



**RETİNA GÖRÜNTÜLERİNDE PİKSEL
TABANLI OPTİK DİSK TESPİTİ**

ASLIHAN MERVE YALÇINKAYA

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANA BİLİM DALI**

DOÇ. DR. MAHMUT HEKİM

**Temmuz - 2019
Her hakkı saklıdır**

T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RETİNA GÖRÜNTÜLERİNDE PİKSEL
TABANLI OPTİK DİSK TESPİTİ

ASLIHAN MERVE YALÇINKAYA

TOKAT

Temmuz - 2019

Her hakkı saklıdır

Aslıhan Merve YALÇINKAYA tarafından hazırlanan **“Retina görüntülerinde piksel tabanlı optik disk tespiti”** adlı tez çalışmasının savunma sınavı 11 TEMMUZ 2019 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen Jüri tarafından Oy Birliği ile Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman
Doç. Dr. Mahmut HEKİM

Üye
Dr. Öğr. Üyesi Cem EMEKSİZ
Gaziosmanpaşa Üniversitesi

Üye
Dr. Öğr. Üyesi Canan ORAL
Amasya Üniversitesi





Prof. Dr. Çetin ÇEKİÇ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

26---07/2019

TEZ BEYANI

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin içerdiği yenilik ve sonuçların başka bir yerden alınmadığını, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

ASLIHAN MERVE YALÇINKAYA

11 Temmuz 2019

Aslıhan

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RETİNA GÖRÜNTÜLERİNDE PİKSEL TABANLI OPTİK DİSK TESPİTİ

ASLIHAN MERVE YALÇINKAYA

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

(TEZ DANIŞMANI:DOÇ. DR. MAHMUT HEKİM)

Diyabet hastalığının bir komplikasyonu olan Diyabetik Retinopati (DR) yetişkinlerde en sık görülen körlük nedenlerinden biridir. Görme kaybını önlemek için DR hastalığının erken tespiti önemlidir. DR'nin erken tespitinin temel işlem adımlarından biri, optik disk (OD) bölgesinin saptanmasıdır, çünkü retinal görüntülerde parlaklık açısından lezyona benzer ve görüntüden çıkarılması gereken bir gürültü olarak kabul edilir. Bu nedenle, DR hastalığının belirtileri ve semptomları olan lezyonları tespit edebilmek için OD'nin belirlenmesi ve görüntüden çıkarılması gerekir. Bu çalışmada retina görüntülerinde OD'nin saptanması için morfolojik işlemlerle OD içindeki referans noktasını belirleyen, görüntüde filtreyi hareket ettirerek aralarında 45 derecelik açılarda 8 nokta tespit edip bu noktalarla referans noktasının çevresinde bir çember çizen yeni bir filtre önerilmiştir. Bu amaçla, RGB renk uzayındaki görüntünün yeşil kanalı gri seviyeye dönüştürülmüş ve görüntüdeki gürültüyü azaltmak için medyan filtre kullanılmıştır. Görüntünün karşıtlık ayarı yapılmış ve adaptifhistogram eşitleme metodu kullanılarak görüntü iyileştirilmiştir. Piksel-tabanlı OD tespitinde damarlar gürültü oluşturduğu için görüntüden çıkarılmıştır. Damarların bölütlenmesi için Gabor ve Top-hat dönüşümleri kullanılmıştır. İyileştirilen görüntü eşikleme kullanılarak ikili seviyeye dönüştürülmüştür. İkili görüntüye morfolojik işlemler uygulanarak OD içerisinde bir referans piksel (nokta) belirlenmiştir. Referans pikselden dışa doğru 45 derecelik açılarda 8 doğrusal piksel çizgileri oluşturulmuştur. Bu oluşturulan çizgilerin her pikseli ve referans piksel arasındaki fark, önceden belirlenen eşik değeri ile karşılaştırılmış; fark, eşik değere ulaştığında piksel işaretlenmiştir. Ardından işaretlenen bu noktalardan geçen bir çember çizilerek OD tespit edilmiştir. Sonuç olarak, uygulanan deneysel çalışmalar gösteriyor ki retina görüntülerinde OD'yi tespit etmek için tasarlanan piksel tabanlı filtrenin kabul edilebilir sonuçlara ulaşmıştır.

2019, 39 SAYFA

ANAHTAR KELİMELER:Optik disk tespiti, Piksel tabanlı filtre, Morfolojik işlemler, Adaptifhistogram eşitleme

ABSTRACT

MASTER THESIS

DETECTION OF PIXEL-BASED OPTICAL DISC IN RETINAL IMAGES

ASLIHAN MERVE YALÇINKAYA

**TOKAT GAZIOSMANPASA UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES**

DEPARTMENT OF ELECTRICAL ENGINEERING

(SUPERVISOR:ASSOC. PROF. DR. MAHMUT HEKİM)

Diabetic Retinopathy (DR), a complication of diabetes, is one of the most common causes of blindness in adults. Early detection of DR disease is important to prevent visual loss. One of the main processing steps of early detection of DR is the detection of optical disc (OD) since it is similar to the lesion in retinal images in terms of brightness and it can be accepted as a noise that should be eliminated from the image. Therefore, the optical disc must be determined and then ignored from the image to be able to detect the lesions that are signs and symptoms of DR disease. In this study, in order to detect OD in retinal images, we proposed a novel filter which determines a reference point within optic disc by using morphological processes, detects 8 points at 45-degree angles between them around this reference point by moving the filter in the image and draws the circle passing through these points. For this aim, the green channel of the image in the RGB color space was converted to gray level and median filter was used to reduce the noise in the image. The contrast of the image was then adjusted and the image was improved by using the adaptive histogram equalization method. In pixel-based (OD) detection, the veins were removed from the image since they are noises for the target aims. Gabor and Top-hat transformations were used for the segmentation of the veins. Then, the improved images were converted to a binary level by using thresholding. A reference pixel (point) in the OD was determined by applying morphological processes into the binary image. 8 linear pixel lines were created at 45-degree angles outward from the reference pixel. The difference between each pixel of these created lines and reference pixel was compared with pre-specified threshold value, when the difference exceeds to the threshold value the previous pixel was selected as a marker, then the OD was detected by drawing a circle passing through these marker pixels. As result, the implemented experiments show that our pixel-based filter designed in order to detect OD in retinal images reached to satisfactory results.

2019, 39PAGE

KEYWORDS:Optical disc detection, Pixel-based filter, Morphological operations, Adaptive histogram equalization

ÖNSÖZ

Yüksek lisans çalışmamın her aşamasında destek ve yardımlarını esirgemeyen, değerli fikirleriyle beni yönlendiren çok kıymetli danışmanım Sayın Doç. Dr. Mahmut HEKİM'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her aşamasında maddi ve manevi desteklerini her zaman arkamda hissettiğim babam Ahmet KARAKALKAN ve annem Saliha KARAKALKAN'a, tez çalışmalarım sırasında manevi desteğini biran olsun esirgemeyen eşim Osman Nuri Oğuz YALÇINKAYA'a teşekkürlerimi bir borç bilirim.

ASLIHAN MERVE YALÇINKAYA

11 Temmuz 2019

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR.....	vi
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER	2
2.1. Diyabetik Retinopati.....	2
2.2. Kaynak Taraması	4
2.2.1. Optik disk tespiti.....	4
2.2.2. Damar bölütleme.....	7
2.2.3. Diyabetik retinopati.....	8
3. MATERYAL ve YÖNTEMLER	12
3.1. Retina Görüntü Verisi	12
3.2. Görüntü İşleme Yöntemleri	12

3.2.1. RGB renk uzayı.....	12
3.2.2. Karşıtlık ayarlama	14
3.2.3. Histogram temelli görüntü iyileştirme	15
3.2.4. Medyan filtre	17
3.2.5. Morfolojik işlemler	17
3.2.6. Gabor dönüşümü	20
3.2.7. Top-hat dönüşümü.....	21
3.3. Piksel Tabanlı Optik Disk Tespiti Algoritması	22
4. BULGULAR ve TARTIŞMA	24
4.1. Renk Uzayı Seçimi	25
4.2. Medyan Filtreleme	25
4.3. Karşıtlık Ayarlama ve Adaptif Histogram Eşitleme	25
4.4. Damar Bölütleme ve Görüntüden Çıkarılması	26
4.5. Eşikleme ve Morfolojik İşlemler	29
4.6. Piksel Tabanlı Optik Disk Tespiti	31
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	35
6. KAYNAKLAR	36
7. ÖZGEÇMİŞ	39

SİMGELER ve KISALTMALAR

Simgeler	Açıklama
\oplus	Morfolojik yayma işlemi
\ominus	Morfolojik aşındırma işlemi
\circ	Morfolojik açma işlemi
\bullet	Morfolojik kapama işlemi

Kısaltmalar Açıklama

ABC	Yapay Arı Koloni (ArtificialBeeColony)
CHT	ÇemberselHough Dönüşümü (CircularHoughTransform)
DR	Diyabetik Retinopati
DRIVE	Dijital Retina Görüntü Veri Seti (DigitalRetinalImagesfor VesselExtraction)
EHT	Eliptik Hough Dönüşümü (EllipticalHoughTransform)
FCM	Bulanık-C ortalama (Fuzzy C-Means)
FFA	Ateşböceği Algoritması (FireflyAlgorithm)
GWT	Gabor Dalgacık Dönüşümü (GaborWaveletTransform)
IDF	Uluslararası Diyabet Federasyonu(International Diabetes Federation)
k-NN	K En Yakın Komşu (K NearestNeighbor)
NB	NavieBayes

OD	Optik Disk
PSO	Parçacık Sürü Optimizasyonu
RGB	Kırmızı (Red), Yeşil (Green), Mavi (Blue) Renk Uzayı
SVM	Destek Vektör Makinesi (Support Vector Machine)
PCA	Temel Bileşen Analizi (Principal Component Analysis)



ŞEKİL LİSTESİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1 Normal bir göz dibinin temel elemanları.....	2
Şekil 2.2 Lezyon örnekleri: mikro anevrizma, hemoraji, sert eksuda ve yumuşak eksuda	3
Şekil 3.1 RGB Renk uzayının koordinat düzleminde gösterimi.....	13
Şekil 3.2 Retina görüntüsünün R, G ve B kanal görüntüleri	14
Şekil 3.3 Retina görüntülerinde karşıtlık ayarı	14
Şekil 3.4 Retina görüntüsü histogramları	16
Şekil 3.5 Medyan filtre örneği	17
Şekil 3.6 Yayma işlemi örneği	18
Şekil 3.7 Aşındırma işlemi örneği	19
Şekil 3.8 Açma ve kapama işlemi örneği	20
Şekil 3.9 Gabor dönüşümü uygulanmış retina görüntüsü	21
Şekil 3.10 Top-hat dönüşümü uygulanmış retina görüntüsü	21
Şekil 3.11 OD'nin çevresinde 8 farklı nokta tespitine bir örnek	22
Şekil 3.12 Piksel tabanlı OD algoritması uygulanmış retina görüntüsü	23
Şekil 4.1 Retina görüntülerinde piksel tabanlı OD tespiti çalışma adımları.....	24
Şekil 4.2 RGB ve gri seviye renk uzayı retina görüntüleri.....	25
Şekil 4.3 Karşıtlık ayarı yapılmış retina görüntüsü örneği	26
Şekil 4.4 Adaptif histogramı eşitlenmiş retina görüntüsü örneği	26
Şekil 4.5 Gabor çekirdeği örneği ($\theta=0^\circ$).....	27
Şekil 4.6 Gabor dönüşümü ile elde edilen retina görüntüsü	28
Şekil 4.7 Top-hat dönüşümü ile elde edilen damar bölütleme	28
Şekil 4.8 Eşikleme yöntemi ile elde edilmiş retina görüntüsü.....	29
Şekil 4.9 Açma işlemi sonrasında elde edilen görüntü	30
Şekil 4.10 Kapama işlemi sonrasında elde edilen görüntü.	31
Şekil 4.11 Gürültü oluşturmuş noktalara örnek bir görüntü	32
Şekil 4.12 DRIVE veri seti test verisinden 6'ncı retina görüntüsü.....	33
Şekil 4.13 DRIVE veri seti eğitim verisinden 23'ncü retina görüntüsü	33
Şekil 4.14 DRIVE veri seti eğitim verisinden 34'üncü retina görüntüsü	34

ÇİZELGE LİSTESİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.2. Abed ve ark. (2016) yaptıkları çalışmanın sonuçları.....	5
Çizelge 2.3 Alshayji ve ark. (2017) çalışmalarının doğruluk oranları.....	6
Çizelge 2.4 Abdullah ve ark. (2018) çalışmalarının doğruluk oranları	6
Çizelge 2.5 Yavuz ve Köse'nin 2012 ve 2017 yıllarında damar bölütleme çalışmalarının sonuçları	8
Çizelge 2.6 Wan ve ark (2018) yaptıkları çalışmanın modellere göre doğruluk oranları	10
Çizelge 2.7 Kar ve Maity (2018) çalışmalarının doğruluk oranları.....	10
Çizelge 2.8 Adem ve ark. (2018) kullandıkları yöntemlere göre doğruluk oranları	11
Çizelge 4.1 OD tespiti için önerilen yöntem ve literatür karşılaştırılması.....	34

1. GİRİŞ

Diyabetik, dünya ve ülkemizde en sık görülen ve iyi kontrol altına alınmazsa hayati komplikasyonlara neden olan kronik bir hastalıktır (Satman ve ark., 2012). Diyabet, dünyadaki ölüm nedenleri arasında beşinci sırada yer almaktadır (Anonim, 2005).Ulusal Diyabet Federasyonu (IDF) tarafından açıklanan veriye göre dünyada 2011 yılında 366 milyon diyabet hastası olduğunu ve acil önlem alınmazsa bu sayı 2030 yılında 552 milyona yükseleceğini göstermektedir. Bu, her 10 saniyede yaklaşık 3 kişinin, her yılda ise yaklaşık 10 milyon kişinin diyabet olduğu anlamına gelmektedir (Anonim, 2011).

Diyabest hastalığı, retinopati, nöropati, mikroalbuminüri, ayakta ülser, proteinüri, kalp yetmezliği, diyaliz, akut kronersendrom, anjina, peifetalvasküler hastalık, inme ve amputasyon komplikasyonlarına neden olmaktadır. Türkiye verilerine göre geç komplikasyon dağılımlarının %50.6'sını Diyabetik Retinopati (DR) oluşturmaktadır (Satman ve ark., 2012).

Diyabetin bir komplikasyonu olan DR, yetişkinlerde görülen en yaygın körlük nedenlerinden biridir. DR'nin erken tespiti görme kaybını önlemesi açısından önemlidir. Ancak, dünyadaki göz doktorlarının sayısı diyabet hasta sayısına oranla yetersiz kalmakta ve hastaların düzenli takip edilmesini zorlaştırmaktadır (Sopharakve ark., 2013). Bu sebeple göz doktorlarının teşhisini kolaylaştıracak, zaman kaybını önleyecek ve DR hastalığını otomatik teşhis edecek yazılımlar yapılmaktadır. Bu yazılımlardaki temel işlem adımlarından birisi gürültü oluşturma sebebiyle optik diskin (OD)yerinin tespit edilmesidir.

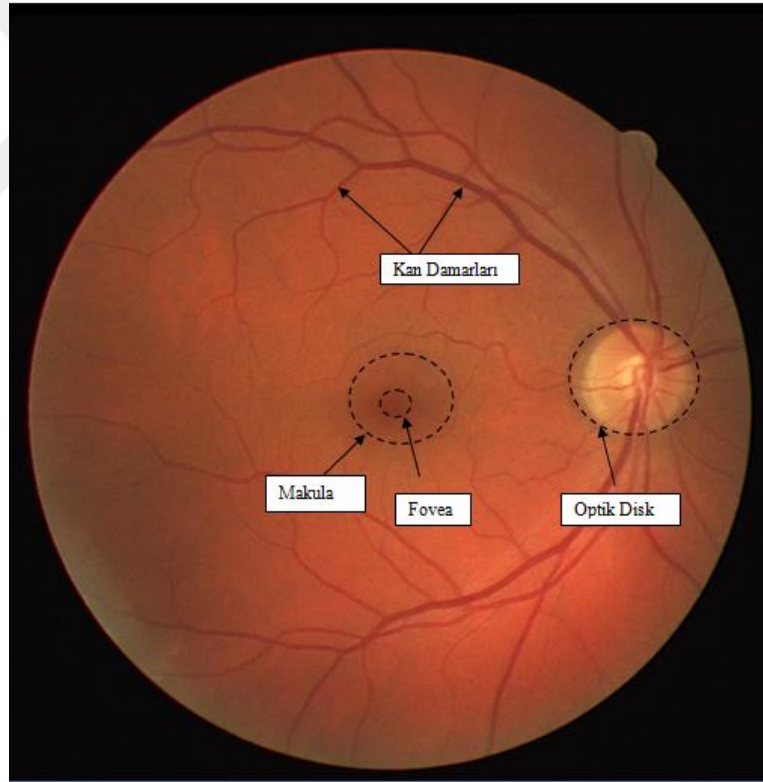
Bu tezde, DR tespitinin ön işlem adımlarından biri olan OD tespiti piksel-tabanlı yeni bir yaklaşımla gerçekleştirilmiştir. Tez 5 bölümden meydana gelmiş olup 1. Bölüm 'Giriş' bölümüdür. Çalışmanın ikinci bölümü 'Kuramsal Temeller' bölümüdür. Bu bölümde DR hastalığı hakkında genel bilgi verilmiş ve kaynak taraması aktarılmıştır. Üçüncü bölüm 'Materyal ve Yöntemler' bölümüdür. Bu bölümde kullanılan veri seti ve görüntü işleme teknikleri anlatılmıştır. Dördüncü bölüm 'Bulgular ve Tartışma' bölümüdür. Bu bölümde OD tespiti için gerçekleştirilen deneysel çalışma aktarılmış ve sonuçları değerlendirilmiştir. Beşinci 'Sonuç' bölümünde, çalışmadan elde edilen sonuçlara ve önerilere yer verilmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Diyabetik Retinopati

Retina üzerinde optik disk (OD), fovea/makula ve damarlar bulunduran göz küresini kaplayan ince yarı saydam bir zaradır. ODise bir milyardan fazla sinir lifin toplandığı ve optik sinirlerin retinaya bağlandığı parlak ve disk biçiminde çembersel bölgedir. Retinayı besleyen damarların birleştiği yerdir (Çetinkaya, 2011).

Göz dibi görüntüleri, göz retinasına ait biyomedikal görüntülerdir ve göz dibi retina görüntülerinden bazı göz hastalıklarının teşhisi yapılmaktadır. Göz retinasının yapısı Şekil 2.1'de görülmektedir.



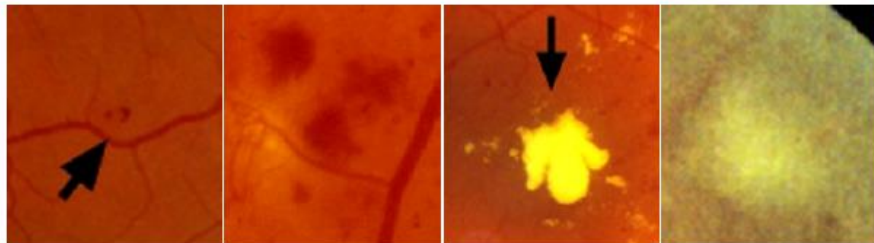
Şekil 2.1 Normal bir göz dibinin temel elemanları

Diyabet hastalığının bir komplikasyonu olan DR kan şekeri yükselmesi sonucunda retinada meydana gelen ve ilerleyen evrelerinde körlükle sonuçlanabilen bir hastalıktır (Satman ve ark., 2012). 2030 yılında dünyada 438 milyon insanın diyabet hastası olacağı tahmin edilmektedir ve 10 yıl ve daha fazla süreden beri diyabet hastası olanların %80'i DR'ye yakalanmaktadır (Poddar ve ark.,2011).

DR'ye neden olan lezyonlar içerisinde en belirgin olanı hemorajininyanı sıra DR'ye neden olan diğer lezyonlar mikro anevrizma, sert eksuda ve yumuşak eksudadır(İnan,2014).Çizelge 2.1'de DR'ye neden olan lezyonların özellikleri ve Şekil 2.2'de ise lezyon görüntü örnekleri gösterilmektedir.

Çizelge 2.1 DRLezyon Tipleri (Şirvan, 2010)

Lezyon tipi	Büüklüğü	Şekli	Rengi	Diğer özellikleri
Hemoraji	Küçük- büyük	Nokta, leke veya alev	Açık veya koyu kırmızı	Damarlara bitişik, eksuda etrafında veya izole olarak retina dokusunda görülür
Mikro anevrizma	Çok küçük	Yuvarlak	Koyu kırmızı	Küçük kırmızı noktalar, ayrık nesnelere olarak görülür.
Sert eksuda	Küçük – büyük	Düzensiz	Sarı	Keskin kenarlar, genellikle hemoraji ile birlikte görülür.
Yumuşak eksuda	Küçük- büyük	Oval	Beyazımsı	Bulanık kenarlar, sert eksudaya nazaran daha az hemoraji ile birlikte görülür.



Şekil2.2 Lezyon örnekleri: mikro anevrizma, hemoraji, sert eksuda ve yumuşak eksuda(Zhang ve Fan, 2006)

Hemoraji ve mikro anevrizmalar kandan oluştukları için birbirlerine oldukça benzemektedirler. Onları ayıran temel özellik büyüklükleri olmasıyla birlikte küçük hemorajiler ile mikro anevrizmalar ayırt edilemez. Sert ve yumuşak eksudalar ise komşularından daha parlak görünürler. Birbirlerinden şekil ve renk olarak ayırt edilebilirler (şirvan,2010).

Eksudalar RGB göz gibi görüntülerinde parlak olarak görünürken kan içeren hemoraji ve mikro anevrizmalar daha mat görünmektedir. Kan içeren lezyonlar en iyi kırmızı olmayan ışıktta görünürler. Bu sebeple yeşil kanal görüntülerinde hem eksudaların hem de hemoraji ve mikro anevrizmaların daha belirgin görünür (Hellstedt ve ark., 1996).

2.2. Kaynak Taraması

DR sınıflandırması ve ön işlem adımlarından olan OD tespiti ve damar bölütleme ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalardan incelenen kaynakların özetleri OD, damar bölütleme ve DR başlıkları altında toplanmıştır.

2.2.1. Optik disk tespiti

Sinthanayothin (1999) yaptığı çalışmada OD bölgesine eşdeğer bir pencere kullanılarak komşu pikseller arasındaki en yüksek ortalama değişim alanı tanımlayarak OD bölgesi tespit etmeye çalışmıştır. Çalışma DRIVE veri setinde %60 STARE veri setinde ise %50 başarı sağlamıştır.

Walter ve ark., (2002) yaptıkları çalışmadaDRIVE veri setini ve morfolojik teknikleri kullanmışlardır. Başarı oranı ise %80 dir.

Aquino ve ark. (2010), morfolojik işlemler, kenar algılama ve özellik çıkarma işlemleriyle OD'nin yerini bulmaya çalışmışlardır. Çalışmada MESSIDOR veri seti kullanılmıştır. Önerdikleri yöntemde çemberselHough dönüşümü (CHT) kullanarak %92'lik bir başarı sağlarken eliptik Hough dönüşümü (EHT) kullanarak %97'lik bir başarı sağlamışlardır.

Akhade ve ark. (2014), temel bileşen analizi (PCA), morfolojik işlemler ve CHT ile OD'nin yerini tespit etmişlerdir.

Reza ve Ahmad(2015) uluslararası bilgi ve teknoloji konferansında sundukları makalede çift taraflı (bilateral) filtre ve curve operatörü ile OD'nin yerini tespit etmeye çalışmışlardır. DiaRetDB1 veri setinde %94.38 başarı sağlarken STARE veri setinde %87.65 başarı sağlamışlardır.

Rahebi ve Hardalaç (2016) yaptıkları çalışmada ateş böceği algoritması kullanmışlardır. Çalışmada ki kullanılan veri setleri ve başarı oranları şöyledir: DiaRetDB1 – %94.38, STARE – %95 ve DRIVE – %100.

Abed ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada arka plan çıkarma tabanlı OD yöntemini 4 farklı veri setinde ve çeşitli sürü algoritmalarında kullanmışlar ve sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Sonuçlar Çizelge 2.2'de yer almaktadır.

Çizelge2.2. Abed ve ark. (2016) yaptıkları çalışmanın sonuçları

	DRIVE	DiaRetDB1	DMED	STARE
Yapay arı koloni (ABC) Algoritması	% 100	% 100	%98.22	%90
Parçacık sürü optimizasyonu (PSO) algoritması	% 100	%98.60	%98.08	%91.25
Yarasa Algoritması	% 100	%98.88	%97.93	%93.75
Guguk Kuşu Algoritması	% 100	%99.44	%98.22	%92.5
Ateş Böceği Algoritması (FFA)	% 100	% 100	%98.82	%95

Intaramance ve ark. (2016), yaptıkları çalışmada kan damarlarının kökenleri vasıtasıyla OD'nin yerini tespit etmişlerdir. Çalışmalarında DiaRetDB1 veri setini kullanmışlar ve %91.11 başarı oranı elde etmişlerdir.

Ramasubramanianve Selvaperumal(2016) uluslararası bir konferansta sundukları makalede OD ve makulanın yerini belirlemede çift-taraflı filtre ve morfolojik işlemler kullanmışlardır. Makula tespitinde %97.94 başarı elde ederken OD tespitinde %96.48'lik bir başarı sağlamışlardır.

Alshayji ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada kontrast ayarlama, medyan filtre, arka plan çıkarma gibi ön işlem adımlarını yapmışlar ve sonrasında yerçekimi yasasına dayalı kenar tespiti algoritmasını kullanmışlardır. Çalışma dört farklı veri seti üzerinde test edilmiştir. Çalışma doğruluk sonuçları Çizelge 2.3’de yer almaktadır.

Çizelge 2.3 Alshayji ve ark. (2017) çalışmalarının doğruluk oranları

Veri Setleri	Doğruluk Oranları
DRIVE	%100
DiaRetDB1	%97.75
DMED	%92.90
STARE	%95

Abdullah ve ark. (2018) çalışmalarında öncelikle gri skalaya geçmişler ve damar gibi karanlık görüntü unsurlarının uzaklaşması için çeşitli morfolojik işlemler gerçekleştirmişlerdir. OD tespiti için eşikleme değerini yarasa algoritması ile bulmuşlardır. Doğruluğu artırmak ve en iyi sonucu elde etmek için elips uyumluluk fitresi kullanmışlardır. Çalışmada kullandıkları veri setleri ve doğruluk oranları Çizelge 2.4’de verilmiştir.

Çizelge 2.4 Abdullah ve ark. (2018) çalışmalarının doğruluk oranları

Veri Seti	Doğruluk Oranı
DRIVE	%99.20
MESSIDOR	%99.91
STARE	%96.60
DRIONS-DB	%99.42
DiaRetDB1	%97.68
DiaRetDB0	%99.65

2.2.2. Damar bölütleme

Chaudhuri ve ark. (1989) damar bölütleme ile ilgili ilk önemli çalışmayı yapmışlardır. Bu çalışmada Gauss fonksiyonunu kullanarak 2 boyutlu uyumlu süzgeci önermişlerdir. 15° aralıklarla 12 farklı yönde uygulanmış ve elde edilen değerlerden maksimum olanı seçilmiştir. Otsu algoritması kullanarak damar bölütleme gerçekleştirilmiştir.

Hoover ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada 2 boyutlu uyumlu süzgecini kullanmışlar ve uygun eşik değerini bulabilmek için adaptifeşikleme yöntemini önermişlerdir. Adaptifeşikleme doğruluk oranını %75'den %90'lara çıkarmıştır. Jiang ve Mojan(2003) ise yerel adaptifeşikleme kullanarak bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Global eşikleme ile yapılan çalışmalara göre daha iyi sonuç elde edilmiştir. Staal ve ark. (2004), göz dibi görüntülerinden yeşil kanalın tepelerini (ridge) belirlemiş ve bölgesel olarak tepeleri gruplayarak konveks setler oluşturmuşlar ve sonrasında bu setleri birleştirerek damar bölütlenmeyi gerçekleştirmişlerdir. Sınıflandırıcı olarak ise k- en yakın komşu (k-NN) algoritmasını kullanmışlardır. Hoover ve ark. %92.75, Jiang ve ark. %90.09 ve Staal ve ark. %95.16 başarı oranı sağlamışlardır.

Soares ve ark. (2006) STARE ve DRIVE veri setleri üzerinde uyguladıkları çalışmalarında Gabor Dalgacık Dönüşümünü (GWT) uygulamışlar ve çıktılarını özellik olarak kullanmışlardır. Navie Bayes (NB) sınıflandırıcı tarafından 'damar' ve 'damar değil' şeklinde sınıflandırarak damar bölütlenmeyi gerçekleştirmişlerdir. STARE veri setinde %94.80 ve DRIVE veri setinde ise %94.66 başarı sağlamışlardır.

Yavuz ve Köse (2011) yaptıkları çalışmada kan damarlarının daha belirgin hale getirmek için sırasıyla Gabor filtresi ve Top-hat dönüşümü uygulamışlar ve daha sonra en yüksek yüzde (p-tile) yöntemi ile eşik değerini belirleyerek ikili görüntüye çevirmişlerdir. Bu çalışmada STARE veri setini kullanarak %92.9 başarı oranı elde etmişlerdir.

Yavuz ve Köse (2012) yaptıkları başka bir çalışmada ise Gabor ve uyumlu filtreyi STARE ve DRIVE veri seti üzerinde uygulamış ve daha sonra Top-hat dönüşümü yapmışlardır. Bulanık-C ortalama kümeleme (FCM) yöntemi ile siyah-beyaz damar görüntüsü elde etmişlerdir. Gabor süzgecinin uyumlu süzgeçten daha iyi sonuç verdiğini tespit etmişlerdir. Yavuz ve Köse (2017) yaptıkları diğer bir çalışmada Top-hat filtresi

ile birlikte Gabor, Frangi ve Gauss filtrelerini ayrı ayrı kullanmışlardır. Damar haritasını elde etmek için ise K-ortalama ve Bulanık-C ortalama (FCM) kullanarak yumuşak ve sert kümele yapmışlardır. Yaptıkları çalışmaların sonuçları Çizelge 2.5’de yer almaktadır.

Çizelge 2.5 Yavuz ve Köse’nin 2012ve 2017 yıllarında damar bölütleme çalışmalarının sonuçları

STARE Veri Seti		DRIVE Veri Seti	
Uyumlu + Top-hat + FCM	% 92.65	Uyumlu + Top-hat + FCM	%93.66
Gabor + Top-hat + FCM	% 95.18	Gabor + Top-hat + FCM	% 95.87
Gauss + Top-hat + FCM	% 94.16	Gauss + Top-hat + FCM	% 95.00
Frangi + Top-hat + FCM	% 95.71	Frangi + Top-hat + FCM	% 95.82
Gabor + Top-hat + K- ortalama	% 95.94	Gabor + Top-hat + K- ortalama	% 95.71
Gauss + Top-hat + K- ortalama	% 95.16	Gauss + Top-hat + K- ortalama	% 95.50
Frangi + Top-hat + K- ortalama	% 95.67	Frangi + Top-hat + K- ortalama	%95.83

Colomer ve ark. (2017) çalışmalarında kan damarlarının boyanması için seyrek temsilli ve sözlük öğrenme tekniklerinin kullanılmasını önermişlerdir. DRIVE ve STARE veri setlerinde farklı komşuluklar ve seyreklik değerleri kullanarak hem gri hem de RGB görüntülerde algoritmalarını test etmişlerdir. Kullanılan algoritmanın göz hastalıklarının gelecekteki tespiti ve sınıflandırması için faydalı olacak olan kan damarlarının çıkarılması için çok iyi performans gösterdiğini ortaya koymuşlardır.

2.2.3. Diyabetik retinopati

Winder ve ark. (2009) morfolojik işlemler ve uyumlu süzgeç kullanarak diyabetik retinopati (DR) hastalığını sınıflandırmışlardır. Bunu şu 5 adımda gerçekleştirmişlerdir:

- OD’nin yerini belirleme
- OD’nin çıkarımı
- Damarların çıkarımı

- Makula tespiti
- DR tespiti

Shivaram ve ark. (2009) sadece morfolojik işlemlerle hemoraji tespitinde %89.49 başarı sağlamışlardır.

Kande ve ark. (2010) morfolojik işlemler ve uyumlu süzgeç kullanarak gerçekleştirdikleri çalışmada STARE, DiaRetDB0 ve DiaRetDB1 veri setinde %100 başarı sağlamışlardır.

Sopharak ve ark. (2013) yılında yaptıkları çalışmada görüntü ön işleme adımlarının yanı sıra morfolojik işlemlerden sonra istatistiksel bilgilerden faydalanarak NB ile sınıflandırma yapmış ve %99.99 başarı sağlamışlardır.

Kleawsirikul ve ark. (2013) yılında Top-hat dönüşümü kullanarak %99.12 başarı sağlamışlardır.

Akram ve ark. (2014) istatistiksel özellik temelli çalışma yapmışlardır. Görüntü ön işleme adımlarından sonra çıkardıkları istatistiksel bilgilerden faydalanarak yaptıkları sınıflandırmada %98.12 başarı sağlamıştır.

Rosas ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada DR'ın erken evresinde teşhis için yardımcı bir metot önermişlerdir. Çalışmalarında bottom dönüşümü, random dönüşüm ve temel bileşen analizi (PCA) kullanmışlardır. DiaRetDB1 Veri setinde %92.19 başarı sağlamışlardır.

Raja ve Vasuki(2015) Gabor dönüşümü ve destek vektör makinesi (SVM) temellisınıflayıcısı ile yaptıkları çalışmada %94.76 başarı sağlamışlardır.

Prentasic ve Loncaric(2016) yaptıkları çalışmada Hough dönüşümü, vesselness süzgeç ve derin konvulasyonel sinir ağları ile DR tespit etmişlerdir. Çalışmanın duyarlılığı ise 0.78'dir.

Chauhan ve ark. (2016)spinalalçak geçiren filtre, Gabor filtre ve çeşitli morfolojik işlemlerle DR hastalığını sınıflandırmışlardır.

Wan ve ark. (2018) konvolüsyonel sinir ağlarını kullanarak göz dibi görüntülerini otomatik olarak sınıflandırmaya çalışmışlardır. Çalışmalarında kaggle web sitesinden aldıkları veri setlerini kullanmışlardır. Veri setlerinde 5 farklı sınıf bulunmaktadır. Kullandıkları konvolüsyonel sinir ağları modelleri ve doğruluk oranları Çizelge 2.6’da verilmiştir.

Çizelge 2.6 Wan ve ark (2018) yaptıkları çalışmanın modellere göre doğruluk oranları

Model	Doğruluk Oranı
AlexNet	%89.75
VggNet-s	%95.68
VggNet-16	%93.17
VggNet-19	%93.73
GoogleNet	%93.36
ResNet	%90.40

Kar ve Maity (2018) çalışmalarında 5 farklı veri seti kullanmışlardır. OD ve damarlar görüntüden çıkarıldıktan sonra *curvelet* tabanlı kenar tespiti ve kontrast ayarı yapmışlardır. Bu ön işlemlerden sonra Gauss ile Laplas filtreleri kullanmışlar ve DR lezyonlarını tespit etmişlerdir. Çalışmanın veri setlerine göre doğruluk tespiti Çizelge 2.7’de yer verilmiştir.

Çizelge 2.7 Kar ve Maity (2018) çalışmalarının doğruluk oranları

Veri Seti	Doğruluk Oranı
DRIVE	%96.18
STARE	%97.98
DIARETDB1	%96.51
MESSIDOR	%98.22
ROCh	%96.88

Adem ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada veri setini Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Oftalmoloji Anabilim Dalından aldıkları 100 hastanın retina görüntüleri ile oluşturmuşlardır. Çalışmada CHT ile OD'yi tespit etmiş, Gabor ve Top-hat filtreleri ile damarları bölütlemişlerdir. Eşikleme değerini ateş böceği algoritması (FFA) ve PSO algoritması ile belirlemişlerdir. Sınıflandırıcı olarak ise SVM ve doğrusal regresyon kullanmışlardır. Yaptıkları çalışmada kullandıkları veri setlerine göre doğruluk oranları Çizelge 2.8'de gösterilmektedir.

Çizelge 2.8 Adem ve ark. (2018) kullandıkları yöntemlere göre doğruluk oranları

Metot	Doğruluk Oranı
Gabor + Top-hat + FFA + Doğrusal Regresyon	%89
Gabor + Top-hat + FFA + SVM	%89.7
Gabor + Top-hat + PSO + Doğrusal Regresyon	%93
Gabor + Top-hat + PSO + SVM	%94.1

3. MATERYAL ve YÖNTEMLER

3.1. Retina Görüntü Verisi

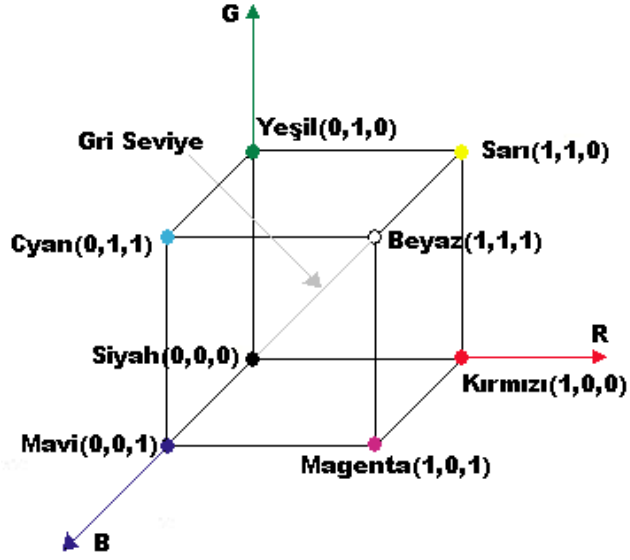
Bu çalışmada görüntü materyali olarak internet üzerinde halka açık olarak sunulan DRIVE retina veri setinden alınan 40 adet görüntü kullanılmıştır. DRIVE veri seti Hollanda'daki bir DR görüntüleme programından alınmış 25-90 yaş aralığındaki 400 adet diyabet hastasının verilerini kapsamaktadır. Çalışmada kullanılan 40 adet görüntü bu veri setinden rastgele seçilmiştir. Her bir görüntü jpeg formatındadır ve 45 derecelik görüntü alanı (FOV) ile Canon CR5 non-mydratic 3CCD kamera kullanılarak çekilmiştir. Görüntülerin çözünürlüğü ise 565x584'dir (Staal ve ark., 2004; anonim, 2004)

3.2. Görüntü İşleme Yöntemleri

Sayısal görüntü kamera, fotoğraf makinesi gibi araçlar yardımıyla alınan analog görüntünün sonlu sütun ve satırdan oluşacak şekilde örneklenmesi sonucunda elde edilir. Sayısal görüntünün her bir birleşenine ise piksel denir. Piksel değerleri negatif olmazlar. Sayısal görüntülerin analizlerine ise sayısal görüntü işleme denir. Bu bölümde sayısal görüntü işlemenin temel adımlarından olan renk uzayı, karşıtlık, adaptif histogram eşitleme, morfolojik işlemler ve çeşitli filtreler anlatılacaktır.

3.2.1. RGB renk uzayı

RGB renk uzayı Kartezyen koordinat sistemine dayanır. RGB kırmızı (Red), yeşil (Green) ve mavi (Blue) renklerden oluşur yani RGB renk uzayında her renk kırmızı, yeşil ve mavi renk birleşenleri şeklinde görünmektedir (Gonzalez ve Woods, 2008). RGB renk uzayı küpün içine renklerin yerleştirilmesi ile elde edilmektedir. Şekil 3.1'de renklerin bir küpün x, y, z koordinat düzlemine yerleştirilmesi gösterilmektedir.



Şekil 3.1 RGB Renk uzayının koordinat düzleminde gösterimi (Yılmaz, 2007)

Şekil 3.1’de görüldüğü gibi, her ana rengin küpün koordinat noktasında 1 değerini alacak şekilde yerleştirilmiştir ve (1,1,1) noktası beyaza, (0,0,0) noktası siyaha karşılık gelirken köşegen her renk değerinden eşit miktarda içerdiği için gri seviyeye karşılık gelmektedir (Yılmaz, 2007).

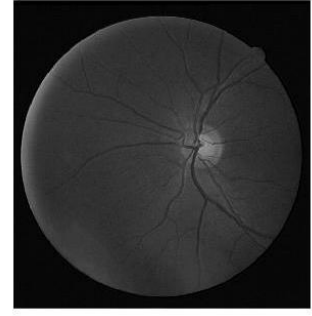
Kan içeren lezyonlar en iyi kırmızı olmayan ışıktaki görünürler. Bu sebeple RGB’nin yeşil kanalında hem eksudalar hem de hemoraji ve mikro anevrizmalar daha belirgin görünürler. (Hellstedt ve ark., 1996). Walter ve ark. (2002)da yaptıkları çalışmada, RGB renkli görüntülerinin yeşil kanalında eksudaların çok daha belirgin olarak gözüktüğünü ifade etmişlerdir. Şekil 3.2’de çalışmadan alınan örnek bir retina görüntüsünün R, G ve B kanallarına ayrılmış halleri görülmektedir.



(a) Kırmızı kanal



(b) Yeşil kanal

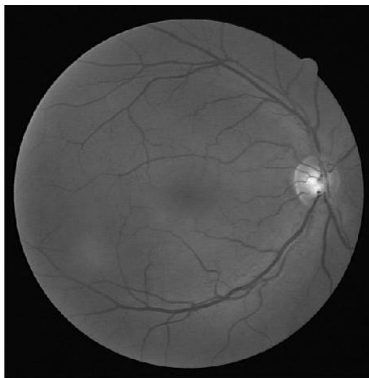


(c) Mavi kanal

Şekil 3.2 Retina görüntüsünün R, G ve B kanal görüntüleri

3.2.2. Karşıtlık ayarlama

Yetersiz aydınlatma, görüntüleme sensörünün aralığının yetersizliği gibi nedenlerden dolayı karşıtlık aralığı düşük ve net olmayan görüntüler elde edilebilir. Karşıtlık ayarlama, görüntüdeki tüm piksellerin karşıtlık aralığının genişletilmesi işlemidir. Karşıtlığı kötü gri bir görüntüde 0-255 aralığında hiç kullanılmayan bazı değerler vardır, örneğin piksel değerleri 25-200 arasında olan bir görüntüde 0-24 arası ve 201-255 arası değerler kullanılmamaktadır. Karşıtlık ayarı yapıldığında bu görüntünün piksel aralığı 0-255 arasına çekilmiş olur. Şekil 3.3'te karşıtlık ayarı yapılmış retina görüntüsü gösterilmiştir.



(a) Gri seviye görüntü



(b) Karşıtlık ayarı yapılmış görüntü

Şekil 3.3 Retina görüntülerinde karşıtlık ayarı

3.2.3. Histogram temelli görüntü iyileştirme

Görüntü içerisindeki her bir pikseli analiz ederek bir renk değerinden ne kadar bulunduğunu ve görüntünün parlaklık yoğunluğunu koordinat düzlemi üzerinde gösteren grafik sistemine histogram denir. Bir görüntünün histogramı alınabilmesi için o görüntünün gri seviyede olması gereklidir. Gri seviye bir görüntünün piksel değer aralığı 0 – 255 arasındadır. Gri seviye bir görüntünün histogram analizinde değerler 0'a yakın yerde toplanmışsa görüntü koyu renklidir, 255'e yakın ise görüntü açık renklidir. Değerler belirli bir aralıkta toplanmışsa karşıtlığı düşük, 0 – 255 arasında dağıtmışsa karşıtlığı yüksektir. Karşıtlığı düşük olan görüntülerde iyileştirme yapmak için histogram üzerinde bazı değişiklikler yapılmalıdır. Bu değişikliklerden birisi histogram eşitleme diğeri ise adaptif histogram eşitlemedir (Gonzalez ve Woods, 2008).

Histogram eşitleme

Histogram eşitleme yöntemi gri seviye görüntülerde piksel değerlerinin aralığını tekrar düzenleyen bir yöntemdir. Histogramı oluşturulan piksel değerlerinin alabileceği en büyük ton değeri $L-1$ ile gösterilsin. Görüntüdeki piksel değerleri ise r ton değeri olsun. r 'nin alabileceği değer Eşitlik 3.1'de, histogram denklemi ise 3.2'de gösterilmiştir.

$$0 \leq r \leq L - 1 \quad (3.1)$$

$$p(r_k) = \frac{n_k}{MN} \quad (3.2)$$

n_k : Parlaklığı k olan piksel sayısı

MN : Toplam piksel sayısı

r_k : Parlaklığı k olan pikselin görüntüde bulunma oranı

Eşitlik 3.3 kullanılarak r_k değerine sahip her bir pikselin çıkış görüntüsündeki s_k değerine eşitlenmesiyle histogram eşitlemesi gerçekleştirilir.

$$s_k = T(r_k) = (L - 1) \sum_{j=0}^k p_r(r_j) = \frac{(L-1)}{MN} \sum_{j=0}^k n_j \quad (3.3)$$

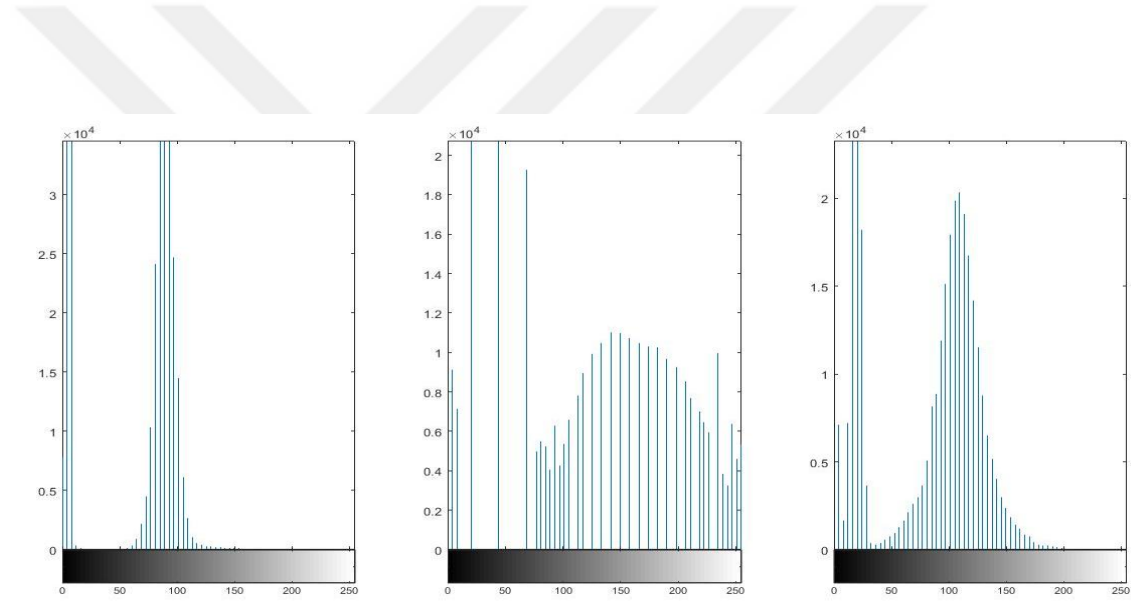
s_k : Parlaklığı k olan pikselin kümülatif olasılık değerine $0 \leq s_k \leq 1$ 'dir.

Bu denklemden sonra ters dönüşüm uygulandığında histogram eşitlenmiş olur. Ters histogram dönüşümü Eşitlik 3.4'de gösterilmiştir (Gonzales ve Woods, 2008).

$$r_k = T^{-1}(s_k) \quad (3.4)$$

Adaptifhistogram eşitleme

Adaptifhistogram eşitleme histogram eşitlemenin daha yerel halidir. Daha açık bir ifade ile görüntüyü parçalara ayırarak her bir parçaya kendi içerisinde genel histogram eşitleme algoritmasını uygulanır ve sonrasında tüm parçalar yeniden birleştirilir (Gonzales ve Woods, 2008). Şekil 3.4'te retina görüntüsünün histogram, genel histogram eşitleme ve adaptifhistogram eşitleme grafikleri gösterilmiştir.

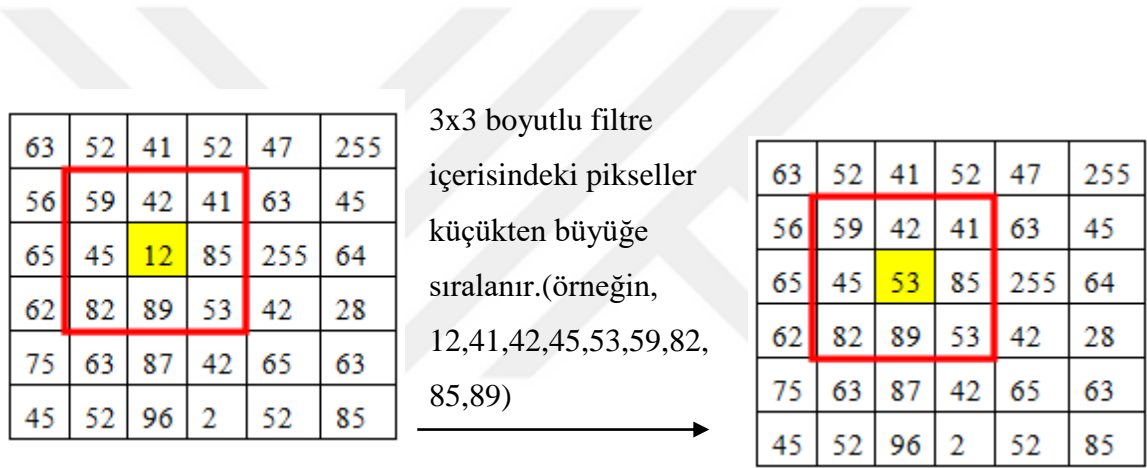


(a) Retina görüntüsünün histogramı (b) Genel histogram eşitleme (c) Adaptifhistogram eşitleme

Şekil 3.4 Retina görüntüsü histogramları

3.2.4. Medyan filtre

Gürültü, bir görüntü elde edilirken meydana gelen hatalar veya veri kayıplarına denir. Medyan filtre ise en iyi sıra istatistiği filtrelerindedir. Medyan filtre en çok tuz-biber gürültülerini temizlemede kullanılır çünkü medyan filtre komşularından belirgin biçimde farklı olan pikselleri temizlenmede oldukça başarılıdır. Medyan filtrede filtre boyutuna göre komşu pikseller sıralanır ve ortanca değeri merkez piksele atanır. Bu nedenle filtre boyutu önemlidir. Medyan filtre boyutu küçük olduğunda gürültüyü temizlemede yetersiz kalmakta, büyük olduğunda ise görüntüde bulanıklığa neden olmaktadır(Gonzales ve Woods, 2008). Şekil 3.5'de 3x3'lük filtre boyutu kullanılarak gerçekleştirilen medyan filtre örneği gösterilmiştir. Bu işlem her bir piksel için tekrar edilir.



Şekil 3.5 Medyan filtre örneği

3.2.5. Morfolojik işlemler

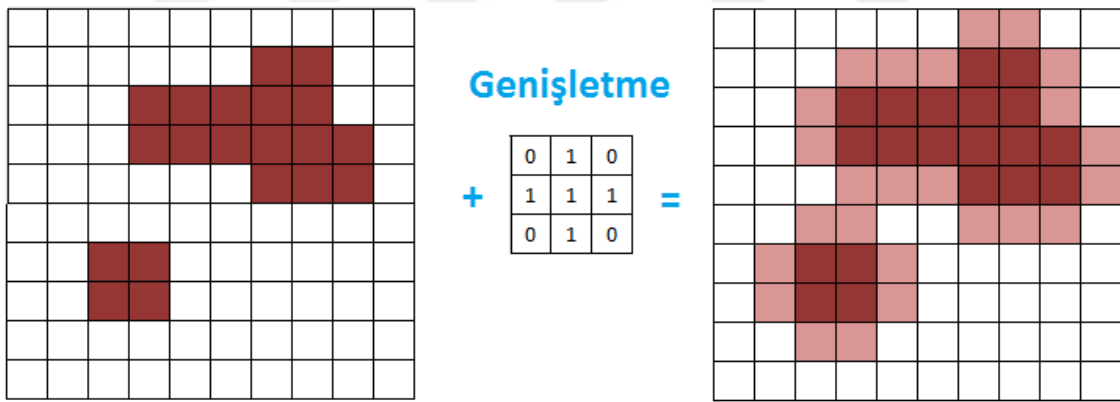
Görüntü işlemede kullanılan matematiksel morfoloji, görüntülerin biçimsel yapısı ile ilgilenecek görüntüden istenilen nesnelere çıkarmak, ayırt etmek ve sınıflandırılmak için kullanılmaktadır. Morfolojik işlemler harf, plaka parmak izi, retina gibi görüntü işlemede kullanılmaktadır(Gonzales ve Woods, 2008). Bu işlemler gerçekleştirilirkengenellikle ikili (binary) moda çevrilmiş görüntülerde kullanılır fakat gri seviye görüntüler üzerinde de kullanılabilir. Morfolojik görüntü işlemede yayma (dilation) ve aşındırma(erosion) olmak üzere iki temel işlem vardır. Açma(opening), kapama(closing) yöntemleri bu iki işlem referans alınarak gerçekleştirilir(Gonzales ve Woods, 2008).

Yayma işlemi

Morfolojik görüntü işlemede temel işlemlerden biri olan yayma işlemi ikili görüntü içerisindeki nesnelere büyütür, kalınlaştırır, delik varsa kapatır ve sivri köşeleri yumuşatır. Bu işlemlerin büyüklüğü ve durumu kullanılan yapısal elemanın yapısına bağlıdır ve kritik nokta yapısal elemanın seçimidir. Yapısal eleman yapılacak işleme göre kare, daire vb. bir şekil seçilebilmektedir. Nesne belirlenen yapısal eleman ile kesişir ve kesiştiği bölgeler kadar büyüme, kalınlaşma ve kapama işlemi yapar. Z^2 uzayında verilen A ve B kümeleri için yayma işleminin matematiksel gösterimi Eşitlik 3.5'te verilmiştir. Şekil 3.6'da yayma işlemi örneği verilmiştir (Gonzales ve Woods, 2008).

$$A \oplus B = \{ z \mid (\hat{B}) z \cap A \neq \emptyset \} \quad (3.5)$$

Burada, \oplus simgesi yayma operatörünü, \hat{B} 'nin 1'e tümleyenini, A : işlenecek görüntüyü ve B yapısal elemanı ifade eder.



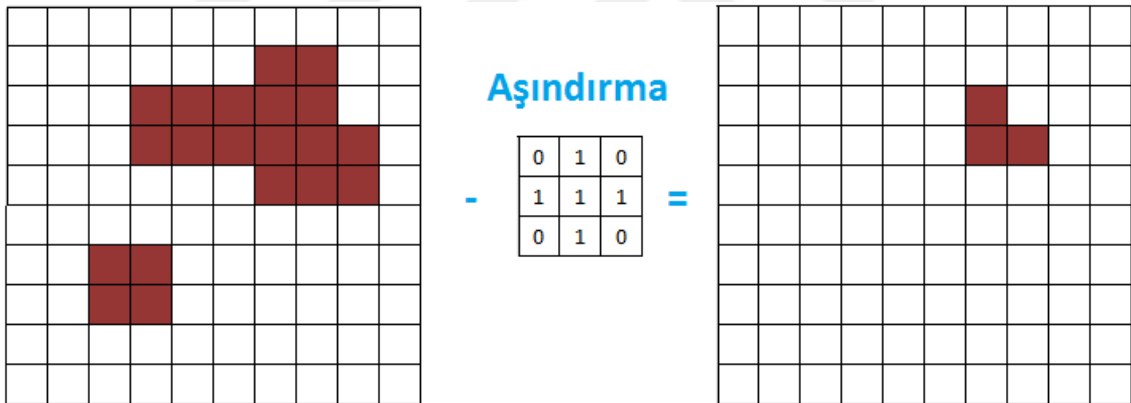
Şekil 3.6 Yayma işlemi örneği (Alver, 2016)

Aşındırma işlemi

Morfolojik görüntü işlemede temel işlemlerden biri diğeri aşındırma işlemidir. Aşındırma işlemi ikili görüntü içerisindeki nesnelere küçültür, inceltir, delik varsa genişletir ve birbirine bağlı olan nesnelere ayırır. Nesne belirlenen yapısal eleman ile kesişir ve kesiştiği bölgelerinde kalan alanlar kadar küçülür, incilir ve yapısal alandan daha küçük nesnelere ortadan kaldırır. Aşındırma işlemi bir nevi nesneyi erozyona uğratmaktır. Z^2 uzayında verilen A ve B kümeleri için aşındırma işleminin matematiksel gösterimi Eşitlik 3.6'da aşındırma işlemi örneği Şekil 3.7'de verilmiştir (Gonzales ve Woods, 2008).

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\} \quad (3.6)$$

Burada, \ominus simgesi aşındırma operatörünü, A işlenecek görüntüyü ve B yapısal elemanı ifade eder.



Şekil 3.7 Aşındırma işlemi örneği (Alver, 2016)

Açma ve kapama işlemi

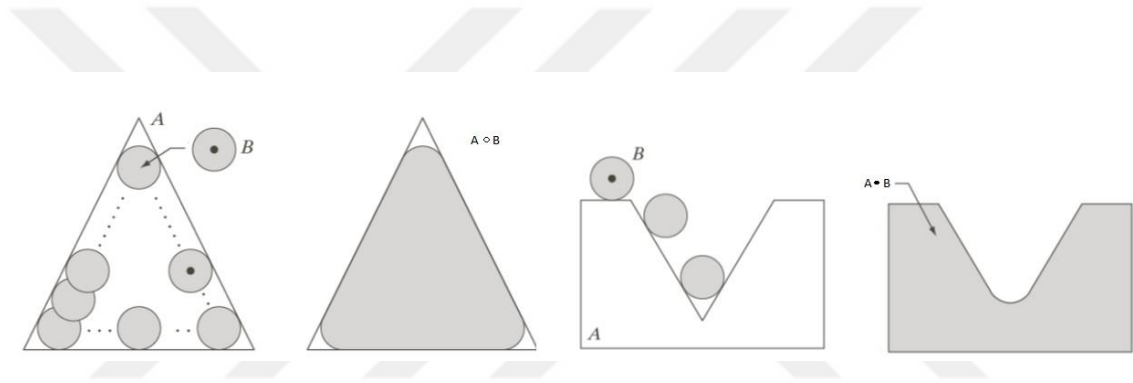
Bir görüntü üzerinde aşındırma işleminin hemen arkasından yapılan yayma işlemi yapılırsa bu işleme açma denir. Açma işlemi görüntüdeki nesnenin dış hatlarını yumuşatır, dar geçitleri koparır ve küçük çıkıntıları yok eder. Bir A görüntüsünün B yapısal elemanı ile açma işlemine tabi tutulması Eşitlik 3.7'de verilmiştir (Gonzales ve Woods, 2008).

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (3.7)$$

Kapama işlemi ise görüntü üzerinde yayma işlemi ardından yapılan aşındırma işlemidir. Kapama işlemi açma işlemi gibi hatları yumuşatır fakat açmanın tam tersine küçük kırıkları ve uzun ince geçitleri birleştirir, küçük delikleri yok eder ve hat üzerindeki aralıkları doldurur. Bir A görüntüsünün B yapısal elemanı ile kapama işlemine tabi tutulması Eşitlik 3.8’de verilmiştir(Gonzalesve Woods, 2008).

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (3.8)$$

Şekil 3.8’de açma ve kapama örneği gösterilmektedir.



Şekil 3.8 Açma ve kapama işlemi örneği (Gonzales ve Woods, 2008)

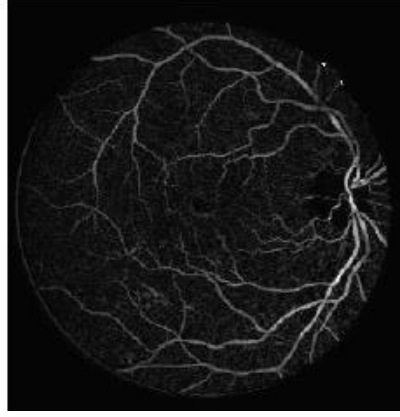
3.2.6. Gabor dönüşümü

Gabor dönüşümü, görüntü işlemede özellik çıkarmak için kullanılan yaygın bir algoritmadır. 2 boyutlu bir Gabor dalgacığının genel denklemi Eşitlik 3.9’de retina görüntüsüne uygulanmış hali ise Şekil 3.9’da verilmiştir (Gonzalesve Woods, 2008).

$$g(x, y; \delta, \theta, \sigma, \gamma) = \exp\left(-\frac{x'^2 + y'^2}{2\sigma^2}\right) \cos\left(2\pi \frac{x'}{\delta}\right) \quad (3.9)$$

$$x' = x \cos \theta + y \sin \theta \quad y' = -x \sin \theta + y \cos \theta$$

Burada, δ : görüntüdeki ilgili örüntünün dalga boyunu, θ : ilgili örüntünün açısını, σ : ilgili örüntünün ölçeğini ve γ : Gabor çekirdeğinin en/boy oranını göstermektedir.



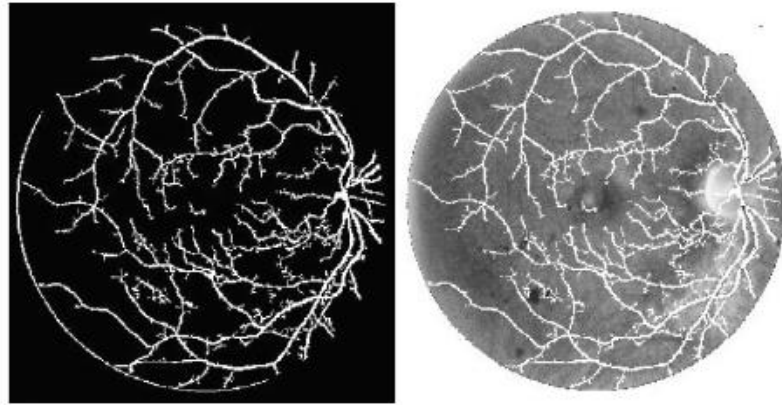
Şekil 3.9 Gabor dönüşümü uygulanmış retina görüntüsü (Adem ve ark, 2018)

3.2.7. Top-hat dönüşümü

Top-hat dönüşümü morfolojik işlemlerden birisidir. Bu işlem görüntüdeki parlaklık değerlerin karşıtlığını arttırarak parlak bölgeleri tespit etmek için kullanılmaktadır. Bir diğer deyişle çukur ve tepeleri belirginleştirmektedir. Top-hat dönüşümü, asıl görüntüden morfolojik olarak açılmış görüntünün çıkarılmasıyla elde edilmektedir. Top-hat dönüşümünün genel ifadesi Eşitlik 3.10'da ve retina görüntüsüne uygulanmış hali ise Şekil 3.10'da verilmiştir(Gonzalesve Woods, 2008).

$$top(A) = A - (A \circ nB) \quad (3.10)$$

Burada A görüntüyü, B yapısal elemanı ve n Top-hat dönüşümündeki ölçek seviyesini göstermektedir.

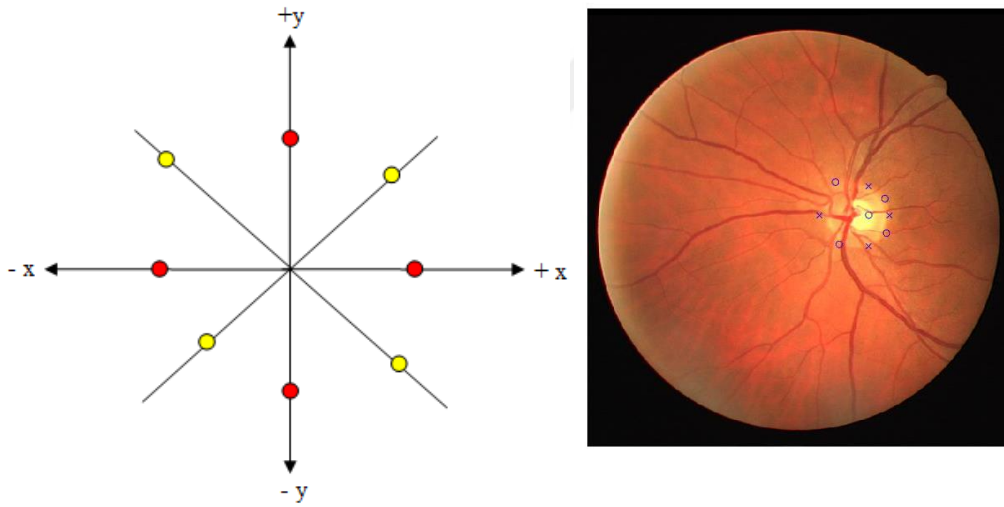


Şekil 3.10 Top-hat dönüşümü uygulanmış retina görüntüsü (Adem ve ark., 2018)

3.3. Piksel Tabanlı Optik Disk Tespiti Algoritması

Piksel tabanlı OD tespiti algoritması bu çalışma için geliştirilmiş bir algoritmadır. Algoritmanın hedefi pikselleri karşılaştırarak piksel değer farklarından OD'nin kenarında noktalar bulmaktır ve bu noktalardan geçen bir çember çizdirerek OD'yi tespit etmektir.

Retina görüntülerine görüntü iyileştirme teknikleri ve morfolojik işlemler uygulanarak OD içerisinde bir nokta bulunur ve bu nokta referans alınır. Referans alınan bu nokta x - y koordinat sisteminde $(0,0)$ noktası olarak kabul edilir. Koordinat düzleminde $(0,0)$ noktasına göre 2 tanesi x düzleminde 2 tanesi y düzleminde ve 4 tanesi de 45 derecelik açılarla olmak üzere 8 nokta bulunur. Şekil 3.11'de bulunan noktaların bir örneği koordinat düzleminde ve retina görüntüsünde gösterilmektedir.



(a) Tespit edilen noktaların temsili olarak koordinat düzleminde gösterimi

(b) Tespit edilen noktaların retina görüntüsü üzerinde gösterimi

Şekil 3.11 OD'nin çevresinde 8 farklı nokta tespitine bir örnek

Bu noktaları tespit etmek için bir filtre tasarlanması gerekmektedir. Filtre olmadığı takdirde OD içerisindeki damarlar kenar olarak algılanmaktadır. OD bir çember şeklindedir ve kenarı tespit ederken en az bozulma kare filtrede meydana geldiği için tasarlanan filtre kare olmalıdır. Ayrıca, başlanılacak noktanın ortada kalması gerektiği için filtrenin boyutu en az 3x3 olmalıdır.

Piksel tabanlı OD tespiti algoritması adımları aşağıdaki gibidir:

Adım 1: görüntü ön işlem adımları sonucunda OD içerisinde bir nokta bul

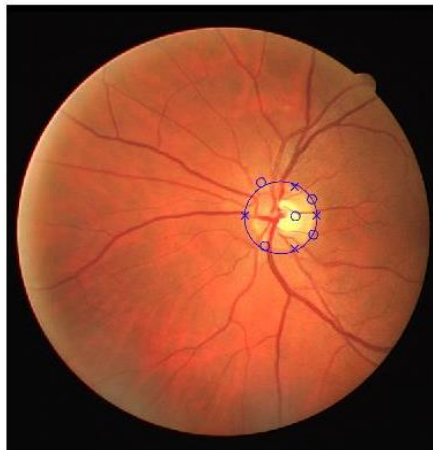
Adım 2: 3x3, 5x5, 7x7 gibi kare bir filtre tasarla

Adım 3: Filtrenin orta noktası Adım 1’de tespit edilen noktanın üzerinde olacak şekilde konumlandır.

Adım 4: Filtredeki piksel değerlerinin ortalamasını al.

Adım 5: Piksel değerlerinin ortalaması ile Adım 1’de bulunan pikselin değerleri birbirine yakın ise filtreyi bir piksel kaydır ve Adım 4’e geri dön. Piksel değerlerinin ortalaması ile Adım 1’de bulunan pikselin değerleri birbirine yakın değil ise kenar olarak işaretlenir ve algoritmayı sonlandır.

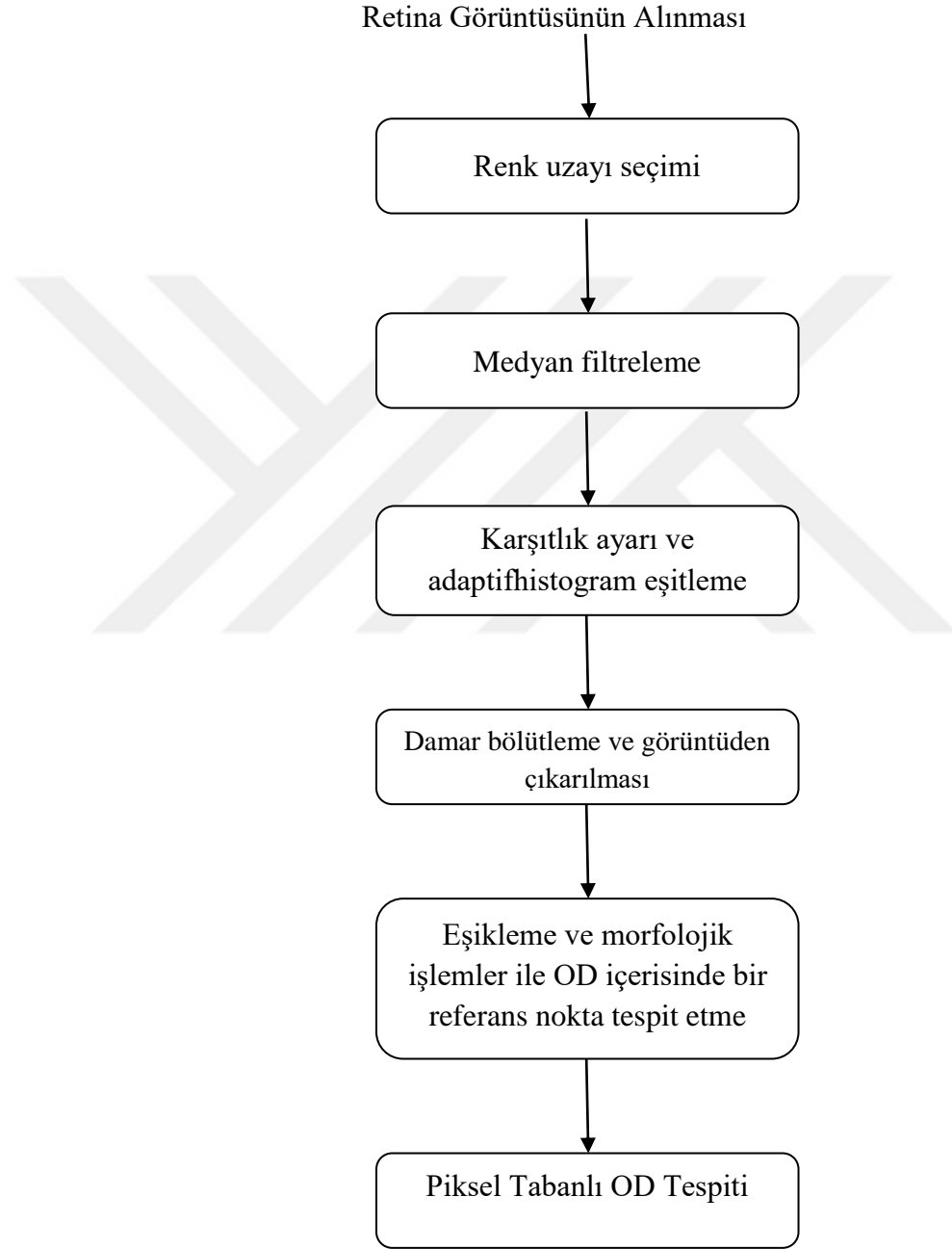
Bu mantıkla filtre koordinat düzlemi üzerinde $+x$, $-x$, $-y$, $+y$ ve 45 derecelik açılar üzerinde gezdirilir ve sonucunda 8 farklı nokta bulunur. Bulunan noktalardan geçen bir çember çizdirilir ve OD tespit edilmiş olur. Şekil 3.12 ‘de piksel tabanlı OD tespiti algoritması uygulanmış retina görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.12 Piksel tabanlı OD algoritması uygulanmış retina görüntüsü

4. BULGULAR ve TARTIŞMA

Bu bölümde retina görüntülerinde OD tespiti için önerilen piksel tabanlı algoritma ve görüntü ön işlem adımları ayrıntılı olarak anlatılmıştır. Şekil 4.1’de geliştirilen algoritma ve görüntü işleme adımları gösterilmektedir.



Şekil 4.1 Retina görüntülerinde piksel tabanlı OD tespiti çalışma adımları

4.1. Renk Uzayı Seçimi

Retina görüntüleri RGB renk uzayında alınmıştır. Daha başarılı sonuç elde etmek için ve bazı görüntü işleme adımları gri seviye görüntülere uygulanabileceği için gri seviye renk uzayına geçilmiştir. Kaynak taraması sonucunda gri seviye renk uzayı olarak RGB renk uzayının yeşil kanalı seçilmiştir. RGB ve gri seviye renk uzayındaki retina görüntüleri Şekil 4.2’de gösterilmektedir.



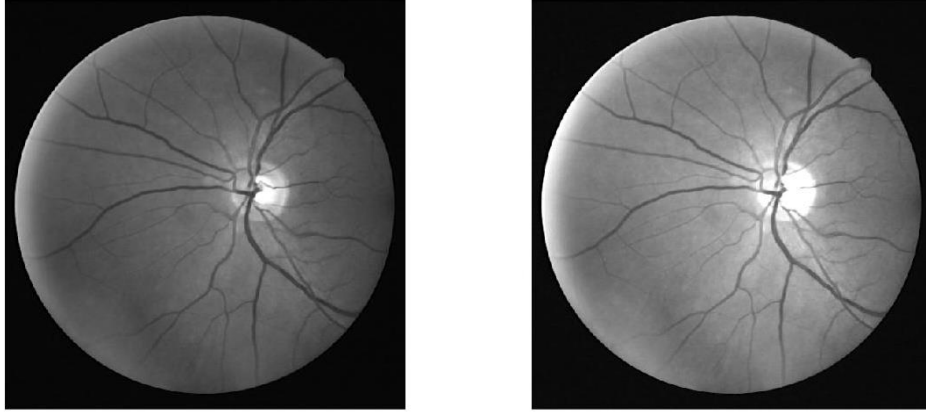
Şekil 4.2 RGB ve gri seviye renk uzayı retina görüntüleri

4.2. Medyan Filtreleme

Retina görüntülerinde alınırken meydana gelebilecek gürültüleri temizlemek için medyan filtre kullanılmıştır. Medyan filtre, filtredeki pikselleri sıralar ve ortanca değeri yeni değer olarak atar. Görüntüde meydana gelen küçük gürültüleri temizler.

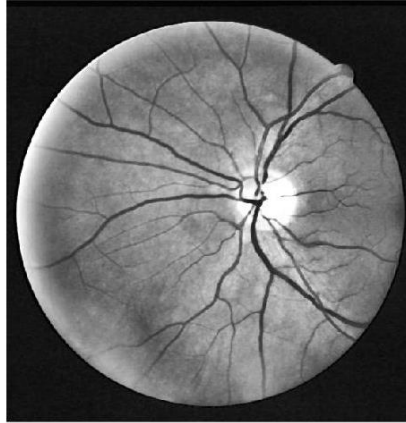
4.3. Karşıtlık Ayarlama ve Adaptif Histogram Eşitleme

Gürültüleri temizlenen retina görüntüsünü iyileştirmek için karşıtlık ayarı yapılmıştır. Karşıtlık ayarı yapılan retina görüntüsü Şekil 4.3’te gösterilmektedir.



Şekil 4.3 Karşıtlık ayarı yapılmış retina görüntüsü örneği

Karşıtlık ayarı yapılan retina görüntüsüne adaptifhistogram eşitleme uygulanarak görüntüdeki OD alanının daha belirgin hale gelmesi sağlanmıştır. Adaptifhistogramı eşitlenmiş retina görüntüsü örneği Şekil 4.4'te gösterilmektedir.



Şekil 4.4Adaptifhistogramı eşitlenmiş retina görüntüsü örneği

4.4. Damar Bölütleme ve Görüntüden Çıkarılması

Retinaya giren ve çıkan kan damarlar OD bölgesinde toplanmışlardır. Kan damarları daha koyu renkte olması sebebiyle piksel karşılaştırması yapılırken gürültü oluşturmaktadırlar. Retinadan kan damarları çıkarılmadığı takdirde piksel tabanlı algoritma damarları OD'nin kenarı olarak algılamakta ve OD'yi düzgün tespit edememektedir. Bu sebeple OD'yi tespit etmek için kan damarları retina görüntüsünde

bölütlenmiş ve görüntüden çıkarılmıştır. Damarı bölütleme için Adem ve ark. (2018) tarafından yapılan çalışmadaki damar bölütleme yöntemi kullanılmıştır. Damar bölütleme işlem adımları aşağıdaki gibidir:

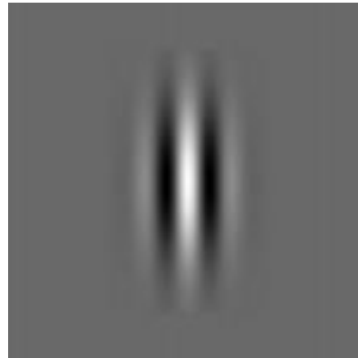
Adım 1: Retina görüntüsüne RGB renk uzayının G kanalını uygula.

Adım 2: Damarların belirgin hale getirilmesi için G kanalına taşınan görüntünün karşıtlık ayarını yap ve adaptifhistogram eşitleme uygula.

Adım 3: Damar bölütlenmesi için Gaborfiltre uygula.

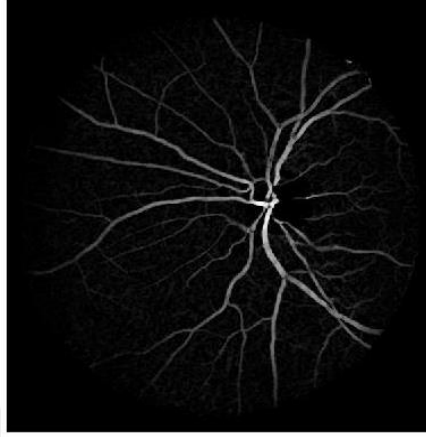
Adım 4: Gürültülerin giderilmesi için morfolojik işlemlerden Top-hat dönüşümünü uygula.

Retina görüntüsü RGB renk uzayından G kanalına taşınarak görüntüdeki damarların ön plana çıkarılması sağlanmıştır. İkinci aşamada, G kanalı görüntüsünün parlaklık ve kontrastını iyileştirmek için karşıtlığı ayarlanmış ve adaptifhistogram eşitleme yöntemi uygulanmıştır. Adaptifhistogram eşitleme uygulanarak damarların belirgin hale getirilmesi sağlanmıştır. Retinadaki damarlar bölütleme için Gabor filtre kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan örnek bir Gabor çekirdeğinin görüntüsü Şekil 4.5'de göstermektedir.



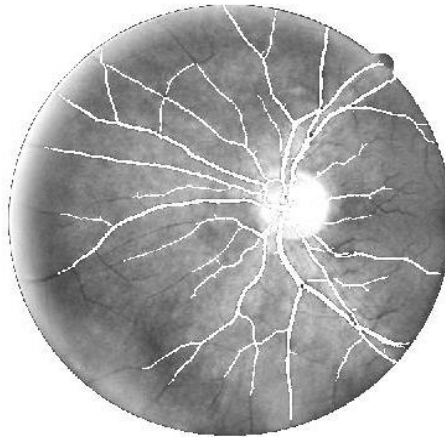
Şekil 4.5 Gabor çekirdeği örneği ($\theta=0^\circ$)

Şekil 4.5 'te görülen Gabor çekirdeği 30° aralıklarla döndürülerek 6 farklı Gabor çekirdeği elde edilmiştir ve önceki adımda iyileştirilen görüntü ile konvüle edilerek 6 farklı görüntü oluşturulmuştur. Bu görüntülerden parlaklık değeri yüksek olan görüntü çıkış görüntüsü olarak elde edilmiştir. Şekil 4.6 Gabor dönüşümü ile elde edilen retina görüntüsünü göstermektedir.



Şekil 4.6 Gabor dönüşümü ile elde edilen retina görüntüsü

Gabor dönüşümü uygulanması sonucu görüntüde damarların daha belirgin, damar olmayan bölgelerin ise arka planda kalması sağlanmıştır. Şekil 4.7'de Top-hat dönüşümü uygulanması sonucu elde edilen görüntü gösterilmektedir.

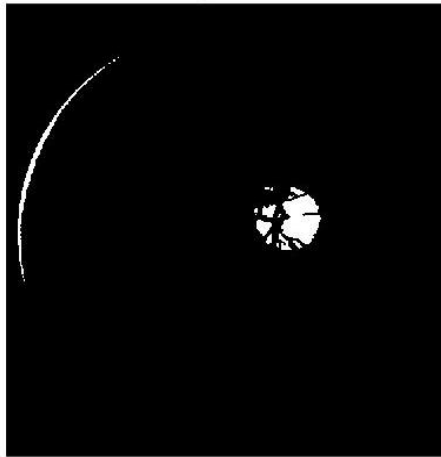


Şekil 4.7 Top-hat dönüşümü ile elde edilen damar bölütleme

Gabor dönüşümü uygulanan retina görüntüsüne Top-hat dönüşümünün uygulanmasıyla damarların ön plana çıkmıştır. Top-hat dönüşümü ile elde edilen damar haritası daha önce oluşturulan G kanalı retina görüntüsü üzerine bindirilerek görüntüden çıkarılmıştır.

4.5. Eşikleme ve Morfolojik İşlemler

Eşikleme, görüntülerdeki nesnelere arka plandan ayırmak için kullanılmaktadır. Eşikleme yönteminde seçilen eşik değerinden büyük olan pikseller 1, küçük olan pikseller 0 yapılarak görüntü ikili resme dönüştürülmektedir. Bu nedenle görüntüye en uygun eşik değerinin belirlenmesi gerekmektedir. Eşikleme yöntemi ile elde edilen bu ikili resmin 1 olduğu yerler görüntüde ön plana çıkarılmak istenen nesnenin yerlerini gösterirken, 0 olan yerler ise arka planı göstermektedir. Bu çalışmada retina görüntülerindeki en parlak piksellerin bulunduğu OD alanı arka plandan ayırmak istendiği için eşik değeri parlak nesnelere göre belirlenmiştir. Deneysel çalışmalar ile eşikleme değeri olarak 0.95 belirlenmiştir ve adaptif histogramı eşitlenmiş retina görüntüsüne uygulanmıştır. Şekil 4.8’de eşikleme yöntemi ile elde edilen ikili retina görüntüsü gösterilmektedir.



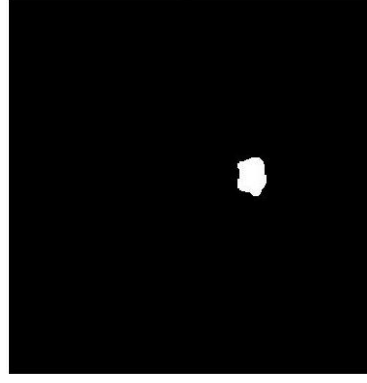
Şekil 4.8 Eşikleme yöntemi ile elde edilmiş retina görüntüsü

Şekil 4.8’ de görüldüğü gibi eşikleme yöntemi ile elde edilen ikili görüntüde OD ve parlak değerli gürültüler ön plana çıkmıştır. Bunlarla birlikte görüntüde parlak lezyonlar yer alsaydı onlarda ön plana çıkardı. Bu nesnelere sadece OD’nin kalması için bazı morfolojik işlemler yapılarak diğer nesnelere görüntüden çıkarılmaya çalışılmıştır. Bu morfolojik işlemler için 8 piksel yarıçaplı disk şeklinde bir yapılandırma elemanı tanımlanmıştır ve bu eleman kullanarak önce açma işlemi yapılmış gürültüler ve küçük çıkıntılar yok edilmiştir. Şekil 4.9’da açma işleminden sonra elde edilen görüntü gösterilmektedir.



Şekil 4.9 Açma işlemi sonrasında elde edilen görüntü

Şekil 4.9’da görüldüğü gibi açma işleminden sonra OD’nin yapısında bozukluk meydana gelmektedir. Yapılandırma elemanı ile kapama işlemi yapılmıştır. Bu işlem ile boşlukları doldurmuş ve kenarları yumuşatarak biraz daha disk biçimine yakın bir görüntü elde edilmiştir. Şekil 4.10’da kapama işlemi sonrasında elde edilmiş görüntü bulunmaktadır.



Şekil 4.10 Kapama işlemi sonrasında elde edilen görüntü.

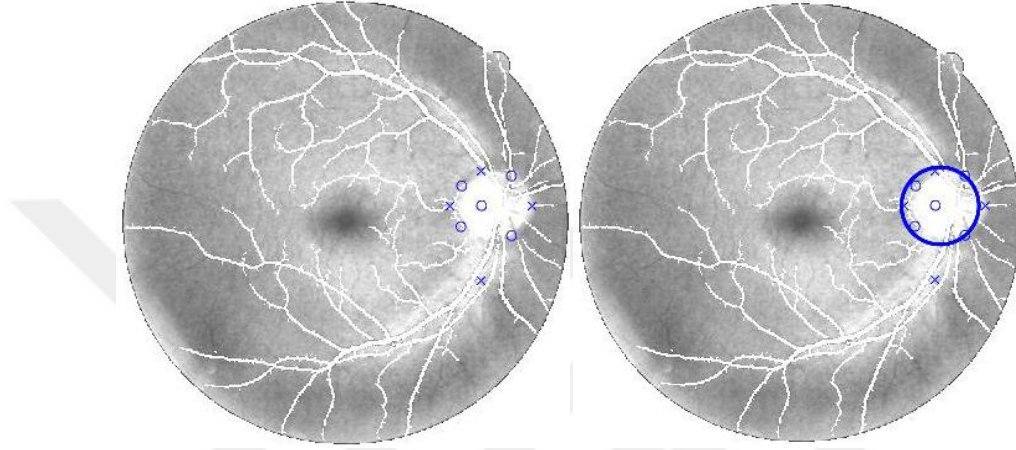
Şekil 4.10'da görüldüğü gibi kapama işleminden sonra nesnedeki boşluklar dolmuş kenarlar ise daha yumuşatılmıştır.

Morfolojik işlemlerden sonra elde edilen görüntüdeki bu nesnenin orta noktası belirlenmiştir. Bu nesne OD bölgesinde olduğu için belirlenen noktada OD içerisinde yer almaktadır.

4.6. Piksel Tabanlı Optik Disk Tespiti

Piksel tabanlı optik disk tespiti için hedefi pikselleri karşılaştırarak piksel değer farklarından OD'nin kenarında noktalar bulmaktır ve bu noktalardan geçen bir çember çizdirilerek OD'yi tespit etmektir. Bu hedef doğrultusunda morfolojik işlemlerden sonra elde edilen görüntüdeki nesnenin orta noktasının koordinat bilgileri referans olarak alınmış ve damarların çıkarıldığı görüntü üzerinde bu nokta işaretlenmiştir. Bu nokta temsili bir koordinat düzleminde (0,0) noktası olarak belirlenmiştir. Koordinat düzleminde (0,0) noktasına göre 2 tanesi x düzleminde 2 tanesi y düzleminde olmak üzere 45 derecelik açılarla OD'nin çevresinde 8 nokta bulmak için pikseller karşılaştırılmıştır. Her ne kadar damarları çıkarılmış görüntü üzerinde işlem yapılsa da OD içerisinde gürültü olarak kalan bazı karanlık pikseller olduğu için piksel karşılaştırmada filtre kullanılmalıdır. Deneysel çalışmalar ile filtre boyutu 9x9 ve piksel değer farkı 35 olarak belirlenmiştir.

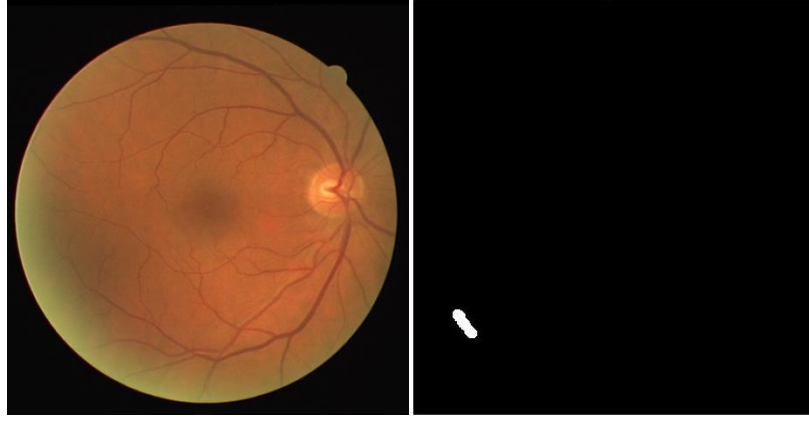
Filtre gezdirilerek 45 derecelik açılar ile elde edilen 8 noktalardan bazıları kenarı tam olarak tespit edilemediği için gürültü oluşturmaktadır. Bu nedenle 8 noktadan geçebilecek en iyi çember çizdirilmiş ve gürültü oluşturan noktalar çemberin dışında bırakılmıştır. Şekil 4.11’de gürültü oluşturan noktalara örnek bir görüntü gösterilmektedir.



Şekil 4.11 Gürültü oluşturmuş noktalara örnek bir görüntü

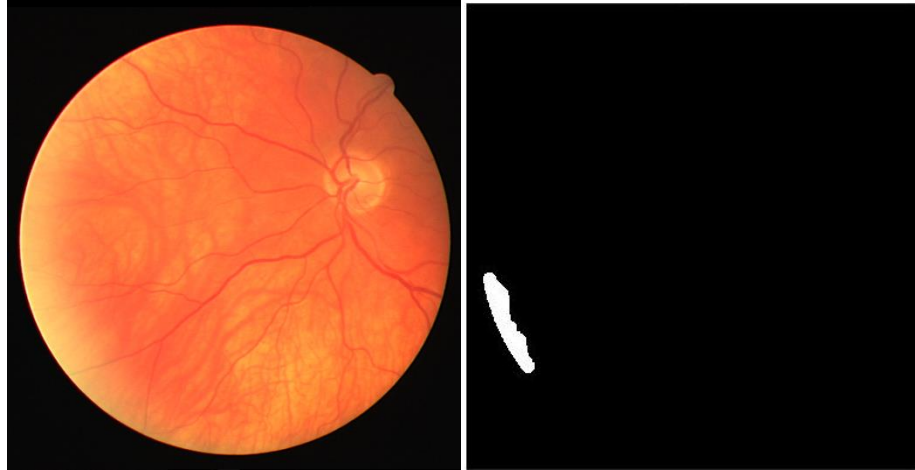
Piksel tabanlı OD tespiti ile DRIVE veri setinde yer alan 40 görüntüden 37’sinde başarılı bir şekilde OD tespit edilmiştir. Tespit edilemeyen 3 görüntü ve tespit edilememe nedeni aşağıdaki gibidir.

- Test görüntülerinden 6’ncısı olan ‘06_test.tif’ görüntüsünde OD başarılı bir şekilde tespit edilememiştir. Nedeni ise yapılan eşikleme ve morfolojik işlemler sonrasında OD bölgesindeki piksellerin çok azının parlaklık değerinin eşik değerden yüksek olması ve bu az olan piksellerinde morfolojik işlemler sonrasında görüntüden çıkmış olmasıdır. Şekil 4.12’de ‘06_test.tif’ isimli görüntü ve morfolojik işlem sonrası elde edilen görüntü gösterilmektedir.



Şekil 4.12 DRIVE veri seti test verisinden 6'ncı retina görüntüsü

- Eğitim görüntülerinden 23'ncüsü olan ' 23_training.tif ' görüntüsünde OD başarılı bir şekilde tespit edilememiştir. Nedeni ise görüntünün renk aralığının darlığı ve yapılan eşikleme ve morfolojik işlemler sonrasında OD'nin görüntüden çıkmış olmasıdır. Şekil 4.13'te ' 23_training.tif ' isimli görüntü ve morfolojik işlem sonrası elde edilen görüntü gösterilmektedir.



Şekil 4.13 DRIVE veri seti eğitim verisinden 23'ncü retina görüntüsü

- Eğitim görüntülerinden 34'üncü olan ' 34_training.tif ' görüntüsünde OD başarılı bir şekilde tespit edilememiştir. Nedeni ise OD alanında yer alan gürültülerdir. Şekil 4.14'te ' 34_training.tif ' isimli görüntü ve tespit edilen alanın görüntüsü yer almaktadır.



Şekil 4.14 DRIVE veri seti eğitim verisinden 34'üncü retina görüntüsü

Yapılan bu tez çalışmasında piksel tabanlı OD tespitinin başarı oranı %92.5'tir. Literatürde yapılan çalışmalar ile karşılaştırma sonuçları Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4.1 OD tespiti için önerilen yöntem ve literatür karşılaştırılması

Yazarlar	Yıl	Veri Seti	Doğruluk oranı
Sinthanayothin	1999	DRIVE	%60
Walter ve ark.	2002	DRIVE	%80
Rahebi ve Hardalaç	2016	DRIVE	%100
Alshayeji ve ark	2017	DRIVE	%100
Abdullah ve ark.	2018	DRIVE	%99.20
Önerilen Yöntem	2019	DRIVE	%92.5

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tezde, DR'nin erken tespiti için ön işlem adımlarından olan OD tespitini gerçekleştiren piksel-tabanlı yeni bir algoritma önerilmiştir. Bu amaç için, öncelikle RGB renk uzayında olan görüntüler yeşil kanala taşınmış ve küçük gürültüleri temizlemek için medyan filtre kullanılmıştır. Görüntüleri iyileştirmek için karşıtlık ayarı ve adaptif histogram eşitleme yapılmıştır. Disk bölgesindeki damarlar tespit işlemine karşı bir gürültü oluşturduğu için görüntüden çıkarılmıştır. Sonra, manuel eşikleme ve morfolojik işlemler ile OD bölgesi içerisinde bir nokta tespit edilmiş ve bu nokta referans alınarak damarları bölütlenen yani görüntüden çıkarılan yeni görüntüdeki pikseller piksel-tabanlı filtre kullanılarak karşılaştırılmıştır. Pikseller arasındaki fark 35 olduğunda önerilen piksel-tabanlı yeni algoritma bu pikseli OD sınırında bir nokta olarak seçmiştir. Bu şekilde 45 derecelik açılarla 8 nokta tespit edilmiş ve bu noktalardan geçebilecek en iyi çember yani OD sınırı çizdirilmiştir. Önerilen piksel-tabanlı yeni yaklaşım, gerçekleştirilen deneylerde kullanılan DRIVE veri setinde %92.5 toplam doğruluk oranını sağlamıştır.

Çalışmada, üç görüntüden ikisinde OD tespitinin başarısızlığı kullanılan manuele eşikleme yüzünden kaynaklanmıştır. Piksel-tabanlı yeni yaklaşımın başarısını iteratif bir eşikleme yöntemi kullanılarak artırılabilir. Ayrıca, bölütleme ile damarları çıkartmadan gerçekleştirilen piksel-tabanlı OD tespiti yüksek toplam doğruluk oranlarına ulaşamamıştır. Bu yüzden, gelecek çalışmalarda, damar bölütleme gerçekleştirmeksizin iteratif eşikleme kullanılan piksel-tabanlı bir filtre algoritmasının geliştirilmesine odaklanılacaktır.

6. KAYNAKLAR

- Abdullah, A., Ekşioğlu Özok, Y., ve Rahebi, J., 2018. A novel method for retinal optic disc detection using bat meta-heuristic algorithm. *Springer Medical & Biological Engineering & Computing*, 56 (1), 2015-2024.
- Abed, S., Al-Roomi, S.A. ve Al-Shayegi, M., 2016. Effective optic disc detection method based on swarm intelligence techniques and novel pre-processing steps. *ELSEVIER, Applied Soft Computing* 49, 146-163.
- Adem, K., Hekim, M., ve Demir, S., 2018. Detection of hemorrhage in retinal images using linear classifiers and iterative thresholding approaches based on firefly and particle swarm optimization algorithms. *TÜBİTAK Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, 27(1), 499-515.
- Akhade, S.B., Deshmukh, V.U. ve Deosarkar, S.B., 2014. Automatic Optic Disc Detection in Digital Fundus Images Using Image Processing Techniques. *International Conference on Information Communication and Embedded Systems (ICICES2014)*, Hindistan.
- Akram, M.U., Khalid, S., Tariq, A., Khan, S.A. ve Azam, F., 2014. Detection and classification of retinal lesions for grading of diabetic retinopathy. *ELSEVIER, Computers in Biology and Medicine* 45, 161-171.
- Alshayegi, M., Al-Roomi, S., A., ve Abed, A., 2017. Optic disc detection in retinal fundus images using gravitational law-based edge detection. *Springer Medical and Biological Engineering*, 55(1), 935-948.
- Alver, S., 2016. Renkli Retina Görüntülerinden Diyabetik Retinopati Hastalığının Erken Tespiti İçin Otomatik Bir Yöntem. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Anonim, 2005. *Chronic Diseases Report*.
https://www.who.int/chp/chronic_disease_report/full_report.pdf (25.05.2019).
- Anonim, 2011. *IDF Diabetes Atlas Fifth Edition*, Brussels. <https://www.idf.org/e-library/epidemiology-research/diabetes-atlas/20-atlas-5th-edition.html> (01.04.2019).
- Anonim, 2004. *DRIVE veri seti*. <https://www.isi.uu.nl/Research/Databases/DRIVE/> (19.12.2018).
- Aquino, A., Gegundez-Arias, M.E. ve Marin, D., 2010. Detecting the Optic Disc Boundary in Digital Fundus Images Using Morphological, Edge Detection, and Feature Extraction Techniques. *IEEE*, 29 (11), 1860-1869.
- Chaudhuri, S., Chatterjee, S., Katz, N., Nelson, M. ve Goldbaum, M., 1989. Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters. *IEEE*, 8 (3), 263-269.
- Chauhan, R., Uniyal, A. ve Dubey, V.P., 2016. Detection of retinal blood vessels and reduction of false microaneurysms for diagnosis of diabetic retinopathy. *2016 International Conference on Emerging Trends in Communication Technologies*.
- Colomer, A., Naranjo, V., Engan, K., ve Skretting, K., 2017. Assessment of Sparse-Based Inpainting for Retinal Vessel Removal. *ELSEVIER Signal Processing: Image Communication*, 59 (1), 73-82.
- Çetinkaya, C., 2011. Retina Görüntülerinde Radyal Tabanlı Fonksiyon Sinir Ağları İle Damar Tipik Noktalarının Tespit Edilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Bornova.
- Gonzales, R., C., ve Woods, R., E., 2008. *Digital image processing- third editon*. David W. Riccardi ve Tom Robbins. Pearson Education. Prentice Hall, USA.

- Hellstedt, T., Vesti, E. ve Immonen, I., 1996. Identification of individual microaneurysms: a comparison between fluorescein angiograms and red-free and colour photographs. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*, 234, 13-17.
- Hoover, A., Kouznetsova, V. ve Golbaum, M., 2000. Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response. *IEEE*, 19 (3), 203- 210.
- Intaramanee, T., Rasmeequan, S., Chinnasarn, K., Jantarakongkul, B. ve Rodtook, A., 2016. Optic Disc Detection via Blood Vessels Origin using Morphological End Point. 2016 International Conference On Advanced Informatics: Concepts, Theory And Application (ICAICTA), Malezya.
- İnan, S., 2014. Diabetik ratinopati ve etiyopatogenezi. *Kocatepe tıp dergisi*, 15 (2), 207-217.
- Jiang, X. ve Mojon, D., 2003. Adaptive local thresholding by verification- based multithreshold probing with application to vessel detection in retinal images. *IEEE*, 25 (1), 131-137.
- Kande, G.B., Savithri, T.S. ve Subbalah, P.V, 2010. Automatic Detection of microaneurysms and Hemorrhages in Digital Fundus Images. *Journal of Digital Imaging*, 23 (4), 430-437.
- Kar, S., S., ve Maity, S., P., 2018. Automatic Detection of Retinal Lesions for Screening of Diabetic Retinopathy. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 65(3), 608-618.
- Kleawsirikul, N., Gulati, S. ve Uyyanonvara, B., 2013. Automated Retinal Hemorrhage Detection Using Morphological Top Hat and Rule-based Classification. 3rd International Conference on Intelligent Computational Systems, Singapur.
- Poddar, S., Jha, B.K. ve Chakraborty, C., 2011. Quantitative Clinical Marker Extraction from Colour Fundus Images for Non-Proliferative Diabetic Retinopathy Grading. 2011 International Conference on Image Information Processing (ICIIP 2011), Hindistan.
- Prentasic, P. ve Loncaric, S., 2016. Detection of exudates in fundus photographs using deep neural networks and anatomical landmark detection fusion. *ELSEVIER, Computer Methods and Programs in Biomedicine* 137, 281-292.
- Raja, S.S. ve Vasuki, S., 2015. Screening Diabetic Retinopathy in Developing Countries using Retinal Images. *Applied Medical Informatics*, 36 (1), 13-22.
- Rahebi, J. ve Hardalaç, F., 2016. A new approach to optic disc detection in human retinal images using the firefly algorithm. *Springer, Med Biol Eng Comput* (2016) 54, 453–461.
- Ramasubramanian, B.ve Selvaperumal, S., 2016. A Stand-alone MATLAB Application for the Detection of Optic Disc and Macula. 2016 International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies (ICACCCT), Hindistan.
- Reza, M.N. ve Ahmad, M., 2015. Automatic detection of optic disc in fundus images by curve operator. *Proceedings of International Conference on Electrical Information and Communication Technology (EICT 2015)*, Bangladeş.
- Rosas, R., Martinez, J., Hernandez, J. ve Uribe, L.J., 2015. A method to assist in the diagnosis of early diabetic retinopathy: Image processing applied to detection of microaneurysms in fundus images. *ELSEVIER, Computerized Medical Imaging and Graphics* 44, 41-53.

- Satman, İ., İmamoğlu, Ş., Yılmaz, C., Ayvaz, G. ve Çölekçi, A., 2012. Türkiye’de ve Dünya’da Diyabet Türkiye Endokrinoloji ve Metabolizma Derneği Diabetes Mellitus Çalışma ve Eğitim Grubu Raporu. http://www.turkjem.org/uploads/pdf/16-1-1_Diyabet_Raporu.pdf (01.06.2019).
- Shivaram, J.M., Patil, R. ve Aravind, H.S., 2009. Automated Detection and Quantification of Haemorrhages in Diabetic Retinopathy Images Using Image Arithmetic and Mathematical Morphology Methods. *International Journal of Recent Trends in Engineering*, 2 (6), 174-176.
- Sinthanayothin, C., 1999. Images analysis for automatic diagnosis of diabetic retinopathy. Doktora Tezi, King’s College London, Londra.
- Soares, J.V.B., Leandro, J.J.G, Cesar, R.M., Jelinek, H.F. ve Cree, M.J, 2006. Retinal vessel segmentation using the 2-D gabor wavelet and supervised classification. *IEEE*, 25 (9), 1214-1222.
- Sopharak, A., Uyyanonvara, B. ve Barman, S., 2013. Simple hybrid method for fine microaneurysm detection from non-dilated diabetic retinopathy retinal images. *ELSEVIER, Computerized Medical Imaging and Graphics* 37, 394-402.
- Staal, J., Abramoff, M.D., Niemeijer, M., Viergever, M.A. ve Ginneken, B.V, 2004. Ridge-based vessel segmentation in color images of the retina. *IEEE*, 23 (4), 501-509.
- Şirvan, O., 2010. Yapay sinir ağları kullanılarak retina görüntülerinden hastalık tanıma sistemi tasarımı ve gerçekleştirimi. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü/Türkiye, İzmir.
- Walter, T., Klein, J., Massin, P. ve Erginay, A., 2002. A Contribution of Image Processing to the Diagnosis of Diabetic Retinopathy—Detection of Exudates in Color Fundus Images of the Human Retina. *IEEE*, 21 (10), 1236-1243.
- Wan, S., Liang, Y., ve Zhang, Y., 2018. Deep Convolutional Neural Networks for Diabetic Retinopathy Detection By image Classification. *ELSEVIER Computers and Electrical Engineering*, 72 (1), 274-282.
- Winder, R.J., Morrow, P.J., McRitchie, I.N., Baillie, J.R. ve Hart, P.M., 2009. Algorithms for digital image processing in diabetic retinopathy. *ELSEVIER, Computerized Medical Imaging and Graphics* 33, 608-622.
- Yavuz, Z. ve Köse, C., 2011. Retinal blood vessel segmentation using Gabor filter and top-hat transform. *Signal Processing and Communications Conference (SIU)*, 546-549.
- Yavuz, Z. ve Köse, C., 2012. Bulanık C-Kümeleme Algoritması ile Retinal Kan Damarı Bölütleme. *ELECO '2012 Elektrik - Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu*, 29 Kasım - 01 Aralık 2012, Bursa, 562-566.
- Yavuz, Z. ve Köse, C., 2017. Blood Vessel Extraction in Color Retinal Fundus Images with Enhancement Filtering and Unsupervised Classification. *Hindawi Journal of Healthcare Engineering*, 2017(1), 12.
- Yılmaz, İ., 2007. Renk Sistemleri, Renk Uzayları Ve Dönüşümler. Selçuk Üniversitesi Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Öğretiminde 30. Yıl Sempozyumu, Konya.
- Zhang, X. ve Fan, G., 2006. Retinal spot lesion detection using adaptive multiscale morphological processing. *Springer*, 4292, 490-501.

7. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Aslıhan Merve YALÇINKAYA

Doğum Tarihi ve Yeri: 19.12.1989 / ZİLE

Medeni Hali: Evli

Yabancı Dili: İngilizce

Telefon: 0506 956 7243

E-Posta : aslihanmerve.yalcinkaya@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Lisans	Gazi Üniversitesi / Mühendislik Fakültesi - Bilgisayar Mühendisliği	2013
Lise	Tokat Milli Piyango İhya Balak Milli Fen Lisesi	2008

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
09.2013– 01.2014	Beyaz Bilgisayar Danışmanlık Hizmetleri Ltd. Şti.	Bilgisayar Mühendisi
11.2018– Devam Ediyor	Milli Savunma Bakanlığı	Bilgisayar Mühendisi