g yeşil kanallı yoğunluk görüntüsü damarların en belirgin olarak görüntülediği renk kanalıdır. O sebepten dolayı tercih edilmektedir. I_g belirtilen adımlardan geçtikten sonra son olarak belirli bir eşik değeri h 'den daha az değerlerde bütün maksimumları bastırabilmek için h -maxima dönüşümü kullanılmaktadır.

$$I_v = R_{I_g}(I_g - h), \quad (3.9)$$

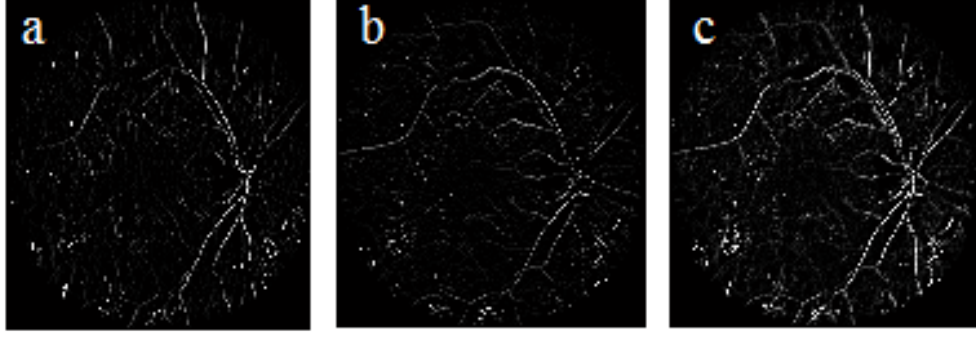
Denklem 3.9'da I_v kan damarlarının ikili görüntüsünü temsil etmektedir. R_{I_g} görüntüsü I_g 'nin morfolojik genişleme ile morfolojik geri yapılandırma işleminden geçmiş halini göstermektedir.

Genelde görüntülerin elde edilme koşulları sabit olmadığından dolayı elde edilen görüntülerin kalitesi de değişmektedir. Bu sebepten dolayı eşit olmayan gri yoğunluk dağılımı gibi istenmeyen bazı koşullar altında elde edilen görüntüler, dinamik bir eşik değeri ile eşiklenerek I_g 'den çıkarılmalıdır. Eşik değeri h 'nin değeri Saleh ve Eswaran (2012)'de Denklem 3.10'a göre belirlenmiştir.

$$h = \frac{2}{S_1 \times S_2} \sqrt{\sum_{i=1}^{S_1} \sum_{j=1}^{S_2} (I_g(i, j) - \mu)^2} \quad (3.10)$$

Denklem 3.10'da S_1, S_2, μ sırasıyla I_g görüntüsünün boyutlarını ve ortalama değerini göstermektedir.

Prewitt operatörü yatay ve dikey eksenlerdeki kenarları daha belirgin hale getirebilmek için kan damarları üzerinde uygulandı. Sonuçlanan kenar haritası yatay kenar haritası (ykh) ve dikey kenar haritası (dkh) olarak isimlendirilmiştir. ykh ve dkh sırasıyla Şekil 3.3 (a) ve Şekil 3.3 (b)'de gösterilmiştir. Şekil 3.3 (c)'de ise her iki kenar haritasının toplanmış hali gösterilmiştir.



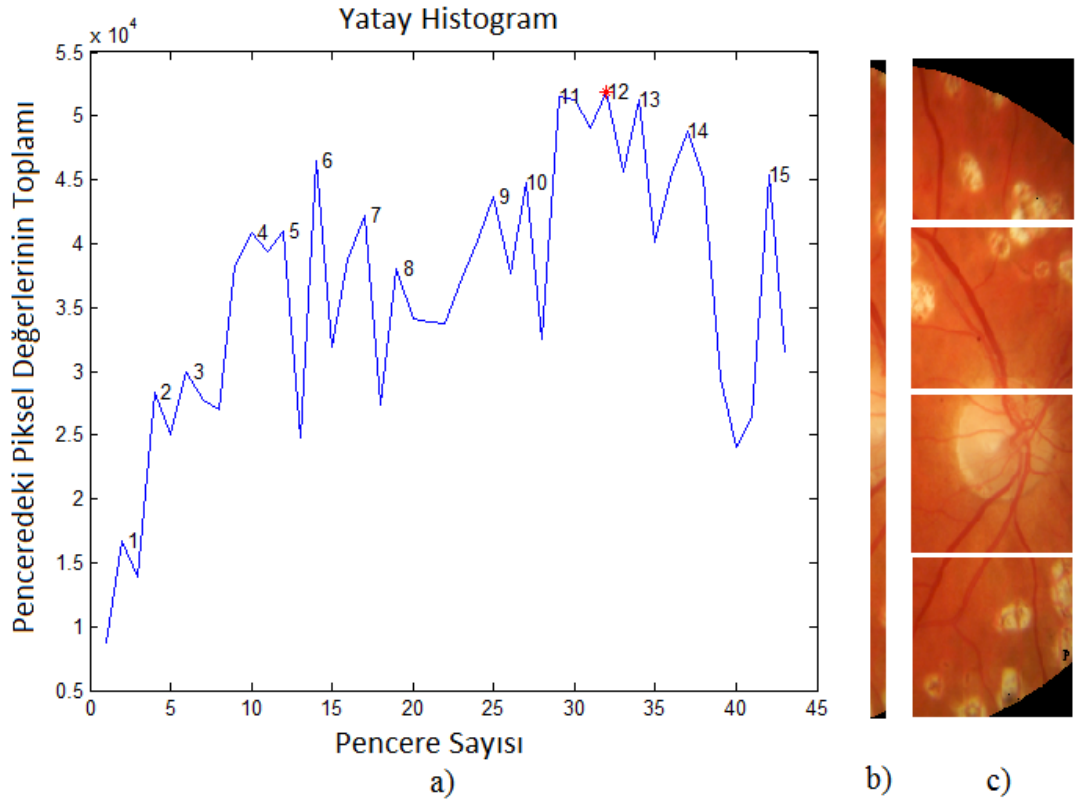
Şekil 3.3. Kan damarlarının kenar haritası: a) yatay, b) dikey, c) yatay ve dikey kenar haritalarının toplamı

3.2.3. Yoğunluk tabanlı OD tespiti

OD içerisinde bulunan retinal atardamar ve toplardamar gibi büyük damarlar diğer damarlardan daha yoğun bir şekilde görünmektedir. En yoğun yatay bölge damarların kenarlarıyla belirlenmiş bir görüntüde dikey eksen boyunca OD çapına eşdeğer genişlik ve yükseklikteki ODA bölgeleri içerisinde araştırılmıştır. Denklem 3.11 en yoğun yatay bölgeler içerisinde araştırılan bölgeleri bölmek için kullanmaktadır.

$$ODA_j^{HY} = \sum_{v=1}^{s_2/n} I_v(:, n(j-1) + 1: nj) \quad (3.11)$$

Burada, ODA_j^{HY} $s_1 \times n$ boyutlu yatay ekseninde j 'inci alt görüntüyü göstermektedir. n değeri büyük damarların en büyük değerini göstermektedir ve ortalama 10 piksel olarak belirlenmiştir. Bu şekilde aday alt bölgeler tanımlanmıştır. Yatay eksenindeki en iyi ODA bölgesini tespit edebilmek için maksimum yoğunluk seviyesi Şekil 3.4 (a) histogram grafiği kullanarak Şekil 3.4 (b)'de görüldüğü gibi ODA_j^{HY} görüntülerinden belirlenmiştir.



Şekil 3.4. Yatay histogram kullanarak ODA bölgelerinin tespiti: a) Görüntünün yatay histogramı, b) 12'inci tepe bölgesi, c) 12'inci tepe bölgesinin genişletilmiş hali

Şekil 3.4'te pencere sayısı görüntü yatay uzunluğunun, yatay boyuta (10 piksel) bölünme sayısını göstermektedir. Belirtilen görüntü için pencere sayısı 45'tir. Başlangıçta görüntü 460x460 piksel boyutlandırılmış olmasına rağmen, geçirilen ön işlemlerden sonra boyutunda değişme meydana gelmektedir. Burada 45x10 toplamda 450 piksele karşılık gelse de aradaki fark kamera açısının çıkartılması gibi adımlardan kaynaklanmaktadır.

Normal şartlar altında Şekil 3.4 (a)'da 45 tane kendi içerisinde zirve yapan bir grafik olması gerekmektedir. Ancak, bu yöntemde her bir penceredeki piksel sayılarına göre piksel değeri yüksek olan tepe noktaları çizdirilmiştir. Çizdirilen tepe noktaları arasında ODA bölgesi aranacaktır. Yatay ekseninde en yoğun bölge araştırılması yapılacağı için tüm pencereler içerisindeki zirve yapan noktaları çizdirmek ve bu bölgelerde arama yapmak iş yükü getirecek ve zaman kaybettirecektir. Bu sebeplerden dolayı Şekil 3.4 (a)'da zirve yapan pencerelerin grafikleri çizdirilmiştir. Bu çizdirilen zirve noktaları arasında en yüksek

yoğunluk değerine sahip olan bölge belirlenmiştir. Burada en yoğun anahtar kelimesini kullanılmasının sebebi piksel değerlerinin toplamının alınmasıdır. İkili görüntüde 0 arka plan, 1 ön plandaki damarları temsil ettiği düşünüldüğünde kan damar sayısının yüksek olduğu ve büyük kan damarlarını içeren pencere en yoğun yatay pencere seçilecektir.

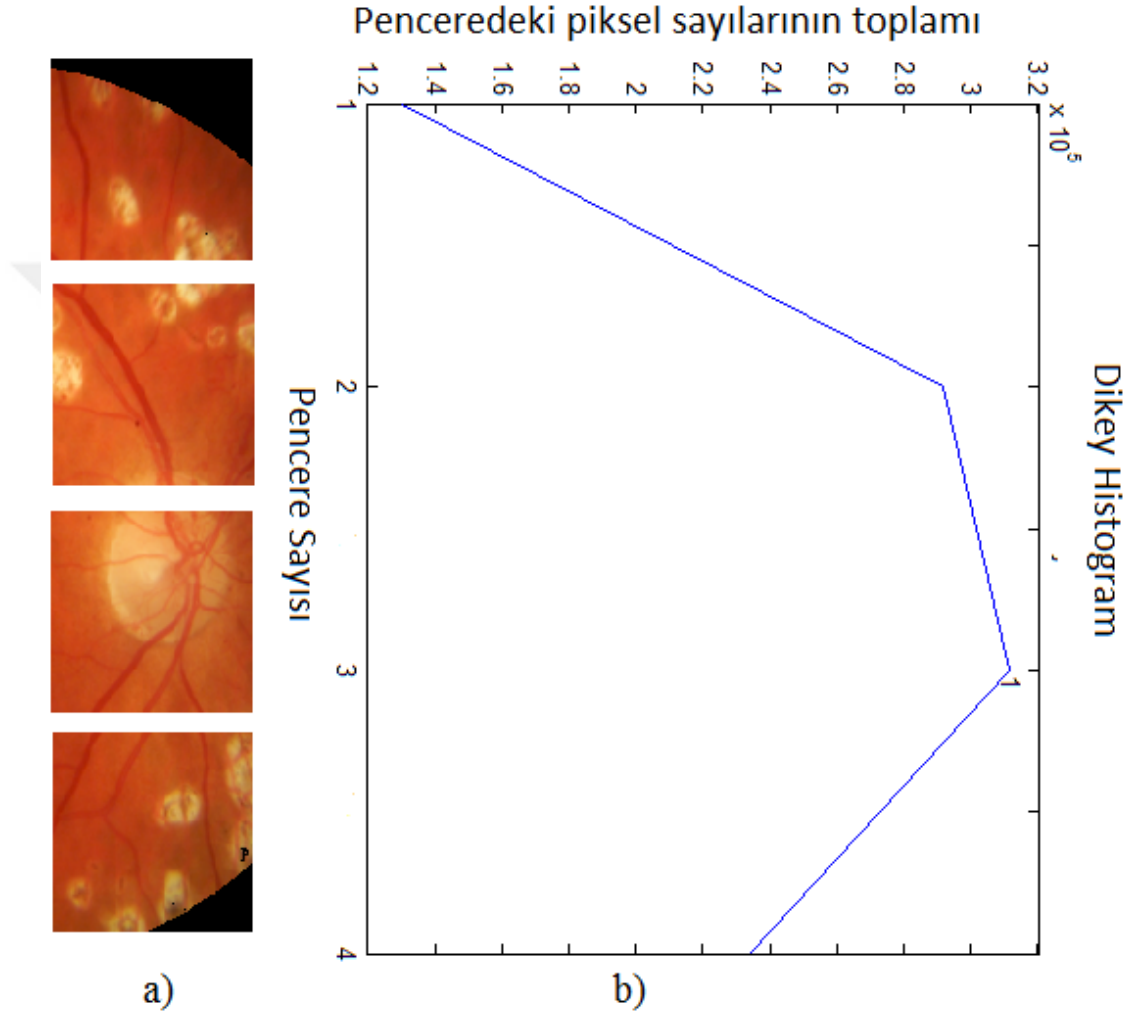
Şekil 3.4 (b)'de ise belirtilen koşullara uyan pencerenin renkli retinal görüntüye karşılık gelen dikey eksen uzunluğunda yatay eksendeki penceresi gösterilmiştir. Bu pencere OD bölgesini taşıması en muhtemel bölgelerden biridir. Bu pencere içerisinde OD bölgesi olup olmadığını daha iyi bir şekilde araştırma yapabilmek için tüm görüntü üzerinde değil de bu pencerenin sağ veya sol komşularında arama yapmak gerekecektir. Bunu gerçekleştirebilmek içinde Şekil 3.4 (b)'de gösterilen bölge sağ ve sol taraf olmak üzere her iki tarafa doğru ortalama OD çapının yarısı kadar piksel genişletilmiştir. Yatay bölge genişletilirken dikey bölgede şu ana kadar herhangi bir işlem yapılmamıştır. Şekil 3.4 (c)'de ise bulunan en yoğun bölgenin sağ ve sol tarafına doğru ortalama OD çapının yarısı kadar piksel ile genişletilmiş halini göstermektedir.

Şekil 3.4 (c) içerisinde OD bölgesi görülmektedir, ancak otomatikleştirebilmek için bu noktadan sonra dikey eksen yoğunluğuna göre tekrar bir arama yapılması gerekmektedir. Yapılacak bu aramada yalnız arama kriteri değişmiştir, çünkü yatay eksende arama yaparken büyük damarların OD bölgesi içerisindeki varlığından yararlanılmıştır. Yatay ve dikey kenar haritalarının toplanmış olduğu ikili görüntüde büyük damarların olduğu OD bölgesi daha yoğun görülmektedir. Bu bölgede ortalama olarak maksimum 10 piksel yatay uzunluğuna denk gelmektedir. Dikey eksende ise OD bulunmaktadır, ancak hızlı bir şekilde ODA bölgeleri arasından seçim yapabilmek için OD çap genişlik ve yüksekliğine eş değer bir uzunluk ile dikey pencereler oluşturulmuştur.

En iyi ODA^{HYiyi} sağ ve sol taraftan toplamda OD çapına (110 piksel) eş değer olacak şekilde genişletilmiştir. ODA^{HYiyi} görüntüsü Denklem 3.12'e göre dikey eksende alt bölgelere bölme işlemi gerçekleştirilmiştir.

$$ODA_i^V = \sum_{i=1}^{S_2/m} ODA^{HYiyi}(m(i-1)+1:mi,:) \quad (3.12)$$

Burada, Şekil 3.5 (a)'da gösterildiği gibi m blok boyutunu temsil etmektedir ve onun değeri 110 piksel (OD çapı) değeridir. Bu değere göre bölütlenmiş görüntüsü verilmiştir.



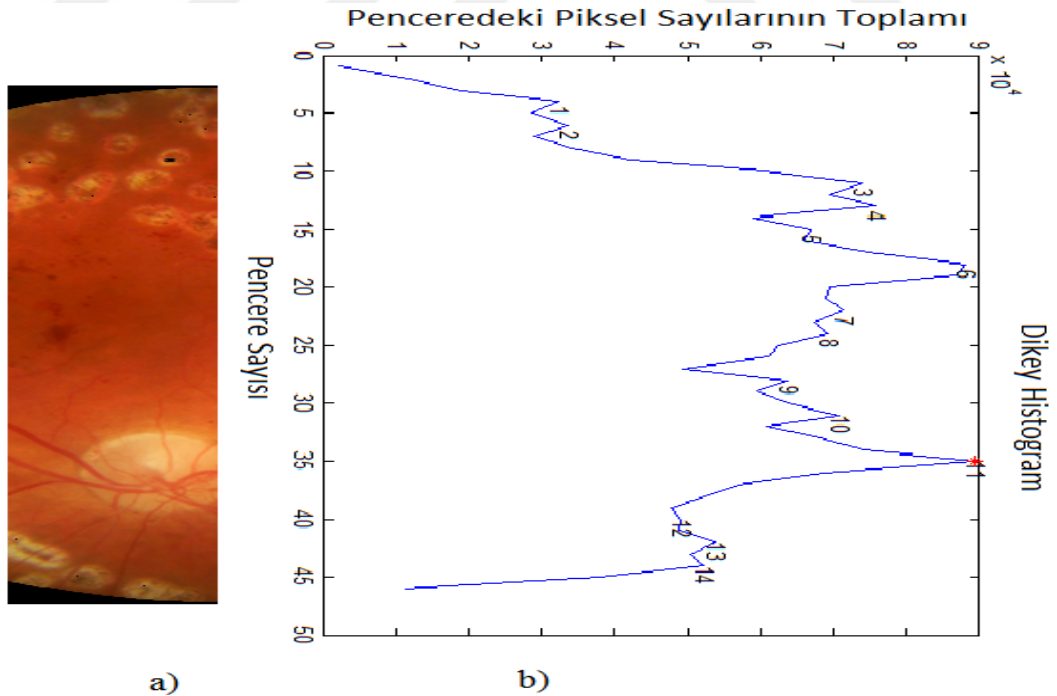
Şekil 3.5. 12'inci bloğun dikey histogram kullanarak ODA bölgelerinin elde edilmesi: a) Dikey ODA bölgeleri, b) Dikey histogram

Dikey ekseninde en iyi ODA bölgesini tespit edebilmek için maksimum yoğunluk seviyesi Şekil 3.5 (b)'de çizdirilmiş olan ODA_i^V görüntülerinden belirlenmiştir. En iyi ODA^{Viyi} en son olan uygun OD bölgesini göstermektedir. Şekil 3.5 (b)'de 4 sayısı görüntü uzunluğunun ortalama OD çapı olarak alınan 110 piksel değerine bölünmesi ile elde edilmektedir. Şekil 3.4 (a) ve Şekil 3.5 (b)'de verilen yatay ve dikey eksenler piksel toplamalarını göstermektedir. Yine aynı şekilde pencere

sayılarının bulunduğu eksenlerin birimi yaklaşık olarak 440 piksel / 110 piksel hesabından adet olarak belirlenmiştir. Şekil 3.5 (b)'de histogramda her bir blok pencerenin zirve değerleri çizdirilmiştir. 4 bölgeden 1 tanesi zirve yaptığı için 1 etiket numarası sisteme otomatik olarak verdirilmiş ve görüntüde o bölgenin etiketlenmesi sağlanmıştır.

Yatay ve dikey yöndeki aramalar neticesinde; yataydaki ODA bölgelerinden dikeydeki ODA bölgelerine geçiş sürecindeki adımlar, gerçekleştirilen yeni tekniğin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır.

Şu ana kadar yapılan işlemlerde öncelikli olarak hızlı bir bölütleme ile yatay ekseninde 10 piksellik bölgeler belirledikten sonra en yoğun yatay bölgenin dikey ekseninde tekrar yapılmıştır. Bundan sonraki adımda da ilk olarak dikey ekseninde 10 piksellik bloklar belirlenecektir. Daha sonrasında en yoğun olan dikey bölge üzerinde yatay 110 piksellik araştırmalar ile OD bölgesi bulunmaya çalışılacaktır.



Şekil 3.6. Dikey histogram kullanarak ODA bölgelerinin tespiti: a) 11'inci bölgenin renkli görüntüdeki karşılığı, b) 10 piksellik taramalar sonucunda elde edilen toplam piksel değerlerine göre zirve noktaları

Şekil 3.6 (b)'de dikey eksenindeki taramaya göre belirlenen en iyi ODA^{viyi} , OD çapına eş değer bir genişlikte genişletilerek yatay ekseninde alt bölgelere bölünmüştür. Şekil 3.6 (a)'da yatay eksenindeki arama sonucunu göstermektedir. Bu bölümün sonunda içerisinde ODA bölgeleri olan bir adaylar kümesi olacaktır.

3.2.4. Parlaklık tabanlı OD tespiti

Genelde, OD belirli bir yuvarlak şekle ve retinal görüntünün geri kalanına nispeten yüksek parlaklığa sahiptir. Sonuç olarak, parlaklık analizi OD tespit edebilmek için yararlı olabilir.

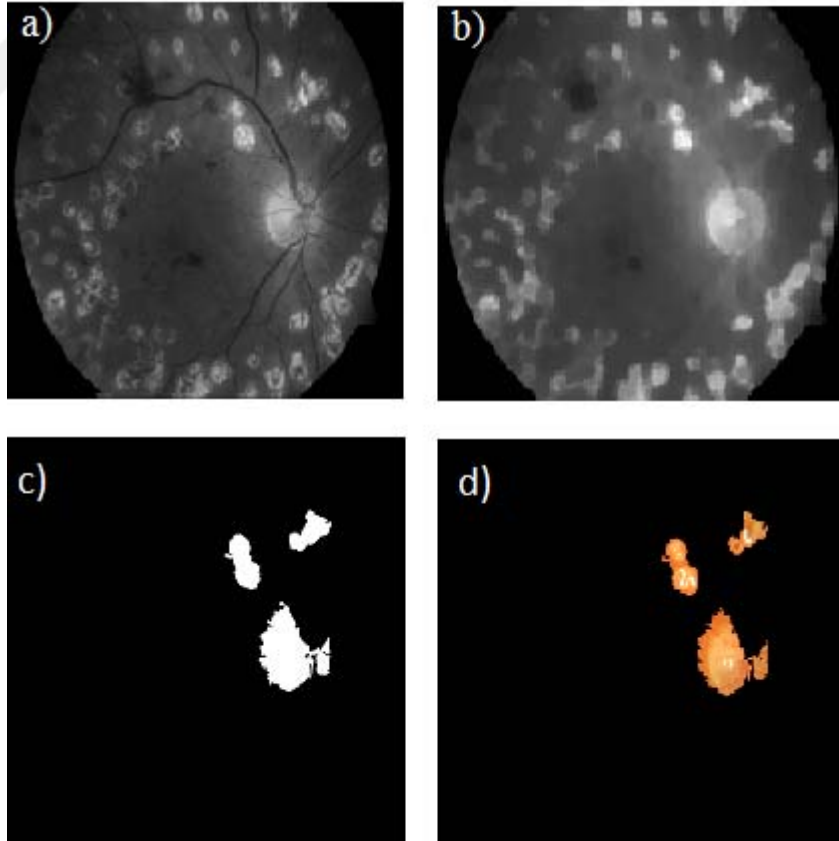
Parlaklık tabanlı yöntemin ön işleme adımları kenar tabanlı yöntemle benzerdir. Arka plan kaldırma, ortalama filtreleme ve gürültü kaldırma adımları kenar tabanlı yöntemdeki gibidir. Bu adımlar sonucunda elde edilen çıktıya I_v ismi verilmiştir.

OD'den çıkartılan en parlak pikseller istenildiği gibi tespit edilememektedir. Bunun sebebi OD bölgesinin içerisindeki karanlık kan damarlarıdır. Bu sorun genelde OD'nin parlaklığının zarar görmesi olarak ifade edilmektedir. Aslında, OD'nin parlaklığı zarar görmemiş olsa OD bölgesini tespit edebilmek için görüntü üzerindeki en parlak bölgelerin çıkartılmış olması yeterli olacaktır. Bu yöntemde ilk olarak gürültülerin retinal görüntülerdeki anatomik yapıların yanlış tespit edilmesine yol açmasından dolayı gürültülerin kaldırılmasına odaklanmıştır. Gürültüleri kaldırabilmek için 5x5 pencere boyutunda ve standart sapma değeri 2 olacak şekilde Gaussian filtreleme uygulanmıştır.

Gaussian filtreleme sonrasında yumuşatılmış görüntü I_{gf} olarak gösterilmektedir. Elde edilen sonuç Şekil 3.7 (a)'da gösterilmiştir. OD genelde parlak ve çembersel olmasına rağmen OD içerisindeki karanlık kan damarları OD'nin parlak bölgelerini yok edebilmektedir. Retinal damarlar üzerindeki bu etkiyi giderebilmek için çap değeri olarak 2 piksellik bir disk ile morfolojik kapama işlemi gerçekleştirilmiştir.

Kapama işlemi sonrasında oluşan yeni görüntü, I_{vri} Şekil 3.7 (b)'de gösterilmiştir. Sonra, I_{vri} 'den çıkartılan en parlak bölgelerin ilk %2'si Şekil 3.7 (c)'de gösterilmiştir. Sonuçlanan bu görüntü üzerinde 110x110 piksel blokları şeklinde ODA bölgeleri elde edilmiştir. Şekil 3.7 (d)'de gösterildiği gibi bu bölgelerin en parlak noktaları blok merkezleri olarak kabul edilmiştir.

Her blok için ayrı bir merkez elde edilmiştir. Elde edilenler ODA bölgesi olarak kabul edilerek her bir ODA için bir aday numarası verilmiştir. Bu aday numaralarının bulunduğu bölge merkezde kalacak şekilde, belirtilen koordinatlar damar çıktıları üzerinde 110x110 piksellik pencereler ile oluşturularak OD arayışına başlanmıştır. Her aday bölgenin OD bölgesi olup olmadığını ayırt edebilmek için melez optik disk tespit (MODS) yöntemi kullanılmaktadır. MODS giriş olarak verilen görüntüler üzerinde istatistiksel öznitelik analizi gerçekleştirmektedir.



Şekil 3.7. Parlaklık Tabanlı OD tespiti adımları: a) yumuşatılmış görüntü, b) I_{vri} görüntüsü, c) I_{vri} 'den çıkartılmış en parlak piksellerin %2'si, d) ODA bölge blokları

3.2.5. ODA bölgelerinin istatistiksel seçimi

Tanımlanmış ODA bölgeleri, bu bölgelerden çıkartılan öznitelikler yardımıyla değerlendirilebilir.

Bu değerlendirme bir dizi adımdan oluşmaktadır. Bu adımların ilki, aday bölgeleri üzerinde OD'den belirgin farklılıklara sahip aday bölgeler kaldırılmaktadır.

Bazı aday bölgeleri Denklem 3.13'deki yuvarlaklık hesabı sonucunda ortaya çıkan yuvarlaklık değeri YV 'ye göre adaylıktan kaldırılmıştır.

$$YV = f_{ext} \left(f_{lbl} (ODA_i^N) \right), i = 1, 2, \dots, N \quad (3.13)$$

Burada, f_{lbl} ikili retina görüntüsünde sekiz bağlantılı piksel yardımıyla arama yaparak etiketleme işlemi gerçekleştirmektedir. f_{ext} ise etiketlenmiş nesnenin konveks mi yoksa konkav mı olduğuna karar vermektedir. f_{ext} bu işlemi etiketli nesnenin alanının konveks alana oranı ile karşılaştırarak gerçekleştirmektedir.

$$\left. \begin{array}{l} \text{Eğer } YV \geq 0.5 \text{ ise } ODA_i^N \text{ kabul edildi} \\ \text{Aksi takdirde, } ODA_i^N \text{ reddedildi} \end{array} \right\} = ODA_i^K \quad (3.14)$$

Denklem 3.14'de, ODA_i^K kabul edilen bölgeleri göstermektedir. Geriye kalan bölgeler aday bölgelerden çıkarılmıştır.

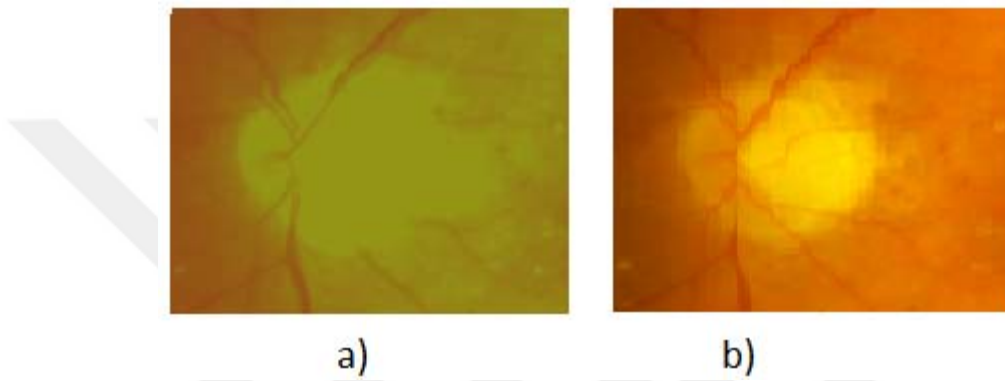
Etkili bir şekilde OD bölgesini tespit edebilmek için, öne sürülen yöntem geriye kalan aday bölgeler arasında görünüm, boyut ve konumdaki değişim azlığını ve benzerlik uzantısını dikkate almaktadır.

İkinci adımda ise görüntülerde eşit olmayan ışık dağılımı (Şekil 3.8 (a)), süreci olumsuz etkilemesinden dolayı ayarlanmıştır (Youssif vd., 2007). Hoover ve Goldbaum (2003), tüm görüntü üzerinde pencerelerdeki farklı piksel

değerlerini kullanarak her bir pikseli ayarlamıştır. Bu yöntem Denklem 3.15’de ki ifadeyi kullanmaktadır.

$$ODA_i^K = ODA_i^K + \mu_d - \mu_i \quad (3.15)$$

Burada, μ_i ODA_i^K bölgesinin ortalama değerini göstermektedir. μ_d ise istenen ortalama değeri göstermekte ve 128 gri seviye değerine ayarlanabilmektedir. Bu çalışmada, tüm görüntüye, histogram eşitleme uygulamak yerine, etiketlenmiş aday bölgelere uygulanmıştır (Şekil 3.8 (b)).



Şekil 3.8. Kontrast iyileştirme: a) OD’li özgün görüntü, b) kontrastı iyileştirilmiş görüntü

Üçüncü adımda, ODA_i^K bölgelerinin damar dallanma sayısı (DDS) tespit edilmiştir, çünkü OD’ler retina görüntüleri için en önemli damar kesişme noktalarının olduğu bölgedir.

Eğer her bir ODA bölgesinin DDS ’si, belirli bir eşik değerinden büyükse o zaman muhtemel OD yer bölgesi bulunmuş olabilir.

$$DDS = f_{otsu}(\mu_i - f_{kont}(ODA_i^K)) \quad (3.16)$$

Burada, f_{kont} kontrast iyileştirme operatörüdür. f_{otsu} ise otomatik Otsu eşikleme operatörüdür.

$$\left. \begin{array}{l} \text{Eğer } DDS \geq 9 \text{ ise } ODA_i^K \text{ kabul edildi} \\ \text{Aksi takdirde, } ODA_i^K \text{ reddedildi} \end{array} \right\} = ODA_i^L \quad (3.17)$$

Denklem 3.17’de, üstel L bu koşulu sağlayan OD bölgelerinin sayısını göstermektedir.

Dördüncü adımda, entropi (H), enerji (E) ve değişinti (D) istatistiksel öznitelikleri hesaplanmıştır. İlk üç adımda seçilmiş olan OD bölgelerinin değerlendirilen öznitelikleri Denklem 3.18, Denklem 3.19 ve Denklem 3.20 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$H = -\sum_i^M p(i) \log\{p(i)\} \quad (3.18)$$

$$E = \sum_i^M p(i)^2 \quad (3.19)$$

$$D = \sum_i^M (i - \mu)^2 p(i) \quad (3.20)$$

$h(i)$ i yoğunluk seviyeli toplam piksel sayısını göstermektedir. $p(i)$ ise $p(i) = h(i)/N'$ ’den elde edilen yoğunluk seviyelerinin olasılık yoğunluğunu ifade etmektedir. Burada, M görüntünün maksimum gri seviyesini göstermektedir. N görüntünün toplam piksel sayısını temsil etmektedir.

Beşinci adımda ise diğer 4 adımda elde edilen öznitelikler arasındaki ilişkiye bakılarak karar verme işlemi gerçekleştirilmiştir. OD tespiti Denklem 3.18, 3.19, 3.20’de tanımlanmış olan matematiksel formüllerin görüntüye uygulanması sonucunda her bir ODA bölgesi için belirli istatistiksel değer elde edilmektedir.

Bu değerler arasındaki ilişkinin incelenmesi ile ODA bölgeleri arasından OD bölgesinin tespit edilmesine yönelik bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Sınıflandırma, özniteliklerin arasındaki ilişkinin doğru bir şekilde analiz edilmesi ile gerçekleştirilmiştir.

3.2.6. Melez OD seçimi (MODS)

MODS, ODA^{Viyi} ve ODA^{HYiyi} yerlerine bakmaktadır. Bu bölgeler seçilen ODA bölgelerini içermektedir.

MODS yönteminin aşamalarını maddeler halinde incelemek gerekirse;

1. Eğer ODA^{Viyi} ve ODA^{HYiyi} aynı bölgeyi gösteriyorsa MODS OD bölgesini buldu.
2. Aksi takdirde, yoğunluk tabanlı yöntemle göre seçilen en iyi ODA bölgeleri istatistiksel değerlendirme aşamasına gönder.
3. Daha sonrasında MODS parlaklık tabanlı özneliklere göre ODA bölgelerini araştırmaya devam et.
4. MODS parlak noktaları I_{vri} 'den çıkart. Belirlenen noktaların merkezleri 110x110'luk ortalama OD çapı kadar genişlik ve yüksekliğe sahip bloklar içerisine al.
5. Eğer bu blokların şekil ve boyutu OD özneliklerine benzerlik gösteriyorsa, MODS OD bölgesini bul.
6. Aksi takdirde, seçilen parlak noktalar ve diğer aday bölgeleri istatistiksel değerlendirme aşamasına gönder.
7. İstatistiksel değerlendirme aşamasında, bazı ODA bölgeleri her bir bölgenin dallanan damar sayısının çokluğu ve YV yuvarlılık değerine aday bölgeler arasında karşılaştırma yaparak adaylıktan çıkar.
8. Geriye kalan ODA bölgeleri entropi(H), enerji(E) ve değişinti(D) değerlerine göre değerlendir.
9. Bu adımdan sonra MODS ilk olarak maksimum değişinti ve enerji değerine sahip ODA bölgelerini bul.
10. Eğer bu bu maksimum değerler tek bir bölgeye ait ise, MODS OD bölgesini bul.
11. Aksi takdirde MODS ODA bölgeleri arasından en yüksek entropi değerlerine göre araştırma yap.
12. Sonrasında, entropi değeri en yüksek olan bölge OD bölgesi olarak tanımla. Birden fazla bölgenin aynı anda entropi değerleri en yüksek ve aynı çıkarsa önceden tanımlanmış bir eşik değeri yardımıyla OD bölgesi tanımla.
13. Eğer aday bölgelerin tamamı eşik değerinin altında kalırsa MODS OD bölgesini bulamadı.

MODS yönteminin aşamalarını önceki bölümlerde bahsedilen denklemler yardımıyla sadeleştirme yapılarak yöntemin algoritması verilmiştir.

1. ODA_i^V ve ODA_i^{HY} değerlerini hesapla.
2. ODA^{Viyi} ve ODA^{HYiyi} belirle.
3. Eğer ODA^{Viyi} ve ODA^{HYiyi} ODA bölgeleri aynı bölgeyi gösteriyorsa, OD bölgesi bul.
4. Aksi takdirde $ODA_i^{parlakliklar}$ parlak olan bölgeleri hesapla.
5. Eğer $ODA^{enParlak}$ 'nin şekil ve boyutu OD öznitelikleri ile eşleşiyorsa, OD bul.
6. ODA_i^V , ODA_i^{HY} ve $ODA_i^{parlakliklar}$ aday bölgelerinden Denklem 3.14 ve 3.17'ye göre ODA_i^L seç.
7. ODA_i^L 'nin enerji (E), değişinti (D) öznitelik değerlerini hesapla.
8. Eğer $indis(maks(D_i)) = indis(maks(E_i))$ ise OD bul.
9. Aksi takdirde ODA_i^L 'nin entropisini(H) hesapla.
10. Eğer $maks(H_i) \geq THR$, OD bul.
11. Aksi takdirde OD bulunamadı veya retinal görüntüde OD bölgesi görünmedi.

Bu bölüme ait deneysel çalışma sonuçları Bölüm 4.2'te verilmiştir. Aynı zamanda bu bölüm için geliştirilen arayüz EK B. Yoğunluk ve Öznitelik Tabanlı OD Tespiti Arayüzleri'de verilmiştir.

3.3. Dalgacık Yöntem ile OD Tespiti Algoritması

OD gibi ana anatomik bileşenlerin lezyon pozisyonları ileri analizlerde ayırt edici öznitelik olarak kullanılmaktadır. Normal ve patolojik öznitelikler, OD'nin tespitinde ayırt edici öznitelik olmaktadır. OD'nin pozisyonu özellikle makula bölgesinin tespiti için retinal görüntülerde fovea merkezine olan uzaklığı ölçmek için referans uzaklığı olarak kullanılmaktadır.

Kan damarları izleme yöntemlerinde OD'nin konumu kan damarlarını izlemek için başlangıç noktası olarak kullanılmaktadır. Aynı zamanda OD, fovea, kan

damar çatallanmaları ve kesişmeleri retinal görüntüleri tanımlamak için kontrol noktaları olarak kullanılmaktadır (Christensen vd., 2007).

OD retinal görüntülerde eşsiz anatomik bir yapıya ait olmakla birlikte otomatik klinik değerlendirme sistemlerinde büyük rol oynamaktadır. Bu noktada bileşenlerin analizinde işlem hızı yüksek ve maliyeti düşük yöntemlerin geliştirilmesi üzerinde çalışılan konulardır.

Öne sürülen bu yöntemde OD'nin önemi dolayısıyla daha az maliyetli ve hızlı olabilecek bir yöntem geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu yöntemde retinal görüntünün I_g kanalında parlak piksellerinin en büyük alanı kapsamasını gerektirmektedir. Ancak, eşit olmayan ışık dağılımlarından dolayı parlak pikseller görüntü sınırlarına yakın alanda da oluşabilmektedir. Eşit olmayan ışık dağılımı, aranan bölge OD olduğu için OD şekline benzemeyen yapıların morfolojik etiketleme ile şekil yapısı üzerinden kaldırılabilir.

Bu tez çalışmasında Daubechies ayrık dalgacık yöntemi kullanıldı. Çoklu çözünürlük analizi olarak bilinen görüntünün yaklaşım ve detay katsayıları olarak birçok alt seviyede bileşenlere ayrılmasını içermektedir. Yaklaşım katsayısı görüntünün yüksek ölçekli ya da düşük frekanslı bileşenlerini ifade ederken, detay katsayıları ise düşük ölçekli ve yüksek frekanslı bileşenini temsil etmektedir (Çetiner vd., 2012).

Dalgacık dönüşümü yüksek geçirgen ve alçak geçirgen filtreleri içermektedir. Dönüşümün 5. seviyesinde eksudalara ait küçük parlak piksellerin kaybolduğu gözlemlendi, ancak hala OD birkaç küçük piksel olarak görüldüğü gözlenmiştir. Dalgacık dönüşümünün 5. seviyesindeki en parlak pikseller, özgün görüntüde OD alanı olarak seçilmiştir. OD alanının merkezi OD merkezi olarak seçilmiştir.

Tipik bir OD içerisinde OD'nin ya sol tarafında ya da sağ tarafında kalın damarlar bulunmaktadır. Yani OD'nin bir tarafı karanlık damarları içerirken, diğer tarafında ise birçok parlak piksel bulunmaktadır. Bir sol göz görüntüsü düşünüldüğünde, sol taraf damarlar ile kaplı iken, sağ tarafta birçok parlak

piksel ve OD'nin sağında makula bölgesi yer alacaktır. Bir sağ göz düşünöldüğünde ise sağ taraf damarlar ile kaplı iken, sol taraf birçok parlak piksel içermektedir ve makula OD'nin solunda yer almaktadır. Yöntem geliştirilirken tüm yönleri dikkate alacak adımlara sahip bir yöntem geliştirilmiştir.

Öne sürölen bu algoritma I_r , I_g ve I_b kanallarını, Bölüm 3.2.1'deki ön işleme yöntemini, Bölüm 3.2.2'deki kan damarlarının elde edilmesini ve sırasıyla aşğıdaki adımları içermektedir:

1. Bölüm 3.2.1'deki ön işleme adımları uygulanarak arka planı kaldır, ölçekle ve kamera açısını kaldır.
2. I_g kanalı al.
3. 130x130 piksellik ortalama firtresini hesap et.
4. I_g kanalından ortalama filtre değeri çıkart.
5. 4. adımdaki değerin histogramı al.
6. 5. adımda bulunan piksel sayısının (%1)x(maksimum piksel sayısı) değeriinden büyük olan histogram seviye indislerini bul.
7. I_g , 6. adımda elde edilen değere göre eşikle.
8. 7. adımdaki değerde 1'e karşılık gelen görüntüyü I_r , I_g ve I_b renk kanallarının her biri ile çarp, sonrasında toplama yap.
9. 8. adımdaki renkli görüntünün I_g kanalını elde et.
10. 9. adımdaki görüntüye, Bölüm 3.2.2'deki kan damarlarını elde etme adımlarını uygula.
11. 10. adımdaki görüntü, 8. adımdaki görüntünün boyutlarına göre yeniden boyutlandır. Sonrasında [1 0 -1] ve transpozu kullanılarak elde edilen kenar sınırlarını çıkart.
12. Daubechies 2 tipinde, standart dalgacık dönüşümü ile 5. seviye dalgacık katsayılarını çıkart.
13. Yaklaşım Katsayıları (AK5), Yatay Detay (HD5), Dikey Detay (DD5), Köşegenel Detay (KD5) elde et.
14. Yüksek ağırlıklı, düşük frekanslı AK5 değeri al.
15. 14. adımdaki görüntünün maksimum değeri al.

16. 14. adımdaki görüntünün piksellerini azalan sırada sırala.
17. 14. adımdaki görüntü %1 ile çarp.
18. 16. adımdaki değerlerin maksimumu al.
19. Eğer 18. adımdaki değer boş değilse, 14. adımdaki değer 18. adımdaki değerden büyük olanlarının satır ve sütunlarını bul, aksi takdirde 14. adımdaki değere eşit olan 15. adımdaki değere eşit olanların satır ve sütunlarını bul.
20. Elde edilen satır ve sütunlar OD aday bölgelerini göstere.
21. Bulunan aday bölgelerinden Bölüm 3.2.4 ile OD İB bölgelerinin her birinin merkezi olabilecek noktaları belirle.
22. $[1 \ 0 \ -1]$ ve transpozu kullanılarak her bir İB'nin dikey ve yatay olarak piksel değerlerinin toplamı elde et.
23. En yüksek gelen bölgeyi OD bölgesi olarak seçim gerçekleştir.

Her zaman AK5 katsayıları OD bölgesini göstermemektedir. Bunu çözebilmek için, AK5'e yardımcı öznitelik değeri olarak 22. ve 23. maddelerinde bahsedilen piksel yoğunluklarına göre aday bölgeleri arasından OD bölgesinin seçilmesi gerçekleştirilmiştir. Bu bölüme ait deneysel çalışma sonuçları Bölüm 4.3'te verilmiştir. Aynı zamanda bu bölüm için geliştirilen arayüz EK C. Dalgacık Tabanlı OD Tespiti Arayüzleri'de verilmiştir.

3.4. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Bölgesi Kaldırma Algoritması

Öne sürülen bu algoritma, retina yüzeyinde bulunan OD bölgesinin kaldırılmasına yönelik bir yaklaşımı içermektedir.

Algoritma I_r , I_g ve I_b kanallarını, Bölüm 3.3'te verilen yöntemin bazı adımlarını kullanmaktadır ve sırasıyla aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır:

1. Bölüm 3.3'teki ilk 11 adım ile retinal görüntünün eşiklenmiş hali elde et.
2. 1. adımdaki görüntüye 24x24 piksellik disk yapısı ile morfolojik genişletme uygula ve sonuçlanan görüntü I_d ile isimlendir.
3. I_d 'ye 8 komşuluklu bağlantı bileşen analizi uygula.

4. Etiketlenen tüm bileşenler OD adayı olarak kabul et.
5. Her bir etiketli bileşene;

$$cOran_i = \frac{\pi \left(\sqrt{4 f_{alan}(I_d(i)) / \pi} \right)^2 / 4}{\sum_k f_{sAlan}(I_d(i))} \quad (3.21)$$

Denklem 3.21 ile OD şekilsel benzerliğine göre karar verebilmek için, alan değerleri arasındaki oran elde edilmiştir. $I_d(i)$ I_d 'nin i . etiketli bileşeni göstermektedir. $cOran_i$ ise i . etiketli bileşenin alan değeri tabanlı çembersel oranını vermektedir. Bu yöntemde, $cOran_i$ değeri önemli bir kriterdir.

Denklem 3.21'de f_{alan} ise belirtilen i . bileşenin bölgesel olarak aynı alanlı çember çapını belirleyen bir operatördür. f_{sAlan} ise belirtilen i . bileşenin sınırları çevrilmiş bölgesinin alanını temsil eden bir operatördür.

$$I_d(i) = \begin{cases} 0, & \text{Eğer}(cOran_i > 1) \\ 1, & \text{değilse} \end{cases} \quad (3.22)$$

Denklem 3.22'de ise Denklem 3.21'deki elde edilen oran değerleri kullanılarak oran değeri 1'den büyük olan bölgelerin piksel indislerine arka plan rengi atanmıştır.

6. Sonrasında alan kriterinden geçirilen ve kritere uymayan bölgelerin indislerinin kaldırıldığı I_d , tekrar 8 komşuluklu piksel ile tekrar etiketle.

$$indis = f_{ibl}(I_g) - I_d(k), \quad \text{Eğer}(k > 0) \text{ ve } k < i \quad (3.23)$$

Önceden Denklem 3.13'de bahsedilen f_{ibl} fonksiyonu, Denklem 3.23'de etiketleme amaçlı kullanılmıştır.

7. 6. adımdaki $indis$ görüntüsü ile özgün görüntünün I_r, I_b renk kanallarının her biri ile çarpma işlemi yap, her birisinin sonucunu rengin kendisine I_r, I_b atama yap, burada I_r kırmızı renk kanalını, I_b ise mavi renk kanalını gösterebilir.

8. 6. adımda elde edilen *indis* görüntüsü, 10x10 piksellik disk yapı elementi kullanılarak erozyona uğrat.
9. 8. adımdaki görüntü ile I_g yeşil kanallı görüntüyü çarpma gerçekleştirerek kendisine I_g 'ye atama yap.
10. Son olarak, I_r , I_g ve I_b renk kanallarını toplama yaparak OD çıkarılmış bölgenin renkli görüntüye denk gelen karşılığını elde et.

Bu bölüme ait deneysel çalışma sonuçları Bölüm 4.4'te verilmiştir. Aynı zamanda bu bölüm için geliştirilen arayüz EK D. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Kaldırma Arayüzleri'de verilmiştir.

3.5. Şablon Eşleştirme Tabanlı OD Tespiti Algoritması

Lezyon tespiti yöntemleri, damar bölütleme yöntemleri, retina hastalıklarının tanısını koyan yöntemler gibi retina ile ilgili geliştirilen bilgisayar destekli sistemlerin temelini OD tespiti oluşturmaktadır (Dehghani vd., 2012; Rangayyan vd., 2010; Zhu vd., 2010; Siddalingaswamy ve Prabhu, 2010; Carmona vd., 2008; Tobin vd., 2007; Christensen vd., 2007; Fleming vd., 2006). Bu sebepten OD tespitine farklı noktalardan bakılarak bu bölgelerin yapısal ve şekilsel benzerliğinden yararlanan bir şablon tabanlı OD tespit yöntemi geliştirilmeye çalışılmıştır.

Şablon eşleştirme tabanlı OD tespiti algoritmasında, teknik olarak farklı OD bölgelerinin OD bölgesine ait ortalama ve standart sapma değerlerinden bir şablon oluşturulmuştur. Bu şablon değerleri farklı görüntülere ait OD bölgesinin tespit edilmesinde kullanılmıştır.

Histogram, retina görüntülerinin ana karakteristiğidir. Histogram tabanlı yöntemler retina görüntülerinin ışıklandırmasını ve kontrastını iyileştirebilmek için kullanılan ön işlemlerden biridir. Retina görüntüleri eşit olmayan ışık dağılımına sahiptir. Bu zorlukları aşabilmek için OD merkezinini ortasına alacak şekilde OD bölgesi dikdörtgen şeklinde kesilerek şablon oluşturulmuştur.

Sonrasında ise şablon olarak her bir renk bileşeni için ortalama histogram değerleri hesaplanmıştır.

DRIVE veri setinden 3, 23, 9, 16, 29, 35 ve 40 indeks numaralı 7 retina görüntüsü şablon oluşturma için seçilmiştir.

Algoritma I_r, I_g, I_b kanallarını kullanmaktadır ve 7 retina görüntüsünün her biri için şablon oluşturma sırasıyla aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır:

1. Gürültü kaldırmak için standart sapma değeri 2, ortalama değeri 5 olan Gaussian filtreleme ile görüntü yumuşat.
2. 110x110 kare boyutunda OD bölgesinin bölütüle.
3. 2.adımda elde edilen bölgelerin I_r, I_g, I_b kanal görüntüleri elde et.
4. Bu bölgelerin I_r, I_g, I_b bileşenlerinin her birisi için histogram değerleri hesapla (3 adet öznitelik).
5. Bu bölgelerin I_r, I_g bileşenlerinin ortalama değerlerinin histogramları hesapla (2 adet öznitelik).
6. Bu bölgelerin I_r, I_g bileşenlerinin standart sapma değerlerinin histogramları hesapla.

$$I_{rHist} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 I_r(i) \quad (3.24)$$

Denklem 3.24'de $I_r(i)$, bileşeni DRIVE veri setinden alınan 3, 23, 9, 16, 29, 35 ve 40 görüntülerinin OD şablon bölgesi kırmızı renk histogram ortalamasını göstermektedir. I_{rHist} ise her bir şablon olarak kullanılan görüntüden alınan histogram değerlerinin ortalamasını içermektedir. Denklem 3.25, 3.26, 3.27, 3.28, 3.29 ve 3.30 ile seçilen görüntülere ait öznitelikler elde edilmiştir.

Denklem 3.25'de $I_g(i)$ ile belirtilen şablon görüntülerine ait yeşil kanala ait histogram değerlerinin ortalamasını ifade etmektedir. Denklem 3.26'da $I_b(i)$ ile belirtilen şablon görüntülerine ait mavi kanala ait histogram özniteliği elde edilmiştir. Denklem 3.27'de $I_{rOrtHist}(i)$ ile belirtilen şablon görüntülerine ait kırmızı kanala ait ortalamanın histogramı ifade edilmiştir.

Denklem 3.28’de $I_{gOrtHist}(i)$, ile belirtilen şablon görüntülerine ait yeşil kanala ait ortalamanın histogramı ifade edilmiştir.

Denklem 3.29’da $I_{rStdHist}(i)$, ile belirtilen şablon görüntülerine ait kırmızı kanala ait standart sapmanın histogramı hesaplanmıştır.

Denklem 3.30’da $I_{gStdHist}(i)$, ile belirtilen şablon görüntülerine ait yeşil kanala ait standart sapmanın histogramı hesaplanmıştır.

$$I_{gHist} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 I_g(i) \quad (3.25)$$

$$I_{bHist} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 I_b(i) \quad (3.26)$$

$$I_{rOrtHist} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 I_{rOrtHist}(i) \quad (3.27)$$

$$I_{gOrtHist} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 I_{gOrtHist}(i) \quad (3.28)$$

$$I_{rStdHist} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 I_{rStdHist}(i) \quad (3.29)$$

$$I_{gStdHist} = \frac{1}{7} \sum_{i=1}^7 I_{gStdHist}(i) \quad (3.30)$$

3.5.1. Şablon eşleştirme

Şu ana kadar, şablon denklemleri tanımlandı. Bu denklemler uygulanmadan OD bölgelerine 5 piksellik ortalama, 2 piksellik standart sapmaya sahip Gaussian görüntü yumuşatma filtrelemesi gerçekleştirildi. Sonrasında test işlemi gerçekleştirilmiştir. Test işlemi aşağıdaki adımlar ile özetlenmiştir:

1. Retinal görüntüye Bölüm 3.2.4’de bahsedilen adımları uygula.
2. Retinal görüntüye Denklem 3.22 ve 3.23’ü uygula.
3. 1. ve 2. adımların sonuçları birleştir.

4. 5 piksel ortalamalı, 2 piksel standart sapmaya sahip Gaussian filtreleme uygula.
5. Birleştirilen görüntü üzerinde 110x110 piksellik bir pencere ile hareket ettir.
6. Ortalama değeri 20'den büyük olma şartı uygula.
7. Bu şartı sağlayan bölgeden;
 - a. I_r, I_g, I_b kanallarına ait histogram değerlerini,
 - b. I_r, I_g kanallarına ait ortalama histogram değerlerini,
 - c. I_r, I_g kanallarına ait standart sapma histogram değerlerini hesapla.
8. Her bir hareket eden pencereye Denklem 3.24, 3.25, 3.26, 3.27, 3.28, 3.29 ve 3.30'da ifade edilen formülleri uygula.
9. Sonrasında, hareket eden her bir penceredeki öznitelik değerleri ile sonuç şablonu arasındaki ilişkiyi hesapla.
10. İlişkiyi hesap edebilmek için sonuç şablonunu oluşturan 7 öznitelğin her birisi, test görüntüsünün 7. ve 8. adımlarında çıkartılan özniteliklerin farklarının kare toplam değerini elde et, sırasıyla elde edilen değerler $c_{rHist}, c_{gHist}, c_{bHist}, c_{rOrtHist}, c_{gOrtHist}, c_{rStdHist}, c_{gStdHist}$ ile isimlendir. Aradaki fark değerinin küçüklüğü şablon bölgeye olan ilişkisini kuvvetlendir. İlişki tespit denklemi sonuç şablonu ile gezdirilen pencereler arasındaki ilişki değerini belirle.
11. Denklem 3.31'de her bir pencere için, elde edilen öznitelikler arasındaki ilişki sonucu olarak elde edilen 7 değer arasında ağırlıklandırılmış toplama yapılarak en yüksek toplama sahip bölge şablon eşleştirme ile tespit et. Bu bölge OD bölgesi olarak kabul et. Ağırlıklandırmada OD bölgesi; yeşil kanalda kırmızı kanaldan, kırmızı kanalda da mavi kanaldan daha kolay bir şekilde tespit edilebildiği için katsayıları bu bilgiye göre ver. Mavi kanal ise genel anlamda gürültülü bir kanal olmasından dolayı katsayı değeri düşük tercih et.

$$c = \left(0.6 \times (c_{rStdHist}) + 0.7 \times (c_{gStdHist})\right)/0.3 + 0.3 \times c_{bHist} + (c_{rHist}) + (c_{rOrtHist}) + 0.8 \times c_{gOrtHist} + 0.9 \times c_{gHist} \quad (3.31)$$

Bu bölüme ait deneysel çalışma sonuçları Bölüm 4.5'te verilmiştir.

3.6. Morfolojik Tabanlı Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Algoritması

Fovea bölgesinin tespitinde; OD bölgesinin merkez noktası ile fovea bölgesi arasındaki uzamsal ilişki kullanılmıştır. Bu ilişkiye göre OD bölgesinden 1.5 ile 3 OD çapı uzağındaki en karanlık bölge fovea bölgesi olarak kabul edilmektedir. Ancak, her zaman aynı hizada değildir. Açısal olarak aşağısında ya da yukarısında olabilmektedir. Kullanılan bu uzamsal ilişkiye göre OD merkez noktasından OD çap genişliği eşdeğer bir pencere yardımıyla fovea İB elde edilmiştir. Bu belirlenen fovea'da en karanlık bölge araması gerçekleştirilmiştir. Bu aramanın başarı oranını artırabilmek için, bu bölge üzerinde Gabor dalgacık yöntemiyle elde edilen kan damarlarının yerleri kullanılmıştır.

Tüm görüntülerde dikkati çeken nokta ilgili fovea bölgesinin damarları çıkartıldığında OD merkezinin sol tarafta olduğu gözlerde fovea merkezinin sağ tarafta, OD merkezinin sağ tarafta olduğu gözlerde fovea merkezinin sol tarafta, OD merkezinin ortada olduğu gözlerde ortaya yakın bölgede fovea merkezinin bulunduğudır. Göz üzerinde OD bölgesi başlangıçta bulunarak OD merkezinin sağ ve sol tarafa olan uzaklıkları üzerinden fovea merkezinin bulunduğu aday bölge tespit edilmeye çalışılmıştır.

Algoritma I_g kanalını kullanmaktadır ve retinada fovea merkezini içinde barındıran makula bölgesinin tespitine yönelik yaklaşım sırasıyla aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır:

1. OD'in merkezi noktasını elde et.
2. OD merkezine göre, merkez koordinat değerlerinin sağ ve sol tarafa olan uzaklıkları arasında karşılaştırma yaparak fovea merkezinin bulunduğu taraf belirle.
3. OD merkezi içinde barındıran OD bölgesinin genişlik ve yüksekliği bağlantı bileşen analizi ile belirle.

4. 3. adıma göre OD bölgesi genişliği ve yüksekliğine eş değer bir alan İB olarak elde et.
5. İB 'nin I_g kanalı elde et.
6. 3 defa ard arda adaptif histogram eşitleme uygula.
7. 6. adımdaki görüntüye kontrast eşitleme uygula.
8. 7. adımdaki görüntünün tamamlayanı elde et.
9. 8. adımdaki görüntüye Fourier dönüşümü uygula.
10. Fourier dönüşümü uygulanmış görüntüye iki boyutlu Gabor dalgacı uygula.
11. 10. adımdaki görüntüye;

$$I_{norm} = \frac{I_g - \min(I_g)}{\max(I_g - \min(I_g))} \quad (3.32)$$

- a. Denklem 3.32 ile normalleştirilmiş bir görüntü elde et.
- b. (a) 'deki sonuç görüntüsüne 3x3 piksellik disk yapısı ile tophat ve bothat işlemi uygula, sonrasında (a) maddesindeki sonuç görüntüsü ile tophat topla ve bothat sonucu çıkart.
- c. (b) 'deki sonuç görüntüsünden; (b) 'deki görüntüye 3x3 pikselle kapatma, sonrasında 8x8 pikselle açma işlemi uygulanmış görüntü ile (b) 'deki görüntünün her ikisinden en minimumu çıkart.
12. 11. adımın (a), (b), ve (c) maddelerindeki görüntü sonuçları topla ve Otsu yöntemi ile eşikle.
13. 7. adımdaki görüntü ile 12. adımdaki sonuç görüntüsünü topla.
14. 13. adımdaki sonuç görüntüsü 7x7 piksellik disk yapısı ile kapatma, sonrasında aynı disk yapısı ile erozyona uğrat, sonrasında erozyon sonucu işaretleyici kapatma sonucu ise maske olarak kabul edilerek iki farklı görüntü geri yapılandırma işlemine tabi tut.
15. 14. adımdaki görüntünün en minimum bölgeleri tespit et.
16. 15. adımdaki görüntüde OD merkezinden 1.5 ile 3 OD çapı uzaklığı arasındaki en karanlık bölge tespit et.
17. OD çapı kadar bir çember ile makula bölgesi kopart.

Bu bölüme ait deneysel çalışma sonuçları Bölüm 4.6'da verilmiştir. Aynı zamanda bu bölüm için geliştirilen arayüz EK E. Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Arayüzleri'de verilmiştir.

3.7. DMÖ Hastalığının Tespitine Yönelik Yeni Bir Yaklaşım

DMÖ olarak bilinen fovea merkezini kapsayan makula bölgesinde, anormallikleri ifade eden sızıntılar meydana gelebilmektedir. Bu sızıntılar hastanın görme yeteneğini kaybetmesine yani körlüğe sebebiyet vermektedir. Göz doktorları makula bölgesindeki fovea merkezini inceleyerek tanı koymaktadır. Bu tanı, uzun bir inceleme süreci gerektirmektedir. Burada, göz doktorlarına yardımcı otomatik olarak retinal görüntü analiz sistemlerinin geliştirilmesi gerekmektedir. Bu motivasyon ile bu çalışmada DMÖ analizi ve tespitine yönelik yeni bir yaklaşım öne sürüldü.

Geliştirilen yöntem iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada, ileri aşamaya görüntüyü hazır hale getirmek amacıyla ön işlemlerden geçirilmesi gerekmektedir. Bu aşama sırasında görüntü iyileştirilmiş, parlak bölgelerin tanısının koyulması aşamasında yanlış tanıya sebebiyet vermemesi için eksudalı bölgeler çıkartılmıştır. İkinci aşamada, DMÖ tespiti ve onun analizi gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada tespit edilen fovea merkezi, makula bölgesi ve çıkartılan eksuda bölgelerinin yardımıyla bilgisayar destekli tanı sistemi geliştirilmiştir.

Algoritma I_g kanalını kullanmaktadır ve retinada makula bölgesindeki eksudalara göre DMÖ derecelendirilmesine yönelik yaklaşım sırasıyla ilk 9 madde ilk aşama, geri kalanı ikinci aşamanın adımlarıdır:

1. Tespit edilen OD bölgesini kaldır.
2. CIE renk sisteminden olan L^* , a^* ve b^* olmak üzere 3 ayrı renk kanalından oluşan renk uzayına dönüşüm gerçekleştir, sonrasında L^* kanalı her bir rengin ışıklandırma değerini içeren kanal olduğu için seç.

3. Bölüm 3.1.1'deki arka plan çıkarma ve maske elde etme adımları uygula.
4. $[1 \ 2 \ 1; 0 \ 0 \ 0; -1 \ -2 \ -1]$ basit eğim operatörü ile elde edilen görüntüdeki kenarlar güçlendir, sonrasında Otsu yöntemin eşikleme seviyesinin 255 katı değerinden büyük olan değerleri eşikle.
5. I_g kanalı ile bu kanalda OD kaldırılmış görüntüsü çarp, sonrasında elde edilen sonuç ile I_g kanalı geri yapılandır.
6. 5. adımdaki sonuç görüntüsü 4. adımdaki işleme tabi tut.
7. 4. adımdaki işlem sonucundan 6. adımdaki işlem sonucu çıkart.
8. 3. adımdaki maskeli bölme sınırları içerisindeki görüntüleri al.
9. 8 komşulu bağlantı bileşen analizi ile kenar piksel toplamının piksel uzunluğuna bölümü ile aday piksellerde 0'dan büyük olan değerlere 1 ata.
10. Bölüm 3.6'da anlatılan yöntem ile belirlenen makula bölgesini elde et.
11. Makula bölgesi, Lim vd. (2011) tarafından belirtilen DMÖ derecelendirme standartları baz alınarak derecelendir;
 - a. Makula çevresinde herhangi bir eksuda yoksa görüntü normal.
 - b. Makula ve eksudalar arasındaki en kısa mesafe, fovea merkezinden 1 OD çapından daha fazla uzakta ise 1. aşama.
 - c. Makula ve eksudalar arasındaki en kısa mesafe, fovea merkezinden 1 OD çapına eşit veya daha uzakta ise 2. aşama olarak tanı ataması gerçekleştir.

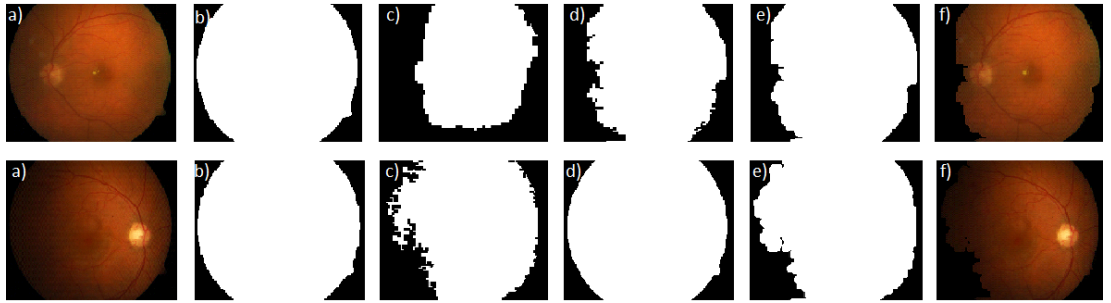
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Tezin bu bölümünde geliştirilen yaklaşımların görüntüsel ve istatistiksel anlamda sonuçları verilmiştir. Retinal görüntülerde normal ve anormal bileşenlerin analiz edilmesi sürecinde elde edilen sonuçlar kullanım ve geliştirme sırasına göre verilmiştir.

4.1. Otomatik Gürültü Bölütleme Sonuçları

Bu yaklaşımı kullanarak deneysel çalışmalar gerçekleştirebilmek için veri setlerinden gürültü değeri yüksek olanlar belirlenmiştir. Gürültü değeri az olan veri setlerinde, normal ve anormal bileşenlerinin tespitinde işlem süresi ve maliyet artışına sebep olacağı için deneysel çalışma gerçekleştirilmemiştir.

Materyal bölümünde belirtilen veri setleri arasından en gürültülü olarak belirlenen DIARETDB0, DIARETDB1 veri setleri üzerinde deneysel çalışma gerçekleştirilmiştir. DIARETDB1 veri setinden 12, 23, 32, 37, 38, 39, 41, 42, 61, 64, 77 indeks numaralı görüntüleri yüksek gürültüye sahip görüntülerdir. DIARETDB0 veri setinden 1, 2, 3, 4, 19, 20, 22, 27, 33, 34, 44, 59, 102, 114 indeks numaralı görüntüleri de yüksek gürültüye sahip olan görüntülerdendir.



Şekil 4.1. Gürültü kaldırma: a) Gürültülü özgün görüntü, b) a'nın arka planı çıkartılmış hali, c) I_1 işaretleyici, d) I_2 maske, e) $I_{gurultusuz}$ maske, f) Gürültüsüz renkli görüntü

Şekil 4.1'de 1. satır DIARETDB1 veri setinden indeks numarası 12 olan görüntünün sonuçlarını, 2. satır DIARETDB1 veri setinden indeks numarası 41 olan görüntü sonuçlarını göstermektedir.

Çizelge 4.1. Otomatik arka plan kaldırma yönteminin doğruluk oranları

Veri setleri	Görüntüler	Arka Plan Kaldırma	Doğruluk Oranı (%)
DIARETDB0	130	129	97
DIARETDB1	89	88	98
Toplam	219	217	99

Şekil 4.1’de (e) maddesindeki görüntü çıktılarının elde edilmesinde, Şekil 4.1’deki (c) ve (d) maddelerindeki görüntüler 10 kez döngü ile morfolojik olarak doldurulduktan sonra morfolojik geri yapılandırma işlemine tabi tutulmuştur. Sonrasında 10x10’lu bir disk yapısal elementi ile genişletilmiş ikili görüntüsü Şekil 4.1 (a)’daki görüntünün I_r , I_g , I_b renk kanallarının her biri ile çarpılıp toplanması sonucunda elde edilmiştir.

Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2’de sırasıyla her bir veri setinin arka plan kaldırma ve

Çizelge 4.2. Otomatik gürültü bölütleme yönteminin doğruluk oranları

Veri setleri	Görüntüler	Gürültü Bölütleme	Doğruluk Oranı (%)
DIARETDB0	130	127	97
DIARETDB1	89	86	96
Toplam	219	213	97

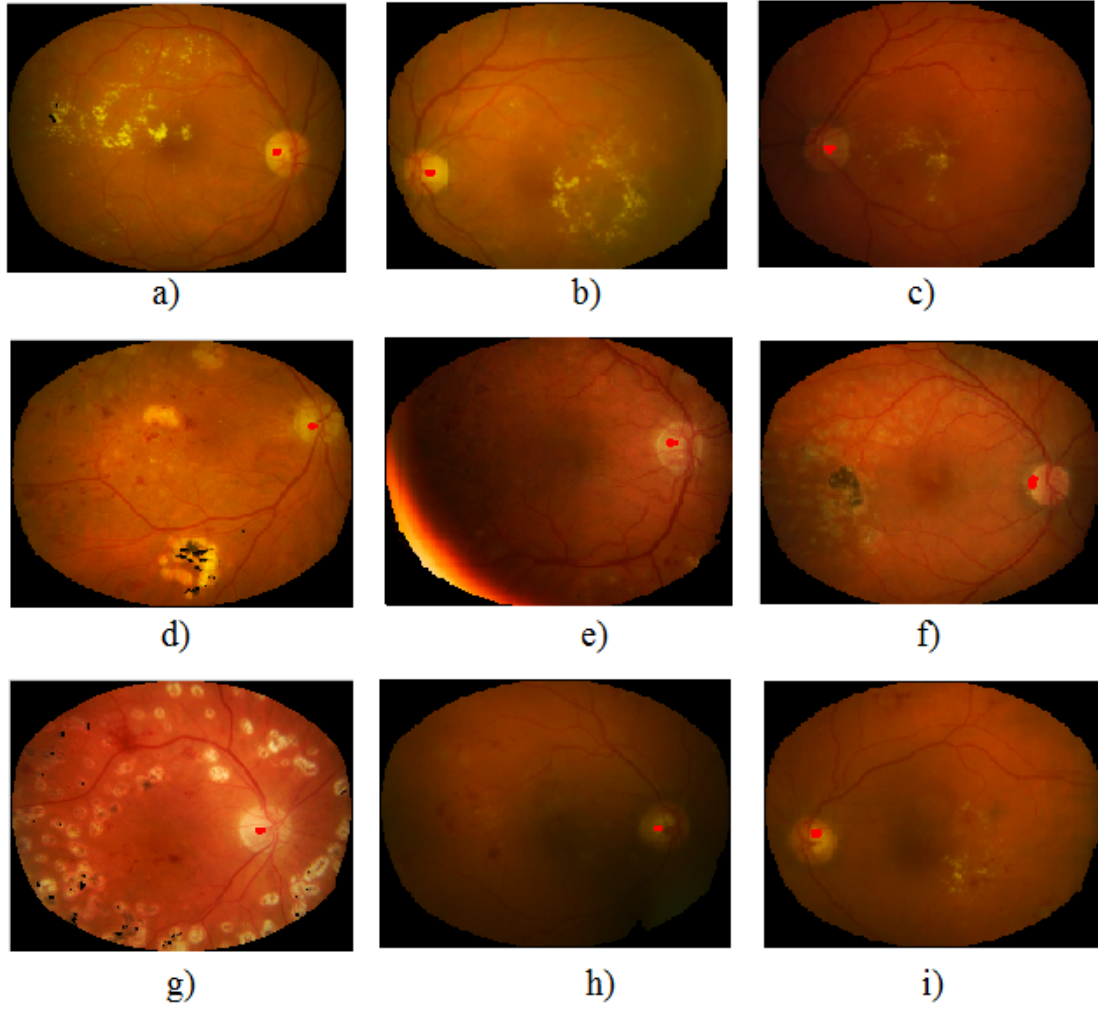
gürültü bölütleme sonuçları verilmiştir. Başarılı olmayan görüntüler incelendiğinde kenar bölgelerdeki ışık patlamalarının çok fazla olmasından kaynaklandığı görülmüştür.

4.2. Yoğunluk ve Öznitelik Tabanlı OD Tespiti Sonuçları

OD konum tespiti diğer retinal yapıların ve OD’nin sıralı bir şekilde bölümlenmesinde önemli bir ön işlem adımıdır. Bu bölümde OD’nin konumunu otomatik olarak tespit edebilmek için yeni bir yöntem öne sürüldü. Bu yöntem h-maxima dönüşümü ile elde edilen damarsal yapı üzerinde dikey ve yatay kenar haritaları çıkartmaktadır.

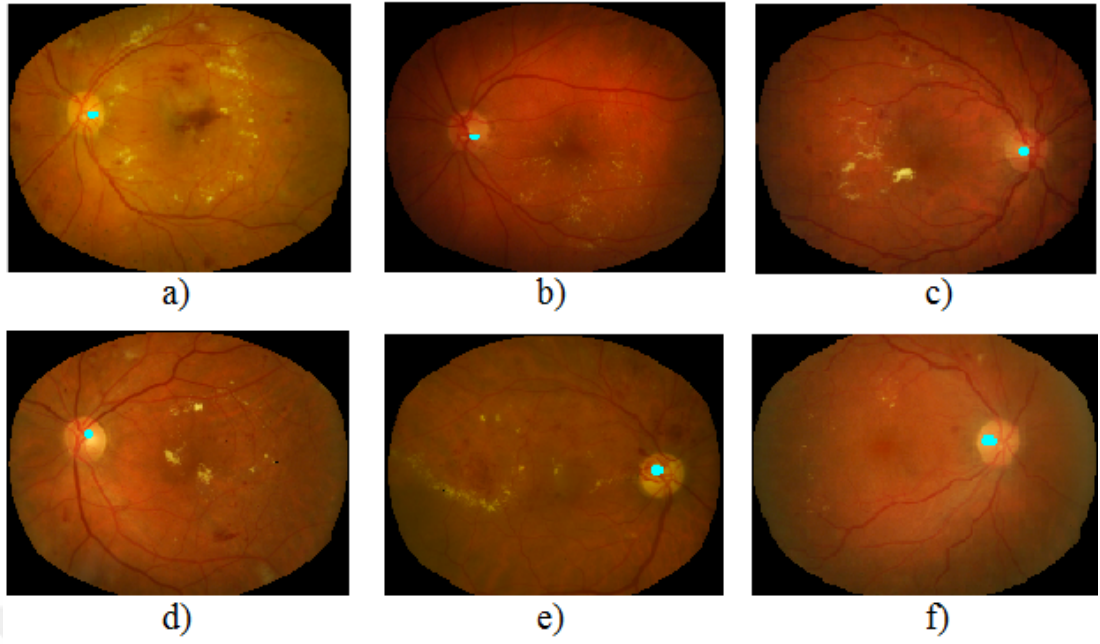
Kenar haritaları ile en yoğun olan bölgeler OD çapı kadar boyutta küçük bölgeler haline getirilerek OD aday bölgeleri oluşturulmaktadır. Bu aday bölgeleri birbirlerinden ayırt etmek için dikey kenar yoğunlukları, yatay kenar yoğunlukları elde edilmiş ikili retina görüntüsünden entropi, değişinti ve enerji öznitelikleri kullanılmıştır. Sonrasında öznitelik analizi ile OD bölgesi belirlenen bölgelerin en parlak olduğu %20'lik pikseller çıkartılmıştır.

Öne sürülen yaklaşım normal ve hastalıklı retinal görüntüler içeren DRIVE, DIARETDB0, DIARETDB1 ve yerel bir set olmak üzere 4 farklı veri tabanı üzerinde değerlendirilmiştir. OD, 300 görüntünün 297'sinde başarılı bir şekilde tespit edilmiştir.



Şekil 4.2. DIARETDB0 veri setinden seçilmiş görüntülerin OD yer tespiti sonuçları: (a)-(i) Başarılı OD yer tespiti sonuçları

Şekil 4.2’de veri seti indeks numaraları sırasıyla 16,17,24,35,36,40,45,102 ve 103 olan görüntülerin, öne sürülen yaklaşım tarafından bulunan OD merkezleri gösterilmektedir. Aynı zamanda, bulunan OD merkezleri kırmızı renginde “.” sembolü ile gösterilmiştir.



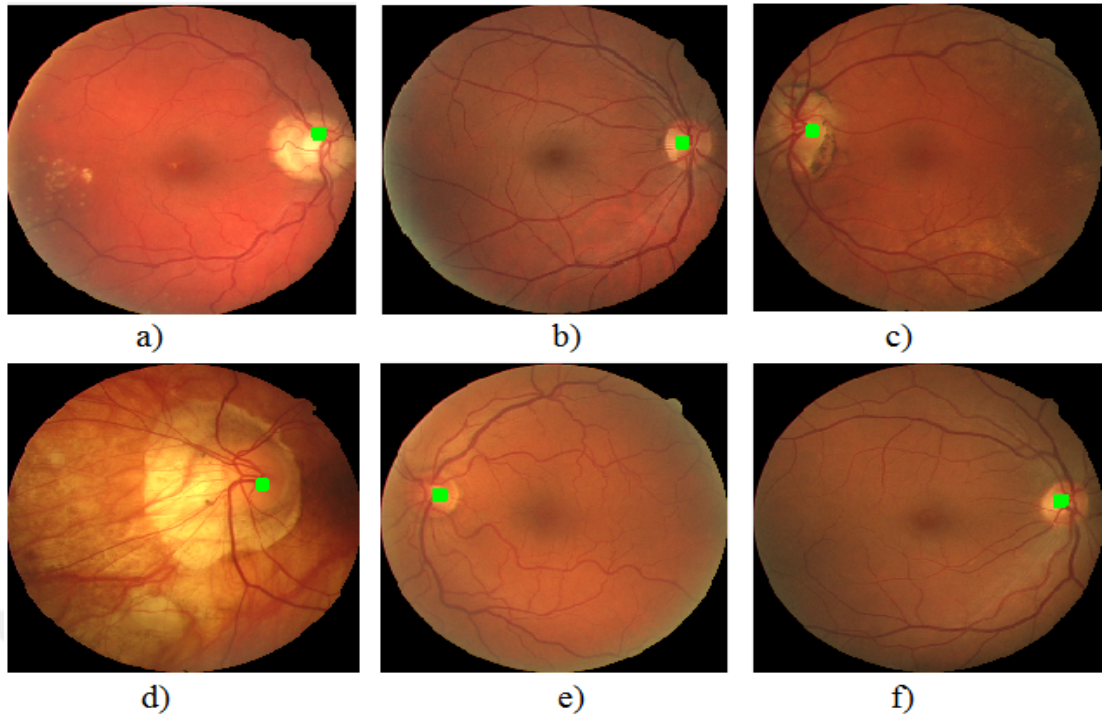
Şekil 4.3. DIARETDB1 veri setinden seçilmiş görüntülerin OD yer tespiti sonuçları: (a)-(f) Başarılı OD yer tespiti sonuçları

Şekil 4.3’de veri seti indeks numaraları sırasıyla 5,13,14,15,16 ve 17 olan görüntülerin, öne sürülen yaklaşım tarafından bulunan OD merkezleri gösterilmektedir. Aynı zamanda, bulunan OD merkezleri camgöbeği renginde “.” sembolü ile gösterilmiştir.

Şekil 4.4’te veri seti indeks numaraları sırasıyla 8, 19, 26, 34, 39 ve 40 olan görüntülerin, öne sürülen yaklaşım tarafından bulunan OD merkezleri gösterilmektedir. Aynı zamanda, bulunan OD merkezleri yeşil renginde “.” sembolü ile gösterilmiştir.

Bu bölümde, retinal görüntünün OD bölgesi melez bir yöntem ile tespit edilmiştir. Sonuç olarak, melez bir yöntem geliştirilmiştir. Melez yöntemin sonuçları Çizelge 4.3’de verilmiştir. Aynı zamanda, bu yöntem bilinen veri setleri kullanılarak literatürde var olan yöntemler ile karşılaştırılmıştır.

Karşılaştırma sonuçları Çizelge 4.4’te verilmiştir. Sonuçlar her bir veri seti için retinal görüntülerden elde edilen istatistiksel değerler ile tartışılmıştır.

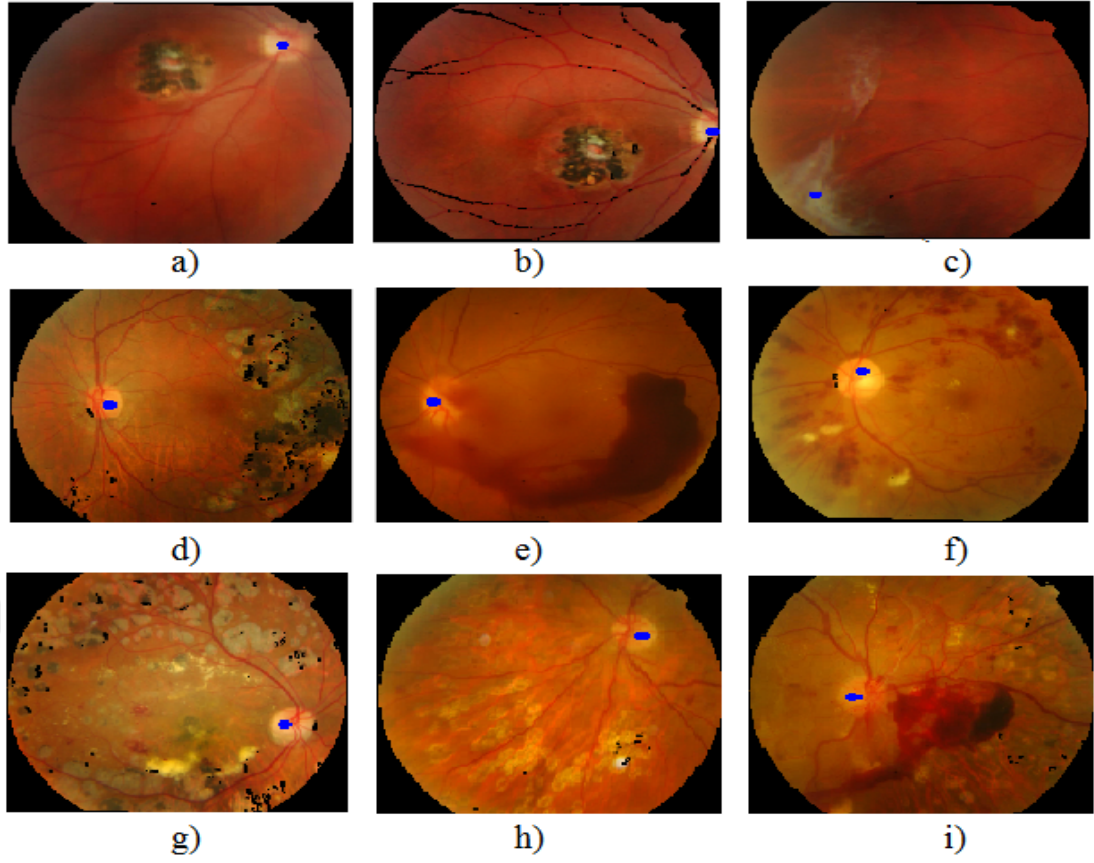


Şekil 4.4. DRIVE veri setinden seçilmiş görüntülerin OD yer tespiti sonuçları:
(a)-(f) Başarılı OD yer tespiti sonuçları

Şekil 4.5'te SDUDIARET0 veri setinden indeks numaraları sırasıyla 6, 14, 27, 35, 48 ve 120 olan ve SDUDIARET1 veri setinden indeks numaraları sırasıyla 52, 73 ve 80 olan görüntülerin, öne sürülen yaklaşım tarafından bulunan OD merkezleri gösterilmektedir. Aynı zamanda, bulunan OD merkezleri mavi renginde “.” sembolü ile gösterilmiştir.

Öne sürülen melez yöntem, literatürdeki diğer yöntemlerden üstün olabilmek için enerji, dikey ve yatay kenar yoğunlukları gibi daha genel retinal öznitelikleri kullanmıştır. Bu öznitelikler OD'nin genellikle karışmasına sebep olan, anormal görüntülerde çok fazla bulunan eksudalardan kolay bir şekilde ayrılmasını sağlamaktadır.

Çizelge 4.3 yöntemin kullandığı veri setlerini, ilgili veri setlerinden başarılı bir şekilde bulunan OD sayısını ve buna karşılık gelen doğruluk oranlarını göstermektedir.



Şekil 4.5. SDUDIARET0 ve SDUDIARET1 veri setlerinden seçilmiş görüntülerin OD yer tespiti sonuçları: (a)-(i) Başarılı OD yer tespiti sonuçları

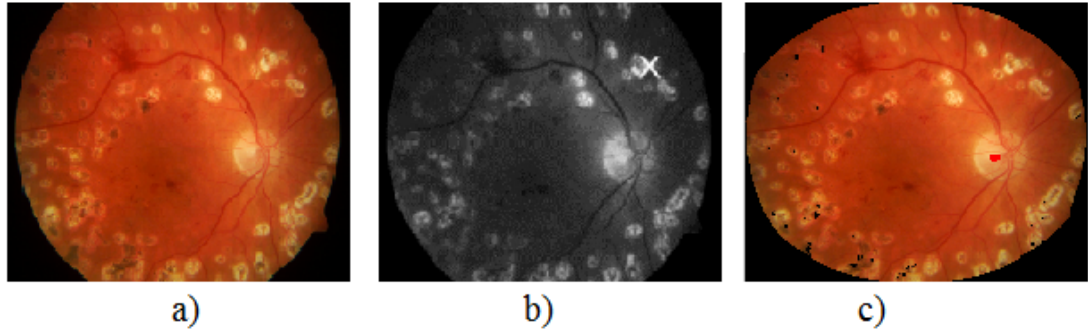
Literatür incelendiğinde Mahfouz vd. (2010) OD tespitine yönelik yapmış oldukları çalışmadan daha gürbüz sonuçların elde edildiği görülmüştür. Karşılaştırma örneği Şekil 4.6'da verilmiştir. Bu örnekte (Mahfouz vd., 2010)

Çizelge 4.3 Öne sürülen melez yöntemin doğruluk oranları

Veri setleri	Görüntüler	Tespit edilen OD sayısı	Doğruluk Oranı (%)
DIARETDB0	130	127	97.69
DIARETDB1	89	89	100
DRIVE	40	40	100
SDUDIARET0	129	129	100
SDUDIARET1	89	89	100
Toplam	477	474	99.37

sadece kenar harita özneliklerini kullanırken melez yöntemde entropi,

değişinti, dikey ve yatay kenar yoğunluklarını ve parlaklık bilgilerini kullanmaktadır.



Şekil 4.6. OD yer tespiti karşılaştırılması: (a) DIARETDB0 veri setinden retinal görüntü, (b) Mahfouz vd. (2010)'in yaklaşımının yanlış OD tespiti, (c) Öne sürülen yöntemin aynı görüntüdeki OD yer tespiti sonucu

Karşılaştırma yöntemleri sırasıyla Morfoloji (MORF) (Mithun ve Das, 2014; Sekhar vd., 2008b; Basit, 2011; Basit ve Egerton, 2013), Hough dönüşümü (HD)(Park vd., 2006; Sekhar vd., 2008b; Zhu vd., 2010; Ravishankar vd., 2009), Arı Koloni Optimizasyonu (AKO) (Pereira vd., 2013), Temel Bileşen Analizi (TBA) (Malek vd., 2012), Adaptif Morfolojik Analizi (AMA) (Welfer vd., 2010), Watershed Dönüşümü (WD) (Basit, 2011), Pramidal Ayrışma (PA) (Lalonde vd., 2001), Kenar Tespiti (KT) (Lalonde vd., 2001), Öznitelik Vektörü ve Tekdüze Örnek Izgara (ÖV & TÖİ) (Niemeijer vd., 2009), Entropi Filtreleme (EF) (Sopharak vd., 2008), Yoğunluk ve Alan Kriteri (YAK) (Godse ve Bormane, 2013) yöntemleridir. Bu yöntemlerin her birisi ile karşılaştırma gerçekleştirilmiştir.

Öne sürülen yöntemin özellikle OD ile karıştırılması olası olan eksudaların bol olarak bulunduğu görüntülerdeki test sonuçları verilmiştir. Çizelge 4.4'te görüldüğü gibi öne sürülen yöntem iyi sonuçlar vermektedir. Belirlenen kriterler son yıllardaki çalışmalarda hatalı sonuçların sebepleri araştırılarak karar verilmiştir. Bu hatalar eşit olmayan ışık dağılımı, yanlış yakınsama noktaları ve eksudalar gibi sebeplerden kaynaklandığı görülmüştür. Yanlış OD yeri sorununun çözümünde, 3 farklı yöntem ile ODA bölgeleri elde edilerek bu aday bölgeleri arasından OD bölgesi tespit edilmeye çalışılmış olması hata oranını azaltmıştır.

Çizelge 4.4. Melez yöntemin literatürdeki çalışmaları ile karşılaştırılması

Yazar	DIARE TDB0	DIARET DB1	DRIVE	Yöntem
(Mithun ve Das, 2014)	-	-	100.00	MORF
(Park vd., 2006)	-	-	90.25	HD
(Sekhar vd., 2008b)	-	-	94.40	MORF, HD
(Zhu vd., 2010)	-	-	90.00	HD
(Pereira vd., 2013)	-	93.25	100.00	AKO
(Malek vd., 2012)	-	89.00	100.00	TBA
(Welfer vd., 2010)		97.70	100.00	AMA
(Basit, 2011)	-	87.60	-	MORF, WD
(Basit ve Egerton, 2013)	-	92.13	100.00	MORF
(Lalonde vd., 2001)	89.52	88.99	80.50	PA
(Lalonde vd., 2001)	77.56	75.46	97.20	KT
(Niemeijer vd., 2009)	77.56	75.46	97.20	ÖV&TÖI
(Sopharak vd., 2008)	95.29	93.70	98.60	EF
(Ravishankar vd., 2009)	80.12	76.41	86.10	HD
(Godse ve Bormane, 2013)	96.92	96.62	100.00	YAK
Öne sürülen	97.69	100.00	100.00	MODS

Çizelge 4.5'te ise melez yöntemi oluşturan her bir alt yöntemleri her birisinin başarıya olan etkisi verilmiştir. Bu çizelgenin hazırlanmasında her bir görüntüdeki aşamalar incelenmiştir. Tüm görüntülerin incelenmesi sonucunda bu çizelgede verilen sonuçlar elde edilmiştir. Çizelge 4.5'e göre test görüntüsü ilk aşamada yoğunluk tabanlı yöntemle giriş olarak verilmektedir.

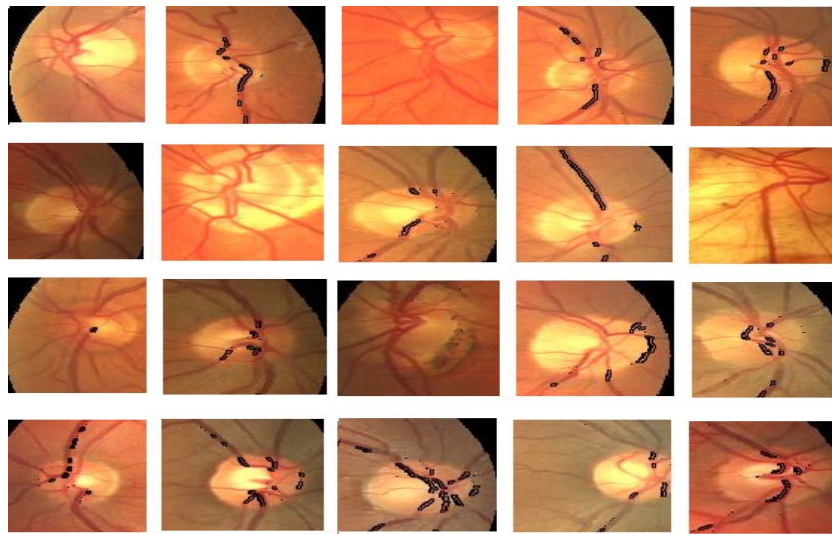
Çizelge 4.5'e göre 3 farklı aşama bulunmaktadır. Bu aşamalar MODS yöntemini oluşturan alt yöntemlerinin her birisidir. MODS yönteminde kullanılma sırasıyla her bir alt yöntemin katkı oranları verilmiştir.

MODS yöntemini oluşturan alt yöntemin birincisinde yoğunluk tabanlı olarak, yani kenar haritaları kullanarak ODA bölgelerini tanımlamaktadır. ODA bölgelerden OD olma ihtimali olmayan bazı bölgeler bu alt yöntem sayesinde elenmektedir.

Çizelge 4.5. MODS yönteminin aşama olarak katkı oranları

Veriseti	Yoğunluk (%)	Parlaklık (%)	Enerji, Entropi, Değişinti (%)
DIARETDB0	50	10	40
DIARETDB1	43	13	44
DRIVE	80	5	20
SDUDIARET0	47	10	43
SDUDIARET1	51	9	40

İkinci aşamada, tanımlanmış ODA bölgeleri parlaklık tabanlı alt yönteme giriş olarak verilmektedir. Bazı ODA parlaklık tabanlı yöntemle elelenmektedir. Son olarak da geriye kalan ODA bölgeleri istatistiksel tabanlı yöntemle analiz edilmektedir. Sonuç olarak, Çizelge 4.5'te her bir alt yöntemin melez yöntemi oluşturma sırasıyla katkı değerini göstermektedir. Şekil 4.7'de geliştirilen yöntem ile elde edilen OD bölgeleri gösterilmiştir. DRIVE veri setinin özgün görüntülerindeki OD bölgesine karşılık gelen İB'yi göstermektedir. Bazı OD bölgelerinin sağ tarafa doğru baktığı, bazılarının ise sol tarafa baktığı görülmektedir.



Şekil 4.7. DRIVE 20 ile 40 indeks numaraları arasındaki 20 görüntünün yoğunluk ve öznelite tabanlı yöntemle tespit edilen OD bölgesi

4.3. Dalgacık Tabanlı OD Tespiti Sonuçları

Bölüm 3.3'te bahsedilen yöntemin değerlendirilmesi bu bölümde gerçekleştirilmiştir.

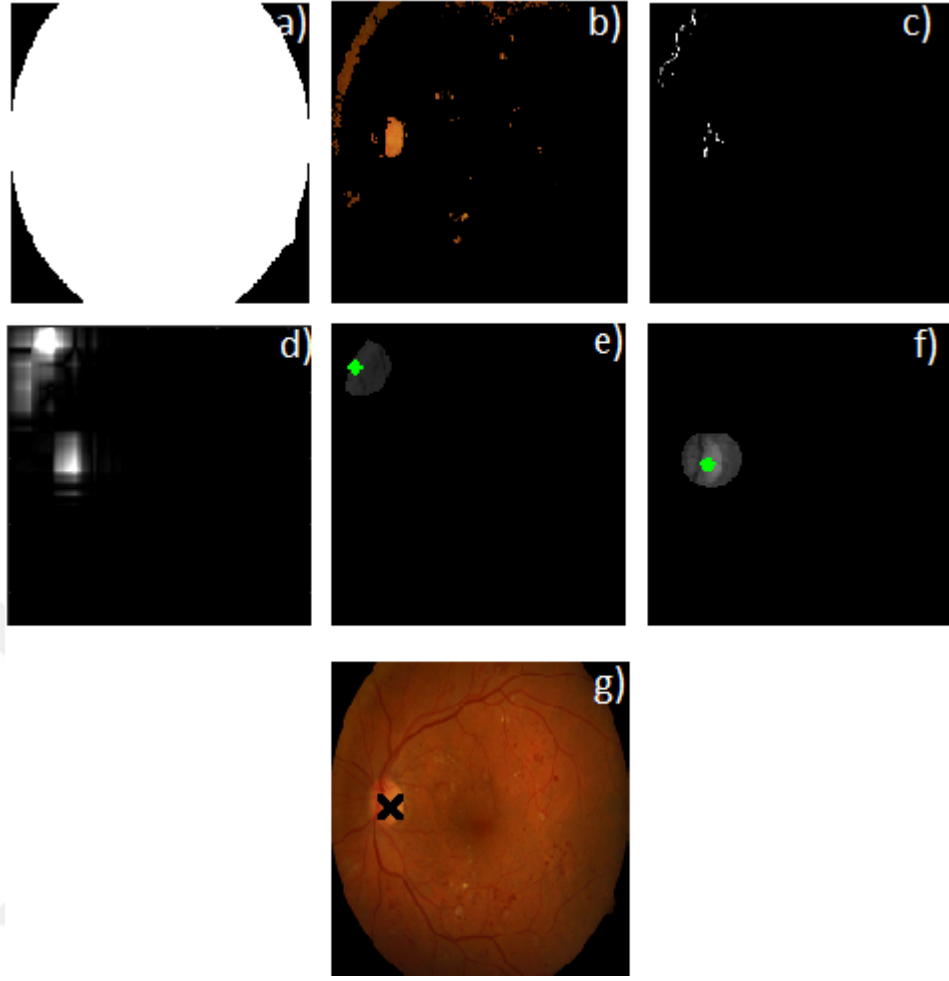
Şekil 4.8'de Bölüm 3.3'te adımları verilen yöntemin sırasıyla uygulanması sonucu elde edilen çıktıyı göstermektedir.

Şekil 4.8 (a)'da kullanılan DIARETDB1 veri setinden 13 indeksli görüntünün İB'yi içeren kısmının ikili formatı görülmektedir. Bu görüntü arka plan çıkarma, sadece ilgili kısımları belirlemesi açısından önemli olduğundan dolayı tüm yöntemlerde başlangıç adımıdır.

Şekil 4.8 (b)'de Bölüm 3.3'de verilen adımların ilk 8 maddesi uygulanmış halini göstermektedir. Parlaklığa bağlı eşikleme işlemi gerçekleştirilmektedir.

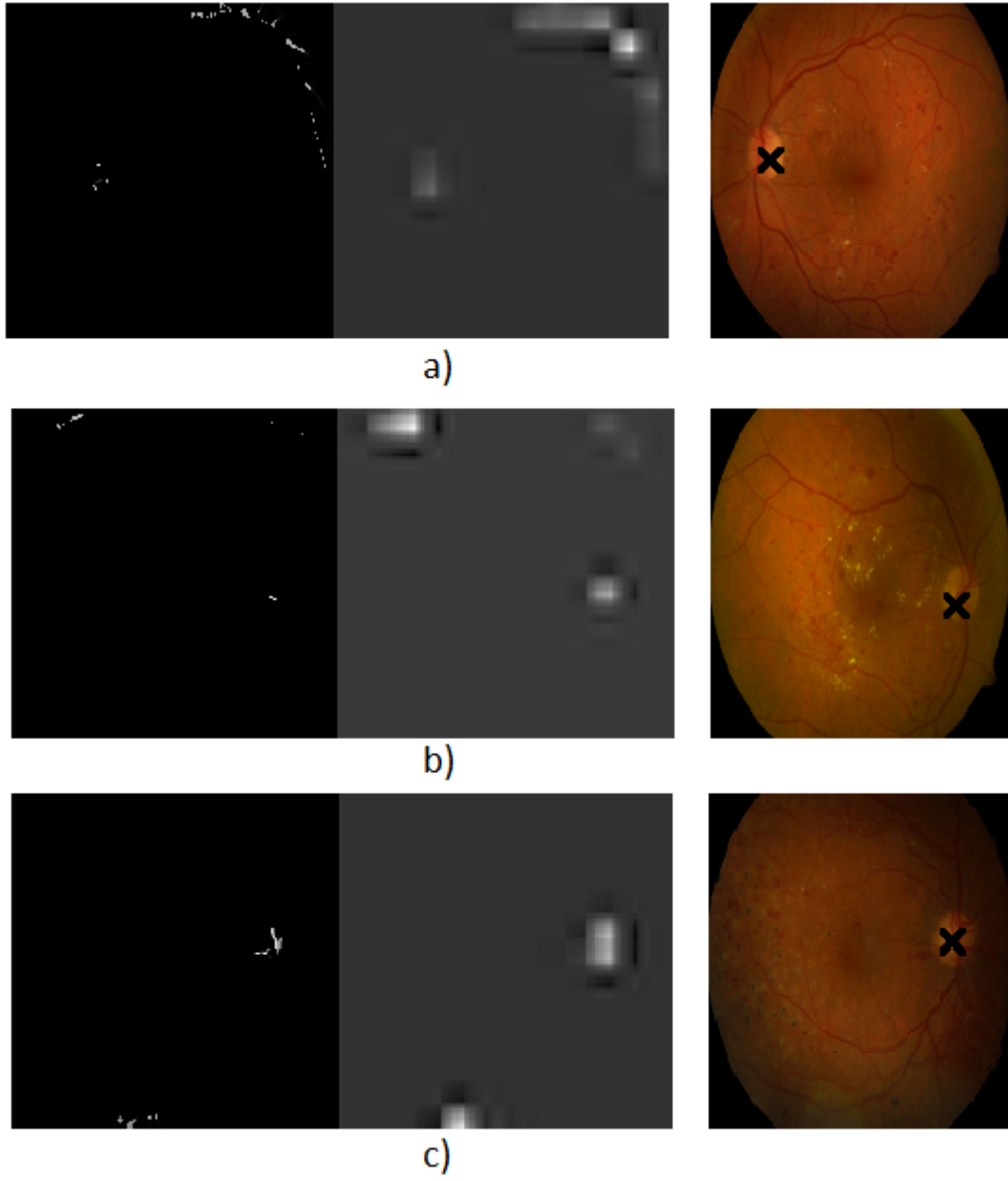
Şekil 4.8 (c)'de Bölüm 3.3'de verilen adımların 9, 10 ve 11. adımlarının uygulanmış halini göstermektedir. Bu yöntemin geliştirilmesindeki anahtar fikri içermesi açısından önemlidir. Anahtar fikir, Şekil 4.8 (b)'de çıktısı verilen görüntüdeki her bir piksel OD aday bölgesi olarak düşünülmektedir. Bu aday bölgeleri arasından OD aday bölgesi araştırılırken, OD'nin içerisindeki kalın damar bölgesi kullanılarak OD aday bölgesi sayısı azaltılabileceği kanısına varılmıştır. Sonrasında bu fikir uygulanmıştır. Uygulandığında Şekil 4.8 (c)'de açıkça görüldüğü gibi sadece damar bölge kısımlar vardır. Bu şekil daha net bir şekilde görülebilmesi için 100 ile çarpılarak kontrastı artırılmıştır.

Şekil 4.8 (d)'de ise Şekil 4.8 (c)'nin Daubechies db2 tipi kullanılarak ayırık dalgacık yöntemi ile yaklaşım katsayıları elde edilmiş halini göstermektedir. Bu şekilde açıkça görüldüğü gibi kenardaki ışık patlamalarının sebep olduğu gürültülü kısım daha parlak bir şekilde görülmektedir. %1'lik parlak olan kısım seçilerek bu seçilen kısma giren ODA bölgelerinin her birisinin merkezi, Bölüm 3.2.4'de anlatılan parlaklık tabanlı yöntem ile tespit edilmiştir. ODA bölgelerinin merkezleri Şekil 4.8 (e) ve Şekil 4.8 (f)'de gösterilmiştir.



Şekil 4.8. Daubechies db2 tipi OD tanımlama: a) Maske görüntüsü, b) Eşiklenmiş görüntünün renkli pikselleri, c) b'nin kan damarları olan bölgeleri, d) 5.seviye yaklaşım katsayıları, e) En parlak olan ODA bölgesi, f) ODA bölgesi, g) Bulunan OD bölgesi

Şekil 4.8 (e) ve Şekil 4.8 (f)'de gösterilen dairesel çember içine alınmış bölgeleri küçük bir kenar yoğunluk analizine tabi tutulmuştur. Bu aday bölgeleri, hem dikey hem de yatay olarak eğim operatörü $[1 \ 0 \ -1]$ ve tranpozu kullanılarak kenar yoğunlukları belirlenmiştir. Kenar yoğunlukları belirlendikten sonra piksel toplam değerlerine bakılarak ilgili bölgeleri arasından OD bölgesinin seçilmesi sağlanmıştır. ODA bölgeleri arasından seçilen bölgesinin merkezi Şekil 4.8 (g)'de gösterilmiştir. Aynı zamanda, siyah "x" işareti ile gösterilmiştir.



Şekil 4.9. DIARETDB1 veri setinden a) 14, b) 27, c) 28 indeks numaralı görüntülerin dalgacık tabanlı yöntem ile OD tespiti sonuçları

Şekil 4.9'da eşiklenmiş görüntünün kan damarları çıkartılmış görüntüsü ile ona karşılık gelen Daubechies db2 tipi görüntüsü ve kenar yoğunluk analizi ile tespit edilmiş OD bölgesi merkezi siyah "x" işareti ile gösterilmiştir.

Çizelge 4.6. Öne sürülen dalgacık tabanlı yöntemin doğruluk oranları

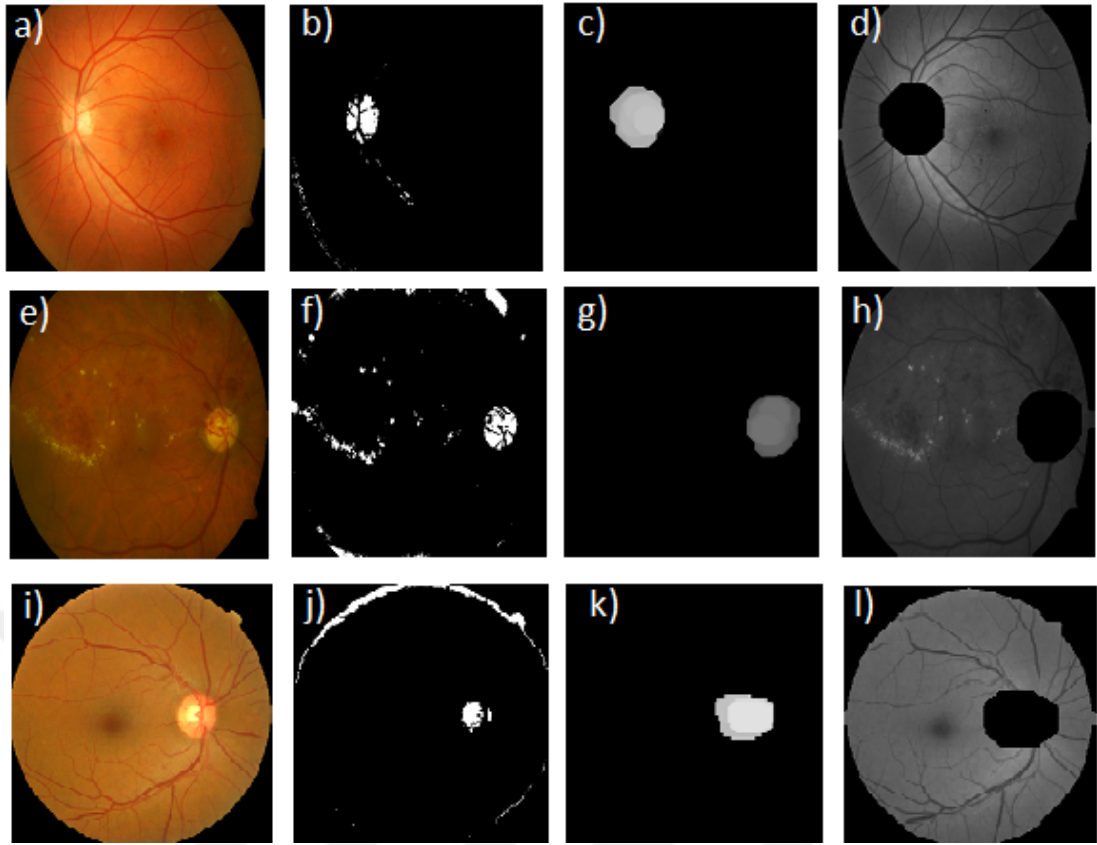
Veri setleri	Görüntüler	Tespit edilen OD	Doğruluk Oranı (%)
DIARETDB0	130	123	94.69
DIARETDB1	89	87	97.75
DRIVE	40	40	100
SDUDIARET0	129	121	93.79
MESSIDOR	101	97	96.03
Toplam	489	468	95.70

Bölüm 3.1’de bahsedilen görüntülerin kenar kısımlarında çok fazla gürültülü bölgelerin bulunması ve çok farklı kameralardan ışık patlamalarının yoğun olması sebebiyle bu yöntemde kullanılmamıştır. Normal dalgacık tabanlı yöntem ile tespit edilemeyen görüntülere, gürültü kaldırma uygulandıktan sonra dalgacık tabanlı OD tespiti uygulandığında daha iyi sonuçlar alınmıştır. EK C. Dalgacık Tabanlı OD Tespiti Arayüzleri’de DIARETDB0 15 indeks numaralı görüntü için gürültüsüz görüntü üzerinde dalgacık tabanlı OD tespiti arayüzü verilmiştir.

4.4. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Bölgesi Kaldırma Sonuçları

Bölüm 3.4’de bahsedilen yöntemin değerlendirilmesi bu bölümde gerçekleştirilmiştir. Fovea, makula ve eksuda bölgelerinin tespiti öncesinde OD’nin merkezini içinde barındıran OD bölgesinin kaldırılması önemlidir. Aksi takdirde retina görüntüsünde parlak bölgeler olarak bilinen eksudalar ile OD bölgesi çok kolay bir şekilde karıştırılabilmektedir.

Fovea ve makula bölgelerinin tespitinde ise OD merkezi belirlenmiş bölgenin sağ veya sol tarafında bulunan en karanlık bölge araştırılması yapılması gerekmektedir. Bu bölge araştırılması sırasında kan damarlarından yararlanılmaktadır. Kan damarları ve OD merkezinin belirlenmiş olması açısından OD bölgesinin kaldırılması önemlidir.



Şekil 4.10. OD bölgesi kaldırma: a), e), i) Özgün görüntü, b), f), j) Eşiklenmiş bölge, c), g), k) Genişletme uygulanmış kan damarlı bölge, d), h), l) OD bölgesinin kaldırılmış hali

Şekil 4.10 (a),(b),(c) ve (d) maddelerindeki görüntü DIARETDB0 veri setinden indeks numarası 6 olan görüntüye ait çıktılarıdır. Şekil 4.10 (e),(f),(g) ve (h) maddelerindeki görüntü DIARETDB1 veri setinden indeks numarası 16 olan görüntüye ait çıktılarıdır. Şekil 4.10 (i),(j),(k) ve (l) maddelerindeki görüntü MESSIDOR veri setinden indeks numarası 96 olan görüntüye ait çıktılarıdır.

Çizelge 4.7.'de istatistiksel sonuçlar verilmiştir. Geliştirilen yöntem DIARETDB0, DIARETDB1 ve MESSIDOR veri setinin bir alt veri setinde test edilmiştir. Çizelge 4.6. ve Çizelge 4.7. arasında karşılaştırma yapmak gerekirse, dalgalık tabanlı yöntem alan tabanlı yöntemden daha iyi sonuçlar vermektedir, çünkü dalgalık tabanlı yöntemde aday bölgeler arasından kenar yoğunluğuna göre seçim yapmaktadır. Aynı zamanda, Daubechies db2 tipinin 5. seviyesinde ayrışım yapmasından dolayı eksuda gibi OD bölgesine benzer parlaklıklardan kurtulunmasını sağlamaktadır. Bunu gösterebilmek için alan tabanlı yöntemde

eksuda bölgesi ile karıştırılan bir görüntüde aday bölgeler arasından seçim sırasında Bölüm 3.3 'te bahsedilen 21, 22 ve 23. adımları aday seçimine eklenerek doğru OD bölgesinin tespit edilmesi sağlanmıştır. DIARETDB1 veri setinden eksudaları bol olan 5. indeks numaralı görüntüde deneysel çalışma gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar EK D. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Kaldırma Arayüzleri'de verilmiştir.

Çizelge 4.7. Öne sürülen alan tabanlı yöntemin doğruluk oranları

Veri setleri	Görüntüler	Tespit edilen OD	Doğruluk Oranı (%)
DIARETDB0	130	120	92.30
DIARETDB1	89	85	95.50
MESSIDOR	101	95	94.05
Toplam	320	300	93.75

4.5. Şablon Eşleştirme Tabanlı OD Tespiti Sonuçları

Literatürde yüksek işlem maliyetinden uzak, anormal görüntüler üzerinde etkili olduğu belirtilse de (Rangayyan vd., 2010; Zhu vd., 2010; Youssif vd., 2008; Sekhar vd., 2008b) çalışmalarının sonuçları incelendiğinde işlem süreleri uzun olduğu ve döngüsel işlemlerin yoğun olduğu gözlenmiştir.

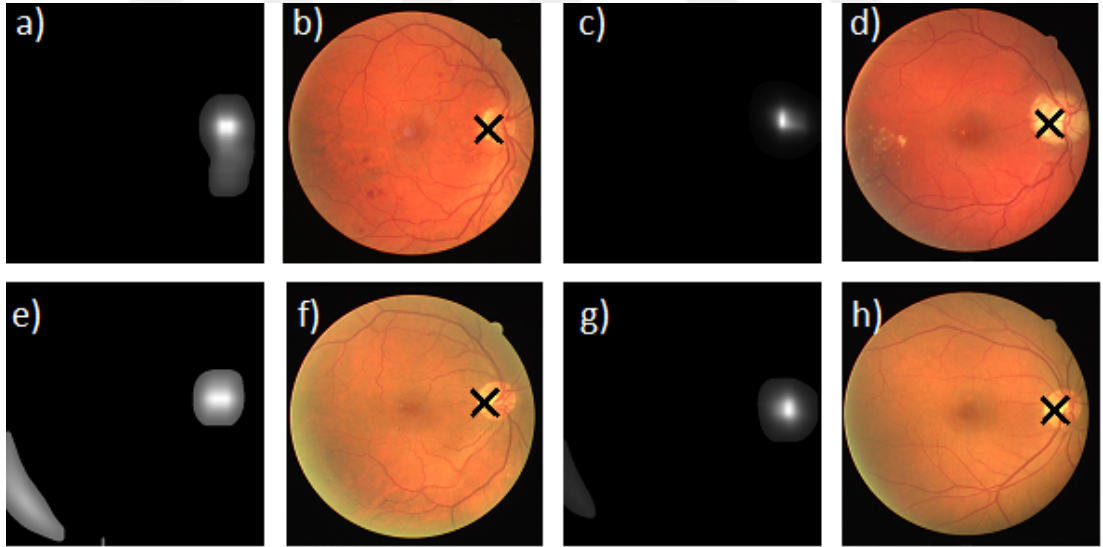
Hesaplama maliyetlerinin şablon eşleştirme yardımıyla büyük oranda azaltığı iddia edilse de aradaki fark belirleme formüllerinde bölgesel olarak fark alma işlemleri uzun sürmektedir. Yani 110x110'luk alınan bölge görüntü üzerinde gezdirilmektedir. Gezdirilme sırasında 7 farklı öznitelik çıkartma, çıkartılan öznitelikleri ile şablon öznitelikleri arasındaki fark işlemleri her bir görüntü için tekrar edildiğinde işlem maliyeti yükselmektedir.

Çizelge 4.8'de ilgili literatür bilgileri ve sistem ayarlamaları verilmiştir.

Çizelge 4.8. Şablon eşleştirme yönteminin literatürdeki çalışmalar ile karşılaştırılması

Yöntem	Tanım oranı (%)	Çalışma Süresi (saniye)	Sistem
(Rangayyan vd., 2010)	100.00	2294	Intel Core 2 Duo 2.5 GHz ve 1.96 GB RAM
(Zhu vd., 2010)	90.25	-	-
(Youssif vd., 2008)		210	Intel Core 2 Duo 1.7 GHz ve 512 Mb RAM
(Sekhar vd., 2008b)	94.40	-	-
Öne sürülen	100.00	24	Intel Core i5, 2.7 GHz ve 4 GB RAM

Şekil 4.11’de Bölüm 3.5.1’de adımları verilen yöntemden elde edilen sonuçları göstermektedir.



Şekil 4.11. Şablon eşleştirme ile OD tespiti: 14, 8, 17, 32 indeks numaralı görüntülerin ilişki katsayısı çıktısı sırasıyla a), c), e) ve g) ile b), d), f), h) sırasıyla bulunan OD bölgeler

4.6. Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Sonuçları

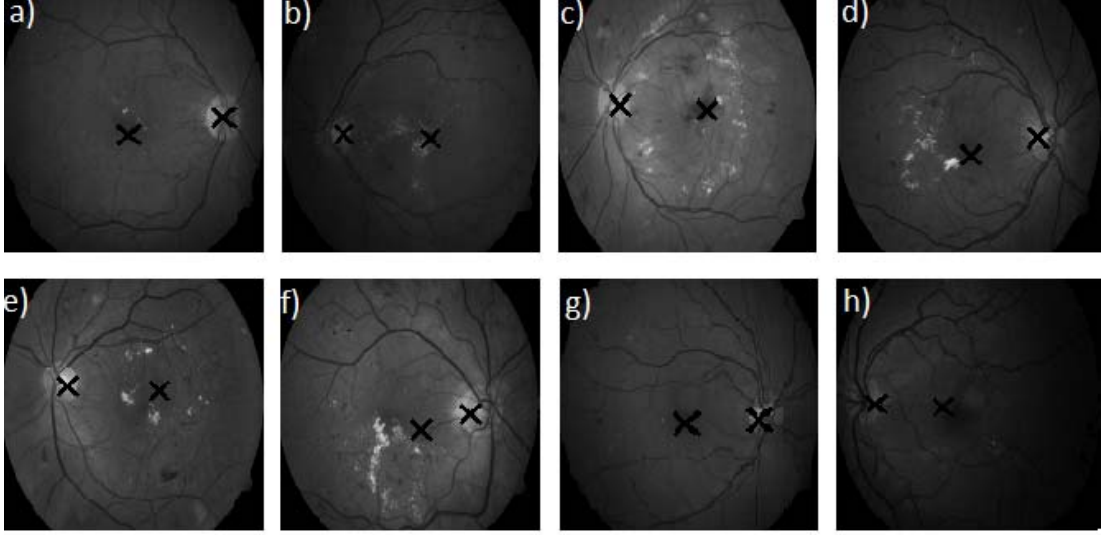
Bölüm 3.6’da bahsedilen yöntemin değerlendirilmesi bu bölümde gerçekleştirilmiştir. Fovea merkezi ve makula bölgesinin tespitinde OD tespiti

en önemli başlangıç adımıdır. OD merkezine göre foveayı içeren makula bölgesini içinde barındıran OD'li İB'nin tespiti önemlidir. Tüm görüntü üzerinde arama yapmak yerine fovea, makula ve OD arasındaki ilişkiyi kullanarak İB üzerinde arama yapmak önemlidir. Çizelge 4.9'da literatürde var olan makula bölgesi tespitine yönelik çalışmalar verilmiştir. Bu çalışmalarda OD tespiti gerekli midir, ortalama doğruluk oranları ve kullanılan veri seti noktasından karşılaştırılmıştır.

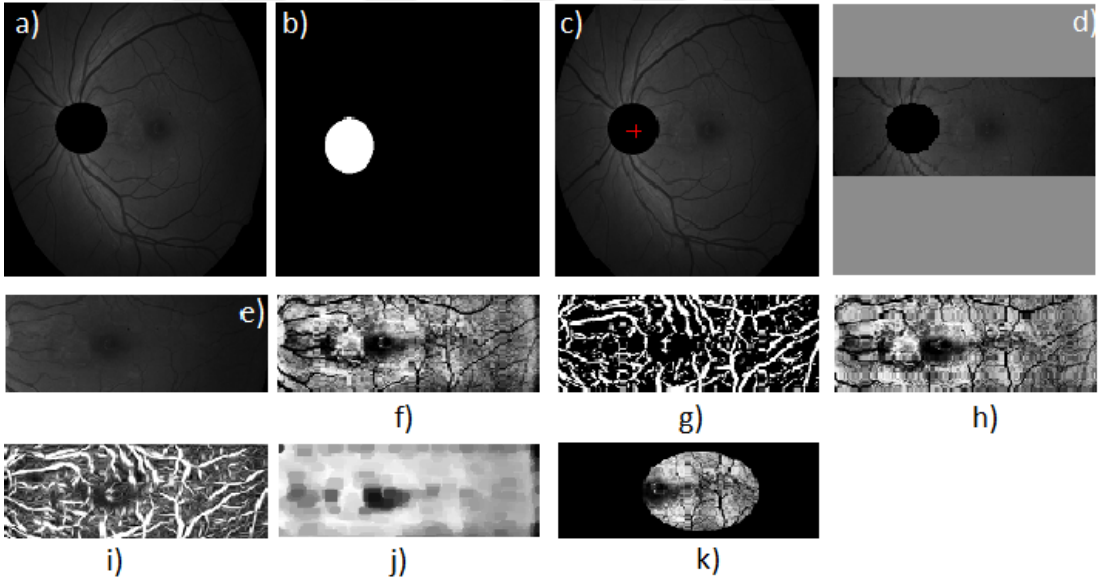
Çizelge 4.9. Makula bölgesi tespiti doğruluk oranları

Yöntem	Ortalama doğruluk (%)	Kullanılan veri seti
(Sinthanayothin vd., 1999),	80.4	Yerel
(Niemeijer vd., vd., 2007)	94.4	Yerel
(Singh vd., 2008)	96	Yerel, DRIVE, STARE
Öne sürülen	97	DIARETDB1

Şekil 4.12'de bazı ön işlemlerden geçirilmiş görüntüde ilk olarak OD bölgesi tespit edilmiştir. OD bölgesi bu yöntemin başarılı olmasının ön şartıdır, çünkü OD bölgesinin bulunan merkez koordinatları sayesinde fovea merkezinin hangi tarafta olduğu tahmin edilmiştir. Sonrasında bağlantı bileşen analizi ile OD bölgesinin en ve boy uzunluğu belirlenmiştir. Daha sonrasında en, boy ve bulunduğu taraf bilgileri kullanılarak ilgili İB elde edilmiştir. İlgili İB ile ayrıntılı adımlar EK E. Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Arayüzleri'de verilmiştir. Ekte özellikle bazı ön işlemlerden sonra çıkartılan kan damarlarında fovea bölgesinin olduğu bölgede kan damarının bulunmaması yöntemin en önemli noktasıdır.



Şekil 4.12. Fovea tespiti: a) 1, b) 4, c) 5, d) 14, e) 15, f) 19, g) 35, h) 38 indeks numaralı görüntülerin sırasıyla bulunan OD bölgeleri ve bulunan fovea merkezi



Şekil 4.13. Makula bölgesi tespiti adımları: a) OD'si kaldırılmış yeşil kanallı görüntü, b) Bağlantı bileşen analizi ile maskelenmiş OD, c) OD merkezi, d) OD genişlik ve yükseliği ölçüsünde İB, e) Fovea sağ taraf İB, f) Görüntü iyileştirme, g) Damar çıkartma, h) f ve g adımlarının birleşimi, i) Damarsal makula İB, j) Morfolojik kapatma işlemi, k) Sonuç makula bölgesi

Şekil 4.13'de Bölüm 3.6'da verilen algoritma adımları sırası ile elde edilen uygulama çıktıları verilmiştir. Şekil 4.13'de görüldüğü gibi İB'nin tespit edilmesi

önemlidir. Literatürdeki çalışmalar doğrultusunda en önem verilen nokta İB'nin elde edilmesidir. Bu bölgenin tespit edilmesi hatalı tespit oranını düşürmektedir. Bazı görüntülerde fovea bölgesi tam bir siyah görüntüye sahip olamamaktadır. Bu durumda ise OD merkezi ile fovea arasındaki mesafe önem kazanmaktadır.

Şekil 4.13 (a)'da DIARETDB1 veri setinden 40 indeks numaralı görüntünün yeşil kanalını göstermektedir. Şekil 4.13 (b)'de OD bölgesinin bağlantı bileşen analizi ile seçilmiş maskesini göstermektedir. Şekil 4.13 (c)'de OD merkezini göstermektedir. Şekil 4.13 (d)'de OD bölgesinin genişlik ve yüksekliğine göre aşağıdan ve yukarıdan belirlenmiş sınırlardaki kısımların alındığı İB gösterilmektedir. Şekil 4.13 (e)'de fovea bölgesinin hangi tarafta olduğu belirlenip, OD bölgesinin merkezinden fovea bölgesi tarafına doğru olan bölge alınmaktadır. Bu şekilde İB biraz daha küçültülmektedir. Aynı zamanda, bu durum makula bölgesinin ya da makula bölgesi içerisinde bulunan en karanlık koordinat olan fovea merkezinin tespitini kolaylaştırmaktadır. Şekil 4.13 (f-k) ise İB üzerinde uygulanan ön işlemler, damar çıkartımı, morfolojik işlemler ve sonuç makula bölgesinin daire içerisine alınma adımlarını göstermektedir.

4.7. DMÖ Tespiti Sonuçları

DMÖ'nün otomatik olarak derecelendirilmesi uluslararası kliniksel DMÖ hastalığı şiddet ölçeğine göre gerçekleştirilmiştir (Siddalingaswamy ve Prabhu, 2010). Makula bölgesi tespitinden sonra en önemli konu eksudalı piksellerinin tespitidir. Makula ve eksudalar tespit edildikten sonra, makula bölgesi analiz edilmiştir.

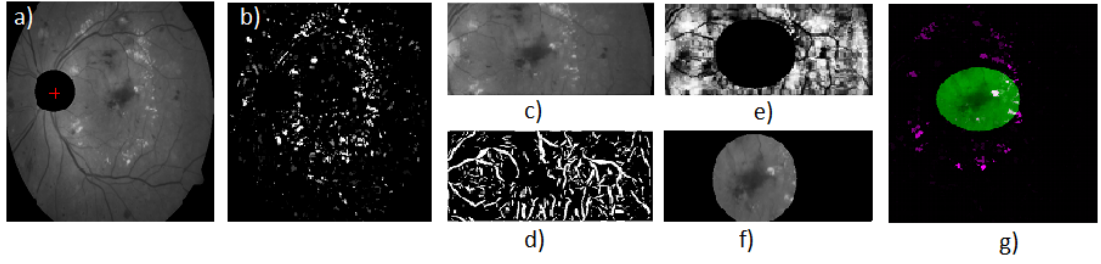
Makulada, eğer eksudalar yoksa o zaman herhangi bir işaret olmadığı için normal olarak sınıflandırılmıştır. Eğer eksudalar var ve makula bölgesinden 2 OD çapı dışında ise hastaya uygun tedavi ile eksudaların izlenmesi gerektiği ifade edilmelidir. Bu durum kliniksel öneme sahip olmayan makular ödem olarak sınıflandırılır. 2 OD çapı içerisinde eksudalar var ise kliniksel öneme sahip makular ödem olarak sınıflandırıp lazer ile mutlaka tedavi edilmesi

gerekmektedir. Belirtilen kurallara göre veri setindeki örnekler sınıflandırılmıştır. Çizelge 4.10'da DIARETDB1 veri setinde hangi sayılarda hangi DMÖ derecesine sahip kaç görüntü varsa ona göre sayılarını göstermektedir.

Çizelge 4.10. DIARETDB1 veri setindeki DMÖ değerlendirme sonuçları

Veri seti		Normal	1.aşama	2.aşama	Toplam
DIARETDB1	Normal	42	29	18	89

Şekil 4.14'te DIARETDB1 veri setinden 5 indeks numaralı görüntü kullanılmıştır. Şekil 4.14 (a)'da OD merkezi belirlenmiş görüntü gösterilmektedir. Bu görüntüde verilen OD çıkartılmış görüntü, yöntemin temelini oluşturması ve başarısını etkilemesinden dolayı verilmiştir. Şekil 4.14 (b) tüm görüntüde bulunan eksuda bölgelerini göstermektedir. Şekil 4.14 (c)'de fovea merkezi ve makula bölgesinin hangi tarafta olduğu tahmini yapılarak belirlenmiş olan bölgenin yeşil kanal görüntüsü gösterilmektedir. Şekil 4.14 (d)'de Şekil 4.14 (c)'deki görüntünün çıkartılan damarlarını ve makula bölgesini göstermektedir. Şekil 4.14 (d)'de verilen görüntü DMÖ tespit adımlarında önemli bir adımı oluşturmaktadır, çünkü bundan sonraki adımlar bu adımın başarısına bağlıdır. Bu adımdaki yanlışlık diğer geri kalan tüm adımları etkilemektedir. Şekil 4.14 (e)'de belirtilen işaretler doğrultusunda makula bölgesi kopartılmıştır. Şekil 4.14 (f)'de kopartılan makula bölgesinin yeşil kanallı hali verilmiştir. Son olarak da, Şekil 4.14 (g)'de makula bölgesi ve etrafındaki eksudalar açık bir şekilde gösterilmiştir. Şekil 4.14 (g)'de görüldüğü gibi eksudaların makula bölgesi ve etrafında yoğunlaşmasından dolayı, hastanın acilen tedaviye ihtiyacı bulunmaktadır. Bu görüntünün alındığı hastanın 2.aşama DMÖ olduğu söylenebilmektedir.



Şekil 4.14. DMÖ derecelendirme adımları: a) OD'si kaldırılmış yeşil kanallı görüntü, b) Eksudaları çıkartılmış görüntü, c) İB, d) Damar çıkartılmış hali, e) Makula İB, f) e maddesinin yeşil kanaldaki İB, g) Makula İB eksudaları ve komşularındaki eksudalar

Sonuç olarak, sistem öncesinde fovea merkezi, makula bölgesi ve eksudaları tespit edildi. Sonrasında sisteme giriş olarak verilen görüntünün normal mi, 1. aşama mı yoksa 2. aşama mı olduğunu karar verildi. Bunu karar verirken de makula bölgesi ve etrafındaki eksudaların varlığı temel alındı. DIARETDB1 veri seti kullanılarak gerçekleştirilen DMÖ karar destek sisteminin başarısı umut vericidir. Doğru bir şekilde makula bölgesinin bulunduğu tüm görüntülerde başarılı bir şekilde DMÖ derecelendirmesi gerçekleştirilmiştir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tezin bir bölümünde retinal görüntülerdeki gürültüler göz önünde bulundurularak gürültü kaldırma yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemi değerlendirebilmek için farklı veri setleri arasından en gürültülü olarak belirlenen DIARETDB0, DIARETDB1 veri setleri üzerinde daha çok deneysel çalışma yapılmıştır. Geliştirilen yöntem, ortalama olarak %97 gibi yüksek oranlar ile gürültü kaldırma işlemini gerçekleştirmiştir.

Tezin bir diğer bölümünde ise MODS adı verilen melez tabanlı bir yöntem sunulmuştur. Bu yöntem retinal görüntülerde OD tespitine yönelik bir çalışmayı içermektedir. MODS, retina yüzeyinde bulunan farklı lezyonlardan dolayı negatif olarak etkilenen OD bölge tespitini daha gürbüz şekilde tespit etmeye çalışmaktadır. Bu yöntemde yoğunluk tabanlı yöntem, parlaklık tabanlı yöntemle göre daha başarılı olmasına rağmen, parlaklık özneliklerinin kullanılması başarı oranını artırmaktadır. Mevcut aday bölgelerinden OD tespit edilemediğinde, muhtemel ODA bölgeleri istatistiksel yaklaşımla bulunmaya çalışılmıştır. Bu şekilde kademeli ve melez bir yöntem geliştirilmiştir. Deneysel çalışmalar göstermiştir ki ortalama 0.45 saniyede, bir retina görüntüsüne ait OD bölgesi tespit edilebilmektedir. DIARETDB0, DIARETDB1, DRIVE, SDUDIARET0 ve SDUDIARET1 veri setlerinde, ortalama %99.37 başarı oranı ile OD tespiti bulunulmuştur. İyi tanımlanmış veri setleri üzerinde OD tespitine yönelik başarı oranı artırılmıştır. Melez yöntem zor durumlarda dahi OD yerini bulmayı hemen hemen garantilemektedir. Daha kısa işlem süresinde sonuçlar elde edebilmek için literatürde var olan Watershed ve Hough dönüşümleri kullanılmamıştır.

Tezin bir başka bölümünde ise dalgacık tabanlı, alan tabanlı ve şablon eşleştirme OD tespiti yöntemleri geliştirilmiştir. Dalgacık tabanlı yöntemde DIARETDB0, DIARETDB1, DRIVE, SDUDIARET0 ve MESSIDOR veri setinin bir kısmı üzerinde deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ortalama olarak %95.70 başarı oranını ulaşılmıştır.

Alan tabanlı yöntemde ise DIARETDB0, DIARETDB1 ve MESSIDOR veri setinin bir kısmı üzerinde deneysel çalışma gerçekleştirilmiştir. Ortalama olarak %93.75 başarı oranına ulaşılmıştır.

Dalgacık tabanlı yöntem, alan tabanlı yöntemden daha gürbüz olduğu ifade edilebilir. Sadece doğruluk oranı açısından değil aynı zamanda eksudalı görüntüleri Daubechies db2 tipi 5. seviye sinyal ayrışımı gerçekleştirerek kaybetmesi ile daha başarılıdır.

Şablon eşleştirme yöntemi ile sadece DRIVE veri setinde deneysel çalışma gerçekleştirilmiştir. Diğer bahsedilen melez, dalgacık ve alan tabanlı OD yöntemlerine göre en başarısız olanıdır.

Tezin son kısmında ise fovea merkezi, makula bölgesi ve DMÖ tespitiye yönelik bir yaklaşım sunulmuştur. Makula bölgesi doğru bir şekilde belirlenen tüm görüntüler DMÖ sınıflandırması başarılı bir şekilde yapılmıştır. DIARETDB1 veri seti üzerindeki deneysel çalışmalar incelendiğinde çalışmaların ilerisi için daha gürbüz bir eksuda tespiti yöntemi ile farklı veri setleri üzerinde daha iyi başarıların alınması mümkündür.

KAYNAKLAR

- Abdel-Ghafar, R., Morris, T., Ritchings, T., Wood, I., 2004. Detection and characterisation of the optic disk in glaucoma and diabetic retinopathy. In Proceedings of Medical Image Understanding and Analysis.
- Agurto, C., Barriga, E.S., Murray, V., Nemeth, S., Crammer, R., Bauman, W., Zamora, G., Pattichis, M.S., Soliz, P., 2011. Automatic detection of diabetic retinopathy and age-related macular degeneration in digital fundus images. *Invest. Ophthalmol. Visual Sci.*, 52 (8), 5862–5871.
- Akram, M. U., Tariq, A., Khan, S. A., Javed, M. Y., 2014. Automated detection of exudates and macula for grading of diabetic macular edema. *Computer Methods and Programs In Biomedicine*, 114(2), 141-152.
- Aquino, A., Gegúndez-Arias, M. E., Marín, D., 2010. Detecting the optic disc boundary in digital fundus images using morphological, edge detection, and feature extraction techniques. *Medical Imaging, IEEE Trans. on*, 29(11), 1860-1869.
- Basit, A., 2011. Significance of human retinal optic disk localization in various retinal eye diseases. *Nucleus*, 48(2), 73-81.
- Basit, A., Egerton, S. J., 2013. Bio-medical imaging: localization of main structures in retinal fundus images. In *IOP Conference Series: Materials Sci. and Eng.*, 51(1), IOP Publishing.
- Budai, A., Aichert, A., Vymazal, B., Hornegger, J., Michelson, G., 2013. Optic disk localization using fast radial symmetry transform. In *Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2013 IEEE 26th Int. Symposium on*, 59-64. IEEE.
- Carmona, E. J., Rincón, M., García-Feijoó, J., Martínez-de-la-Casa, J. M., 2008. Identification of the optic nerve head with genetic algorithms. *Artificial Intelligence in Medicine*, 43(3), 243-259.
- Cheng, J., Liu, J., Wong, D. W. K., Yin, F., Cheung, C., Baskaran, M., Wong, T. Y., 2011. Automatic optic disc segmentation with peripapillary atrophy elimination. In *Eng. in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual Int. Conf. of the IEEE*, 6224-6227, IEEE.
- Christensen, M. B., Hardahl, C. B., Jakobsen, M. M., Ottesen, T. S., 2007. Automatic algorithm for segmentation, registration and fusion of digital fundus retinal images from patients suffering from diabetic retinopathy. Aalborg University, SEMCON.

- Ciulla, T. A., Amador, A. G., Zinman, B., 2003. Diabetic retinopathy and diabetic macular edema pathophysiology, screening, and novel therapies. *Diabetes Care*, 26(9), 2653-2664.
- Çetiner, H., Cetişli, B., Çetiner, İ., 2012. Gerçek Zamanlı Kimlik Numarası Tanıma. *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 16(2).
- Decenciere, E., Zhang, X., Cazuguel, G., Laÿ, B., Cochener, B., Trone, C., Charton, B., 2014. Feedback on a publicly distributed image database: the Messidor database. *Image Analysis and Stereology*, 231-234.
- Deepak, K. S., Sivaswamy, J., 2012. Automatic assessment of macular edema from color retinal images. *Medical Imaging, IEEE Tran. on*, 31(3), 766-776.
- Dehghani, A., Moghaddam, H. A., Moin, M. S., 2012. Optic disc localization in retinal images using histogram matching. *EURASIP J. on Image and Video Processing*, 2012(1), 1-11.
- Dupas, B., Walter, T., Erginay, A., Ordonez, R., Deb-Joardar, N., Gain, P., Klein, J.-C., Massin, P., 2010. Evaluation of automated fundus photograph analysis algorithms for detecting microaneurysms, haemorrhages and exudates, and of a computer-assisted diagnostic system for grading diabetic retinopathy. *Diabetes Metab.* 36 (3), 213–220.
- El-Shahawy, M. S., ElAntably, A., Fawzy, N., Samir, K., Hunter, M., Fahmy, A. S., 2011. Segmentation of diabetic macular edema in fluorescein angiograms. In *Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 2011 IEEE Int. Symposium on, 661-664, IEEE.
- Erginay, A., Chabouis, A., Viens-Bitker, C., Robert, N., Lecleire-Collet, A., Massin, P., 2008. OPHDIAT: quality-assurance programme plan and performance of the network. *Diabetes Metab.* 34 (3), 235–242.
- Fleming, A. D., Goatman, K. A., Philip, S., Olson, J. A., Sharp, P. F., 2006. Automatic detection of retinal anatomy to assist diabetic retinopathy screening. *Physics in Medicine and Biology*, 52(2), 331.
- Frith, P., 2008. *The eye in clinical practice*. John Wiley & Sons.
- Gagnon, L., Lalonde, M., Beaulieu, M., Boucher, M. C., 2001. Procedure to detect anatomical structures in optical fundus images. In *Medical Imaging 2001*, 1218-1225. Int. Society for Optics and Photonics.
- Giancardo, L., Meriaudeau, F., Karnowski, T. P., Li, Y., Garg, S., Tobin, K. W., Chaum, E., 2012. Exudate-based diabetic macular edema detection in fundus images using publicly available datasets. *Medical Image Analysis*, 16(1), 216-226.

- Godse, D. A., Bormane, D. D. S., 2013. Automated localization of optic disc in retinal Images. *Int. J. of Advanced Computer Sci. and Applications*, 4(2).
- Harangi, B., Antal, B., Hajdu, A., 2012. Automatic exudate detection with improved naïve-Bayes classifier. In: 2012 25th Int. Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), 1–4, IEEE.
- Hoover, A., Goldbaum, M., 2003. Locating the optic nerve in a retinal image using the fuzzy convergence of the blood vessels. *IEEE Trans. Medical Image*, 22 (8), 951-958.
- Kauppi, T., Kalesnykiene, V., Kamarainen, J. K., Lensu, L., Sorri, I., Uusitalo, H., Pietilä, J., 2006. DIARETDB0: evaluation database and methodology for diabetic retinopathy algorithms. Machine Vision and Pattern Recognition Research Group, Lappeenranta University of Technology, Finland.
- Kauppi, T., Kalesnykiene, V., Kamarainen, J. K., Lensu, L., Sorri, I., Raninen, A., Pietilä, J., 2007. The DIARETDB1 diabetic retinopathy database and evaluation protocol. In *BMVC*, 1-10.
- Köse, C., Şevik, U., Gençalioglu, O., 2008. Automatic segmentation of age-related macular degeneration in retinal fundus images. *Computers in Biology and Medicine*, 38(5), 611-619.
- Kumar, T. A., Priya, S., Paul, V., 2013. A novel approach to the detection of macula in human retinal imagery. *Int J. Signal Process Systems* 1(1):23–28.
- Lalonde, M., Beaulieu, M., Gagnon, L., 2001. Fast and robust optic disc detection using pyramidal decomposition and Hausdorff-based template matching. *Medical Imaging, IEEE Trans. on*, 20(11), 1193-1200.
- Li, H., Chutatape, O., 2001. Automatic location of optic disk in retinal images. In *Image Processing, 2001, Proceedings. 2001 Int. Conf. on*, 2, 837-840, IEEE.
- Li, H., Chutatape, O., 2003. A model-based approach for automated feature extraction in fundus images. In *Computer Vision, 2003. Proceedings. Ninth IEEE Int. Conf. on*, 394-399, IEEE.
- Li, H., Chutatape, O., 2004. Automated feature extraction in color retinal images by a model based approach. *Biomedical Eng., IEEE Trans. on*, 51(2), 246-254.
- Lim, S. T., Zaki, W. M. D. W., Hussain, A., Lim, S. L., Kusalavan, S., 2011. Automatic classification of diabetic macular edema in digital fundus images. In

Humanities, Science and Engineering (CHUSER), 2011 IEEE Colloquium on, 265-269, IEEE.

Mahfouz, A. E., Fahmy, A. S., 2010. Fast localization of the optic disc using projection of image features. *Image Processing, IEEE Trans. on*, 19(12), 3285-3289.

Malek, J., Ben Abdallah, M., Mansour, A., Tourki, R., 2012. Automated optic disc detection in retinal images by applying region-based active contour model in a variational level set formulation. In *Computer Vision in Remote Sensing (CVRS)*, 2012 Int. Conf. on, 39-44, IEEE.

Massin, P., Chabouis, A., Erginay, A., Viens-Bitker, C., Lecleire-Collet, A., Meas, T., Guillausseau, P.-J., Choupot, G., André, B., Denormandie, P., 2008. OPHDIAT: a telemedical network screening system for diabetic retinopathy in the Île-de-France. *Diabetes Metab.* 34 (3), 227-234.

Medhi, J. P., Dandapat, S., 2016. An effective fovea detection and automatic assessment of diabetic maculopathy in color fundus images. *Computers in Biology and Medicine*.

Mithun, N. C., Das, S., Fattah, S. A., 2014. Automated detection of optic disc and blood vessel in retinal image using morphological, edge detection and feature extraction technique. In *Computer and Information Technology (ICCIT)*, 2013 16th Int. Conf. on, 98-102, IEEE.

Mubbashar, M., Usman, A., Akram, M. U., 2011. Automated system for macula detection in digital retinal images. In *Information and Communication Technologies (ICICT)*, 2011 Int. Conf. on, 1-5, IEEE.

Narasimha-Iyer, H., Can, A., Roysam, B., Stewart, C. V., Tanenbaum, H. L., Majerovics, A., Singh, H., 2006. Robust detection and classification of longitudinal changes in color retinal fundus images for monitoring diabetic retinopathy. *Biomedical Eng., IEEE Trans. on*, 53(6), 1084-1098.

Niemeijer, M., Abramoff, M. D., Van Ginneken, B., 2007. Segmentation of the optic disc, macula and vascular arch in fundus photographs. *Medical Imaging, IEEE Trans. on*, 26(1), 116-127.

Niemeijer, M., Abramoff, M. D., Van Ginneken, B., 2009. Fast detection of the optic disc and fovea in color fundus photographs. *Medical Image Analysis*, 13(6), 859-870.

Ometto, G., Calivà, F., Al-Diri, B., Bek, T., Hunter, A., 2016. Automated detection of retinal landmarks for the identification of clinically relevant regions in fundus photography. In *SPIE Medical Imaging*, 978429-978429, Int. Society for Optics and Photonics.

- Park, M., Jin, J. S., Luo, S., 2006. Locating the optic disc in retinal images. In Computer Graphics, Imaging and Visualisation, 2006 Int. Conf. on, 141-145, IEEE.
- Pereira, C., Gonçalves, L., Ferreira, M., 2013. Optic disc detection in color fundus images using ant colony optimization. Medical & Biological Eng. & Computing, 51(3), 295-303.
- Radha, R., Lakshman, B., 2014. Identification of retinal image features using bitplane separation and mathematical morphology. In Computing and Communication Technologies (WCCCT), 2014 World Congress on, 120-123, IEEE.
- Rahim, S. S., Palade, V., Shuttleworth, J., Jayne, C., 2016. Automatic screening and classification of diabetic retinopathy and maculopathy using fuzzy image processing. Brain Informatics, 1-19.
- Rahman, R., Kabir, S. R., Quadir, A., 2016. Application of fuzzy inference and active contour model for detection of fovea and its center in a fundus image. Signal, Image and Video Processing, 10(2), 397-404.
- Rangayyan, R. M., Zhu, X., Ayres, F. J., Ells, A. L., 2010. Detection of the optic nerve head in fundus images of the retina with Gabor filters and phase portrait analysis. J. of Digital Imaging, 23(4), 438-453.
- Ravishankar, S., Jain, A., Mittal, A., 2009. Automated feature extraction for early detection of diabetic retinopathy in fundus images, IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition, 210-217.
- Reza, A. W., Eswaran, C., Hati, S., 2009. Automatic tracing of optic disc and exudates from color fundus images using fixed and variable thresholds. J. of Medical Systems, 33(1), 73-80.
- Rotaru, F., Bejinariu, S. I., Niță, C. D., Luca, R., Luca, M., Ignat, A., 2016. Optic disc recognition method for retinal images. In Soft Computing Applications 875-889, Springer Int. Publishing.
- Sagar, A. V., Balasubramanian, S., Chandrasekaran, V., 2007. Automatic detection of anatomical structures in digital fundus retinal images. In MVA, 483-486.
- Saleh, M. D., Eswaran, C., 2012. An efficient algorithm for retinal blood vessel segmentation using h-maxima transform and multilevel thresholding. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Eng., 15(5), 517-525.
- Saluja, K., 2014. Landmark detection in retinal fundus images. Master Sci., Department of Electrical and Instrumentation Eng., Thapar University.

- Sarathi, M. P., Dutta, M. K., Singh, A., Travieso, C. M., 2016. Blood vessel inpainting based technique for efficient localization and segmentation of optic disc in digital fundus images. *Biomedical Signal Processing and Control*, 25, 108-117.
- Sekhar, S., Al-Nuaimy, W., Nandi, A. K., 2008a. Automated localisation of retinal optic disk using Hough transform. In *Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 2008. ISBI 2008. 5th IEEE Int. Symposium on, 1577-1580.
- Sekhar, S., Al-Nuaimy, W., Nandi, A. K., 2008b. Automated localisation of optic disk and fovea in retinal fundus images. In *Signal Processing Conf.*, 2008 16th European, 1-5, IEEE.
- Siddalingaswamy, P. C., Prabhu, G. K., 2010. Automatic grading of diabetic maculopathy severity levels. In *Systems in Medicine and Biology (ICSMB)*, 2010 Int. Conf. on, 331-334, IEEE.
- Singh, J., Joshi, G. D., Sivaswamy, J., 2008. Appearance-based object detection in colour retinal images. In *Image Processing, 2008. ICIP 2008. 15th IEEE Int. Conf. on*, 1432-1435, IEEE.
- Sinthanayothin, C., Boyce, J. F., Cook, H.L, Williamson, T.H., 1999. Automated localization of the optic disc, fovea and retinal blood vessels from digital color fundus images. *Br J. Ophthalmol*, 83, 902-910.
- Sinthanayothin, C., Boyce, J. F., Williamson, T. H., Cook, H. L., Mensah, E., Lal, S., Usher, D., 2002. Automated detection of diabetic retinopathy on digital fundus images. *Diabetic Medicine*, 19(2), 105-112.
- Sopharak, A., New, K. T., Moe, Y. A., Dailey, M. N., Uyyanonvara, B., 2008a. Automatic exudate detection with a naive Bayes classifier. In *Int. Conf. on Embedded Systems and Intelligent Technology*, Bangkok, Thailand, 139-142.
- Sopharak, A., Uyyanonvara, B., Barman, S., Williamson, T. H., 2008b. Automatic detection of diabetic retinopathy exudates from non-dilated retinal images using mathematical morphology methods. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 32(8), 720-727.
- Solomon, C., Breckon, T., 2011. *Fundamentals of digital image processing: a practical approach with examples in Matlab*. John Wiley & Sons.
- Staal, J., Abràmoff, M. D., Niemeijer, M., Viergever, M. A., Van Ginneken, B., 2004. Ridge-based vessel segmentation in color images of the retina. *Medical Imaging, IEEE Trans. on*, 23(4), 501-509.
- Tariq, A., Akram, M. U., 2010. An automated system for colored retinal image background and noise segmentation. In *Industrial Electronics & Applications (ISIEA)*, 2010 IEEE Symposium on, 423-427.

- Teng, T., Lefley, M., Claremont, D., 2002. Progress towards automated diabetic ocular screening: a review of image analysis and intelligent systems for diabetic retinopathy. *Medical and Biological Eng. and Computing*, 40(1), 2-13.
- Tobin, K. W., Chaum, E., Govindasamy, V. P., Karnowski, T. P., 2007. Detection of anatomic structures in human retinal imagery. *Medical Imaging, IEEE Trans. on*, 26(12), 1729-1739.
- Yazid, H., Arof, H., Isa, H. M., 2012. Automated identification of exudates and optic disc based on inverse surface thresholding. *J. of Medical Systems*, 36(3), 1997-2004.
- Yin, F., Liu, J., Ong, S. H., Sun, Y., Wong, D. W., Tan, N. M., Wong, T. Y., 2011. Model-based optic nerve head segmentation on retinal fundus images. In *Eng. in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual Int. Conf. of the IEEE*, 2626-2629, IEEE.
- Youssif, A. A., Ghalwash, A. Z., Ghoneim, A. S., 2007. A comparative evaluation of preprocessing methods for automatic detection of retinal anatomy. In *Proceedings of the Fifth Int. Conf. on Informatics and Systems (INFOS 07)*.
- Youssif, A. A., Ghalwash, A. Z., Ghoneim, A. S., 2008. Optic disc detection from normalized digital fundus images by means of a vessels' direction matched filter. *Medical Imaging, IEEE Trans. on*, 27(1), 11-18.
- Yu, H., Barriga, E. S., Agurto, C., Echegaray, S., Pattichis, M. S., Bauman, W., Soliz, P., 2012. Fast localization and segmentation of optic disk in retinal images using directional matched filtering and level sets. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Trans. on*, 16(4), 644-657.
- Zhang, X., Thibault, G., Decenci re, E., Marcotegui, B., La y, B., Danno, R., Chabouis, A., 2014. Exudate detection in color retinal images for mass screening of diabetic retinopathy. *Medical Image Analysis*, 18(7), 1026-1043.
- Zhu, X., Rangayyan, R. M., Ells, A. L., 2010. Detection of the optic nerve head in fundus images of the retina using the Hough transform for circles. *J. of Digital Imaging*, 23(3), 332-341.
- Xiong, L., Li, H., 2016. An approach to locate optic disc in retinal images with pathological changes. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 47, 40-50.
- Welfer, D., Scharcanski, J., Kitamura, C. M., Dal Pizzol, M. M., Ludwig, L. W., Marinho, D. R., 2010. Segmentation of the optic disk in color eye fundus images using an adaptive morphological approach. *Computers in Biology and Medicine*, 40(2), 124-137.

Welfer, D., Scharcanski, J., Marinho, D. R., 2011. Fovea center detection based on the retina anatomy and mathematical morphology. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 104(3), 397-409.



EKLER

EK A. Arka Plan ve Gürültü Tespiti Arayüzleri

EK B. Yoğunluk ve Öznitelik Tabanlı OD Tespiti Arayüzleri

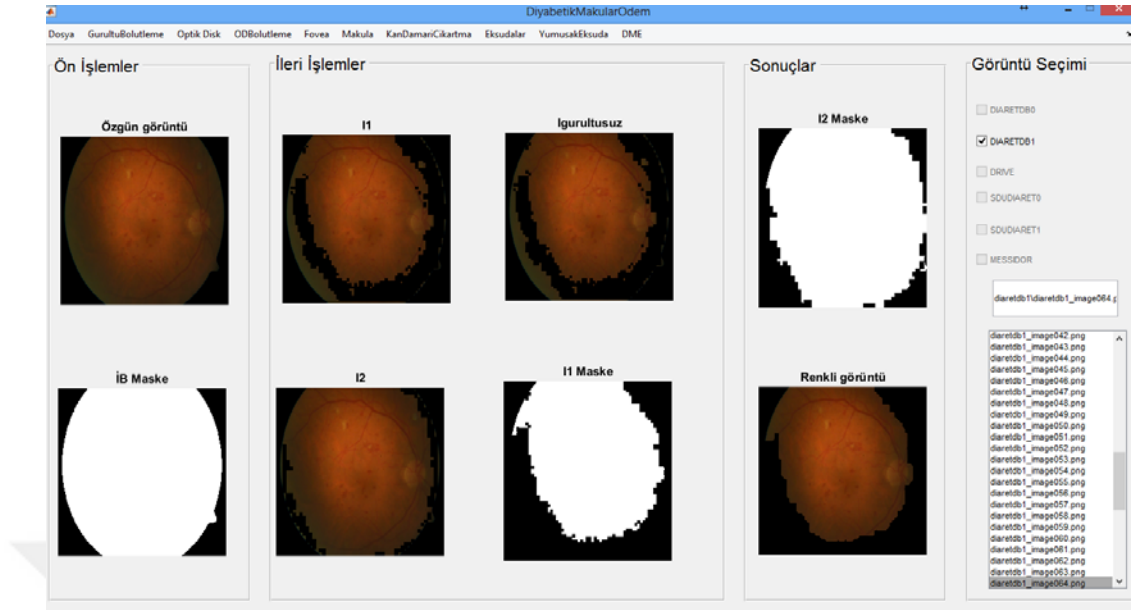
EK C. Dalgacık Tabanlı OD Tespiti Arayüzleri

EK D. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Kaldırma Arayüzleri

EK E. Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Arayüzleri

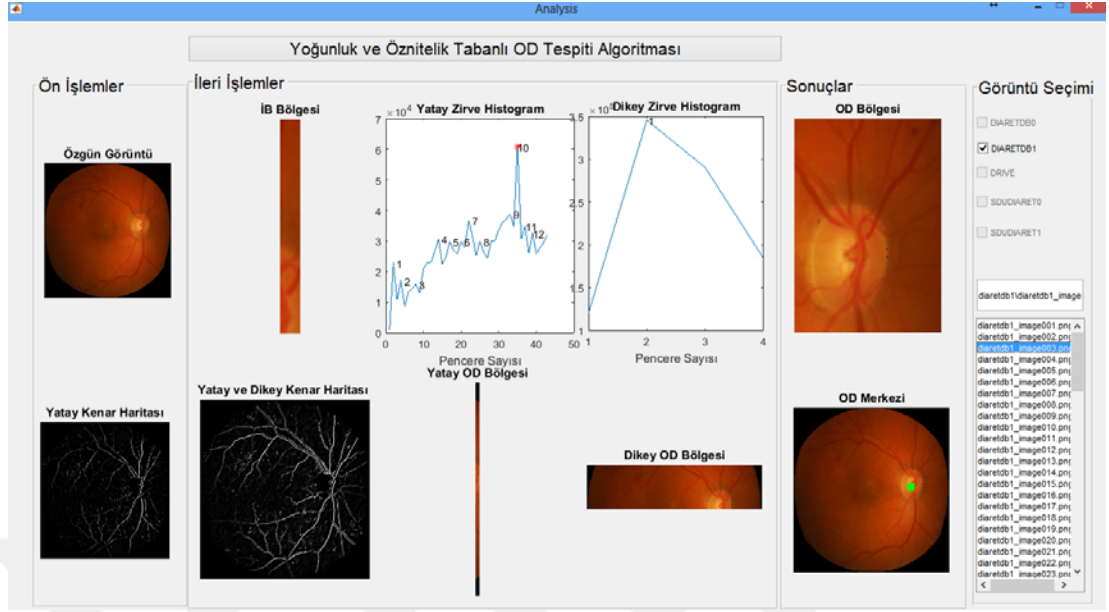


EK A. Arka Plan ve Gürültü Tespiti Arayüzleri

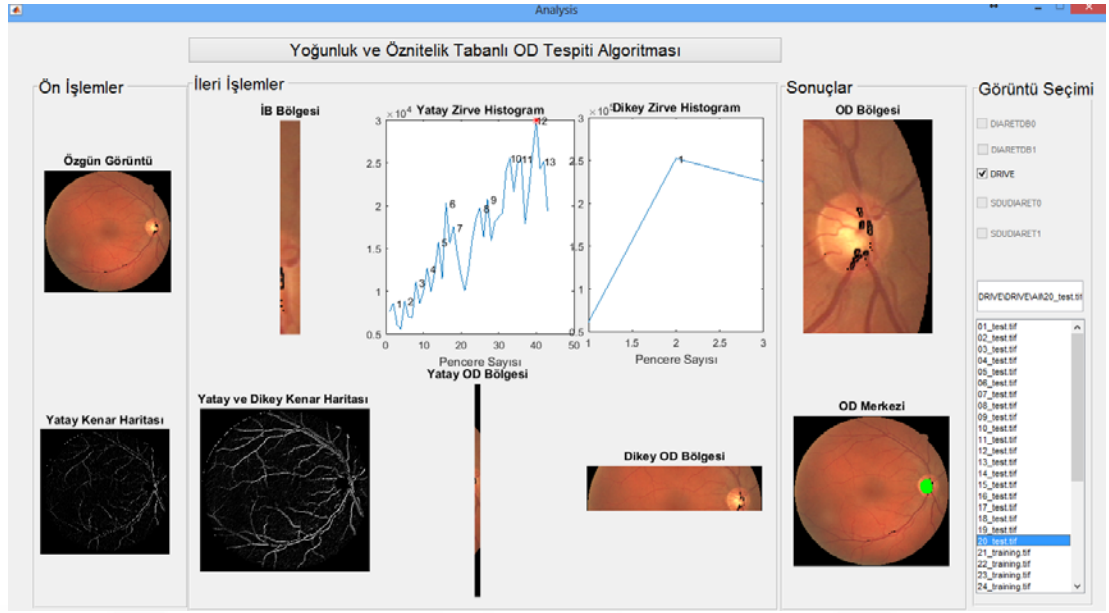


Şekil A.1. DIARETDB1 64 indeks numaralı görüntünün arka plan ve gürültü tespiti kullanıcı arayüzü

EK B. Yoğunluk ve Öznitelik Tabanlı Yöntem ile OD Tespiti Arayüzü

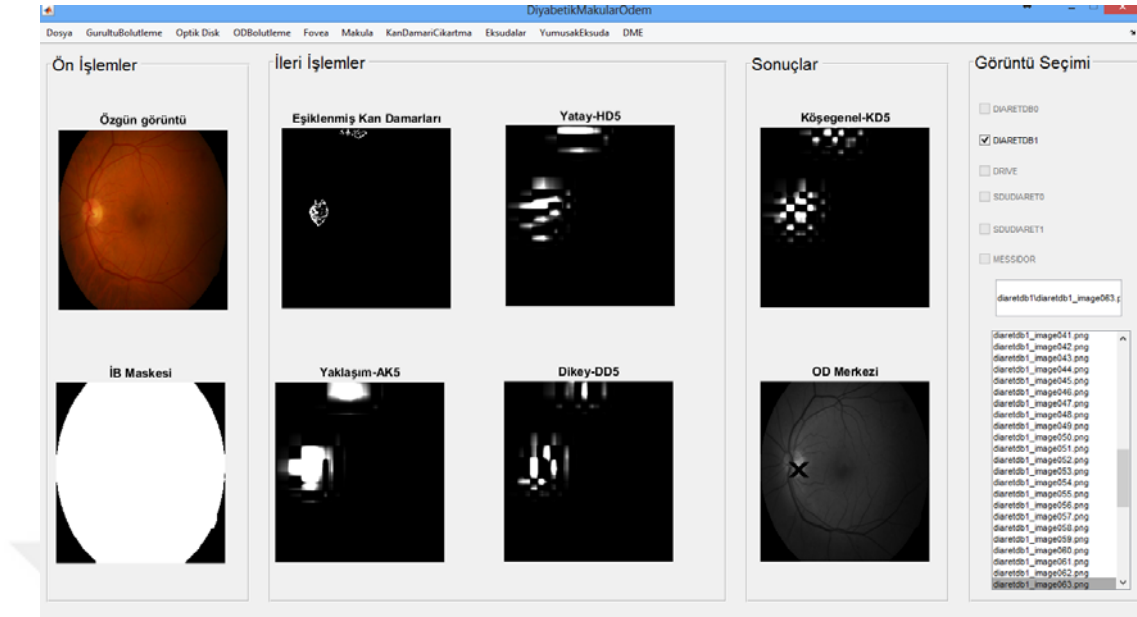


Şekil B.1. DIARETDB1 3 indeks numaralı görüntünün yoğunluk ve öznitelik tabanlı yöntem ile OD tespiti kullanıcı arayüzü

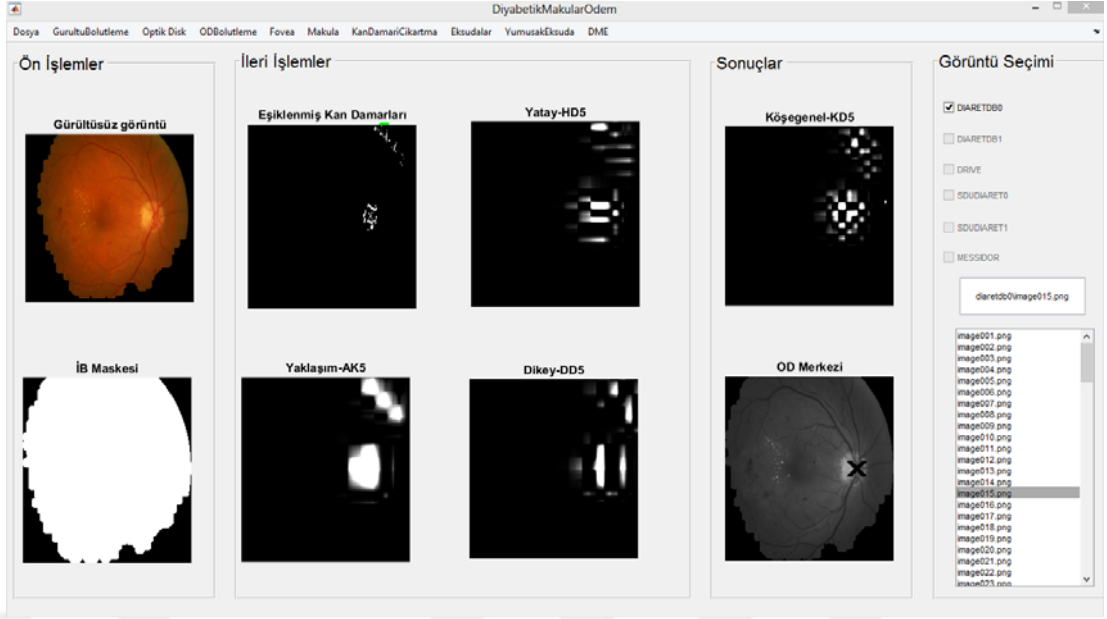


Şekil B.2. DRIVE 20 indeks numaralı görüntünün yoğunluk ve öznitelik tabanlı yöntem ile OD tespiti kullanıcı arayüzü

EK C. Dalgacık Tabanlı OD Tespiti Kullanıcı Arayüzü

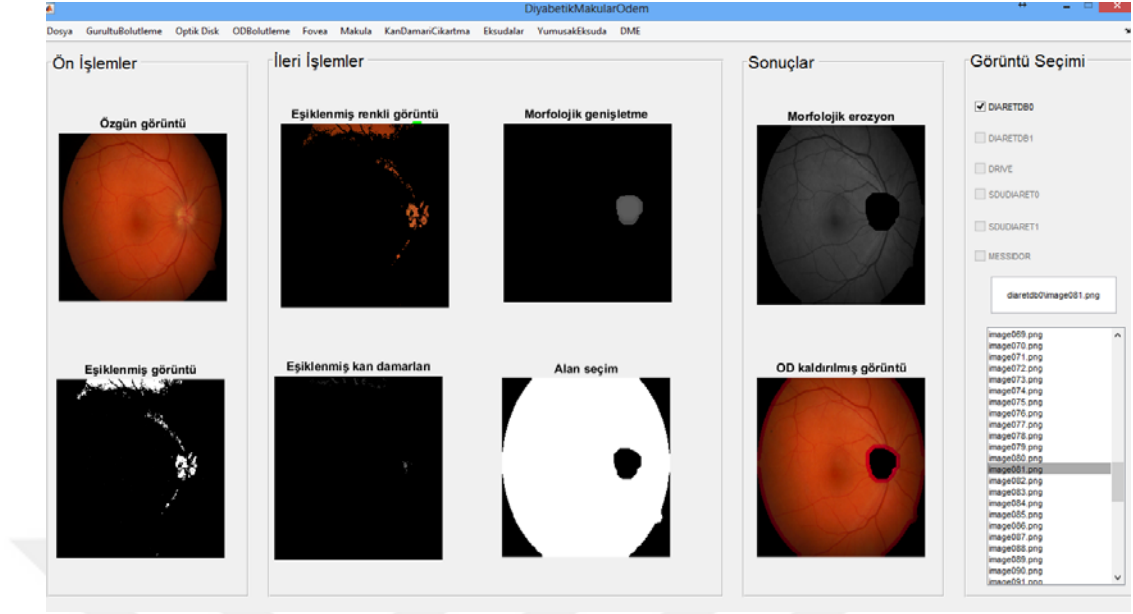


Şekil C.1. DIARETDB1 63 indeks numaralı görüntünün dalgacık tabanlı OD tespiti kullanıcı arayüzü

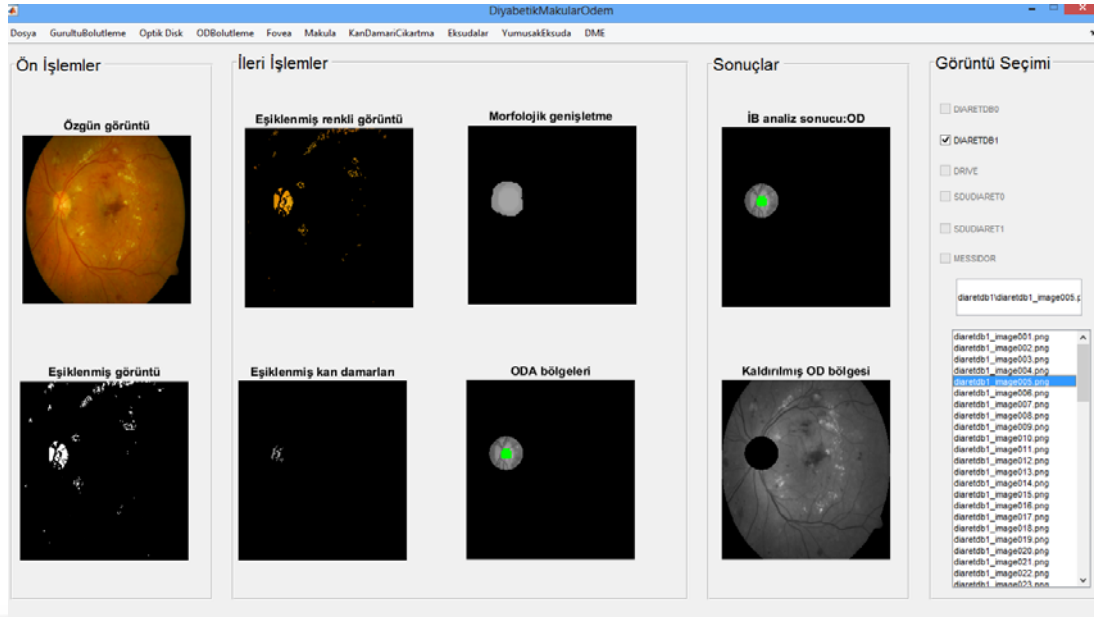


Şekil C.2. DIARETDB0 15 indeks numaralı görüntünün dalgacık tabanlı OD tespiti kullanıcı arayüzü

EK D. Alan Tabanlı Seçim İşlemi ile OD Kaldırma Arayüzleri

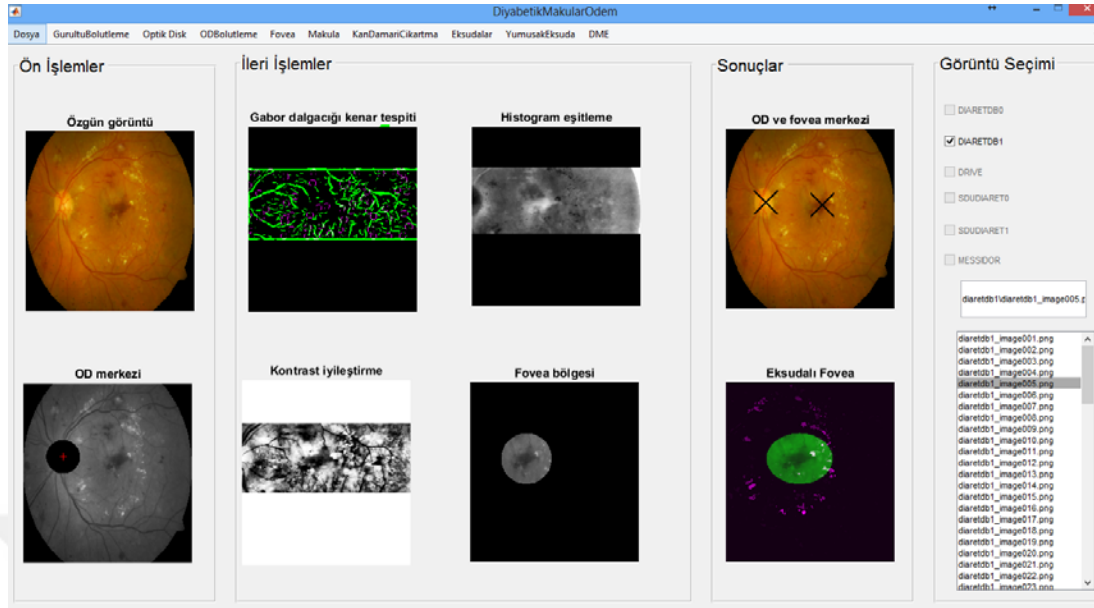


Şekil D.1. DIARETDB0 81 indeks numaralı görüntünün alan tabanlı seçim yöntemi ile OD kaldırma kullanıcı arayüzü



Şekil D.2. DIARETDB1 5 indeks numaralı görüntünün alan tabanlı seçim yöntemi ile kenar yoğunluklarına göre OD tespiti kullanıcı arayüzü

EK E. Fovea Merkezi ve Makula Bölgesi Tespiti Arayüzleri



Şekil E.1. DIARETDB1 5 indeks numaralı görüntünün OD, fovea merkezi belirleme ve makula bölgesi tespiti kullanıcı arayüzü

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Halit ÇETİNER
Doğum Yeri ve Yılı : Ağlasun, 1986
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : halitcetiner@sdu.edu.tr



Eğitim Durumu

Lise : Isparta Anadolu Lisesi, 2000-2004
Lisans : Selçuk Üniversitesi, Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi,
Bilgisayar Mühendisliği, 2005-2009
Yüksek Lisans : Selçuk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
Bilgisayar Mühendisliği, 2009-2012

Mesleki Deneyim

SDÜ Keçiborlu MYO	2009-2011
SDÜ Teknik Bilimler MYO	2009-2010
Düzce Üniversitesi	2011-2012
SDU Keçiborlu MYO	2012-..... (halen)

Yayınları

Çetiner, H., Çetiner, İ., 2016. Hibernate kalıcı katmanın gerçekleştirilmesi. Anka E-Dergi, 1(1).

Kuscu, O., Cetiner, H., Cetin, O., 2016. Development of a web interface for performing morphological operations on CUDA platform. Computer Applications in Engineering Education.

Cetiner, I., Var, A. A., Cetiner, H., 2016. Classification of knot defect types using Wavelets and KNN. Elektronika Ir Elektrotehnika.

Cetiner, I., Var, A. A., Cetiner, H., 2016. Classification of knot defect types using Wavelets and KNN. 20th Int. Conf. Electronics 2016.

- Çetiner, İ., Çetiner, H., 2016. Development of energy saving system based on microcontroller. 8th Int. Ege Energy Symposium & Exhibition, Afyonkarahisar.
- Çetiner, İ., Var, A. A., Çetiner, H., 2016. Ahşaptaki budak görüntülerinin yapay sinir ağları kullanılarak sınıflandırılması. EEB'2016, Tokat.
- Cetiner, H., Cetisli, B., 2015. Optical disc detection based on intensity and feature in the retinal images. In Signal Processing and Communications Applications Conf. (SIU), 2015 23th, 208-211, IEEE.
- Yildiz, UG., Sezik, M., Cetiner, H., Aydogan, T., 2015. Evaluation of fetal lung ultrasound images by digital texture analysis methods. J. of Clinical and Analytical Medicine.
- Yildiz, UG., Sezik, M., Cetiner, H., Aydogan, T., 2015. Fetal akciğer ultrasonografik görüntülerinin dijital doku çözümlemesi yöntemi ile değerlendirilmesi. 13. Ulusal Jinekoloji ve Obstetrik Kongresi, Antalya, 876-877.
- Yildiz, UG., Sezik, M., Cetiner, H., Aydogan, T., 2015. Evaluation of fetal lung with quantitative texture analysis before and after maternal corticosteroid treatment. 14th World Congress in Fetal Medicine, Crete, Greece.
- Cetiner, H., Cetisli, B., 2014. Optic disc detection using image processing techniques. In Signal Processing and Communications Applications Conf. (SIU), 2014 22nd, 1075-1078, IEEE.
- Cetiner, S., Var, A. A., Cetiner, H., 2014. Classification of knot defect types. In Signal Processing and Communications Applications Conf. (SIU), 2014 22nd, 1086-1089, IEEE.
- Cetiner, I., Var, A. A., Cetiner, H., 2014. Wood surface analysis with image processing techniques. In Signal Processing and Communications Applications Conf. (SIU), 2014 22nd, 393-396, IEEE.
- Çetiner, H., Kuşcu, Ö., Tatlı, M., 2014. Boyutu yüksek görüntülerin öznetelik dönüşüm yöntemiyle analizi. Akademik Bilişim'14, Mersin Üniversitesi.
- Cetiner, H., Cetisli, B., 2013. Real time recognition of identification cards of Turkish Republic with wavelet transforms. In Signal Processing and Communications Applications Conf. (SIU), 2013 21st, 1-4, IEEE.
- Çetiner, H., Kuşcu, Ö., Uysal, F., 2013. Kurumsal mobil haberleşme sistemi, Akademik Bilişim Konferansı 2013, Antalya.
- Çetiner, H., Kuşcu, Ö., 2013. Rakam tanıma için KNN ve LDA algoritmalarının Karşılaştırılması. Akademik Bilişim Konferansı 2013, Antalya.

Kuşcu, Ö., Çetiner, H., Gökmen, H. T., 2013. Tarihçe ve akademik kadro açısından Türkiye'de bilgisayar mühendisliği eğitimi. SDÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 17(1).

Kuşcu, Ö., Arık, H., Çetiner, H., 2013. Kurumsal talep yönetim sistemi : istemci uygulaması. Akademik Bilişim Konferansı 2013, Antalya

Kuşcu, Ö., Tatlı, M., Çetiner, H., 2013. E-İmza destekli lisansüstü öğrenci bilgi sistemi tasarımı. Akademik Bilişim Konferansı 2013, Antalya.

Kuşcu, Ö., Uysal, F., Çetiner, H., 2013. Kurumsal mobil haberleşme sistemi. Akademik Bilişim Konferansı 2013, Antalya.

Kuşcu, Ö., Çetiner, H., Gökmen, H., T., 2012. Tarihçe ve akademik kadro açısından Türkiye'de bilgisayar mühendisliği eğitimi. Geleceğin Mühendislik Eğitiminde Endüstri ile İşbirliği Sempozyumu, Isparta.

Cetiner, H., Cetişli, B., Cetiner, İ., 2012. Gerçek zamanlı kimlik numarası tanıma. Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 16(2).