

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GLOKOM TEŞHİSİ İÇİN OPTİK KOHERANS
TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDEN RETİNA SİNİR
LİFİ KATMANI TESPİTİ**

DOKTORA TEZİ

Mehmet Erhan ŞAHİN

Enstitü Anabilim Dalı

**: ELEKTRİK-ELEKTRONİK
MÜHENDİSLİĞİ**

Tez Danışmanı

: Doç. Dr. Mehmet Recep BOZKURT

Temmuz 2018

BEYAN

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Mehmet Erhan ŞAHİN

31.07.2018

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danışman hocam Doç. Dr. Mehmet Recep BOZKURT'a teşekkürlerimi sunarım.

Veri toplama ve yorumlama konusunda yardımlarını esirgemeyen Süleyman Demirel Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Göz Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Levent TÖK'e teşekkür ederim.

Ayrıca bu çalışmanın hasta dataları 23.07.2014 tarih ve 127 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu izni ile gerçekleştirilmiştir.

Bu sürenin her noktasında beni yalnız bırakmayan ailemin vermiş olduğu desteğe minnettarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	v
ŞEKİLLER LİSTESİ	vi
TABLolar LİSTESİ	ix
ÖZET	x
SUMMARY	xi
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ	1
1.1. Literatür Taraması	5
1.2. Tezde İzlenecek Yol	8
BÖLÜM 2.	
GÖZ ANATOMİSİ VE OFTALMOJİK TESTLER	10
2.1. Göz Anatomisi	10
2.1.1. Göz yuvarlağı	11
2.1.2. Göz merceğı (Lens)	12
2.1.3. İris	14
2.1.4. Konjonktiva	14
2.1.5. Göz kapağı	15
2.1.6. Kornea	15
2.1.7. Göz kasları	16
2.1.7.1. İntrinsik göz kasları	16
2.1.7.2. Ekstrinsik göz kasları	16

2.1.8. Göz sinirleri	17
2.2. Göz Hastalıkları	18
2.2.1. Miyopi	18
2.2.2. Hipermetropi	19
2.2.3. Astigmatizma	20
2.2.4. Glokom	20
2.2.4.1. Glokom tipleri	22
2.2.4.2. Glokomun teşhisi	23
2.2.4.2. Glokomun tedavisi	24
2.3. Elektrofizyolojik Testler	24
2.3.1. Elektrokülografi (EOG)	25
2.3.2. Elektoretinografi (ERG)	27
2.3.3. Optik Kohorens Tomografi (OCT)	29
2.3.3.1. Optik Kohorens Tomografi çalışma prensibi	30
2.3.3.2. Glokomun tanı ve takibinde OCT'nin kullanımı	32
 BÖLÜM 3.	
MATERYAL VE YÖNTEM	36
3.1. Sayısal Görüntü ve Görüntü İşleme	36
3.2. Sayısal Görüntü İşleme Yöntemleri.....	42
3.2.1. Nokta işleme yöntemleri	42
3.2.1.1. Negatif görüntü	42
3.2.1.2. Histogram	43
3.2.1.3. Histogram eşitleme	45
3.2.1.4. Parlaklık ayarlama	46
3.2.1.5. Kontrast	48
3.2.1.6. Eşikleme (Thresholding)	49
3.2.2. Görüntü zenginleştirme yöntemleri	53
3.2.2.1. Görüntü yumuşatma.....	54
3.2.2.2. Görüntü keskinleştirme	58
3.2.2.3. Kenar tespiti (Enhancement)	59
3.3.3. Morfolojik İşlemler	64

3.3. Hough Dönüşümü	64
3.3.1. Hough dönüşümü teorisi	65
BÖLÜM 4.	
ARAŞTIRMA BULGULARI	69
BÖLÜM 5.	
TARTIŞMA VE SONUÇ	75
KAYNAKLAR	83
ÖZGEÇMİŞ	91

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

CCD	: Charge Coupled Devices
EOG	: Electrookülagram
ERG	: Elektroretinogram
ERP	: Erken Reseptör Potansiyeli
GCC	: Ganglion Cell Complex
GCL	: Ganglion Cell Layer
GMM	: Gaussian Mixture Modeline
GRP	: Erken Reseptör Potansiyeli
IPL	: İç Plexiform Tabaka
ISCEV	: International Society for Clinical Electrophysiology of Vision
MIT	: Massachusetts Teknoloji Enstitüsü
mV	: Milivolt
μ V	: Mikrovolt
NEEC	: New England Göz Merkezi
OCT	: Optik Cohorence Tomography
OPS	: Osilatuar Potansiyeli
PERG	: Patern Elektroretinogram
RNFL	: Retinal Nerve Fiber Layer
RPE	: Retina Pigment Epiteli
RSLT	: Retina Sinir Lifi Tabakası
SLD	: Superluminescent Diode Laser
VER	: Görme Uyarımına Kortikal Yanıt

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Elektromanyetik spektrumda görünür bölge	3
Şekil 1.2. Görüntü işlemenin temel basamaklarını gösteren blok diyagramı.....	3
Şekil 2.1. Gözün genel görünümü	10
Şekil 2.2. Gözün yapısı	11
Şekil 2.3. Retinal katların mikroskopik görünüşü	12
Şekil 2.4. Lensin görünümü	13
Şekil 2.5. Lensin yerinde durmasını sağlayan zonüllerin görünümü	13
Şekil 2.6. Konjonktiva	14
Şekil 2.7. Korneanın histolojik tabakaları	15
Şekil 2.8. Ekstrinsik göz kasları	17
Şekil 2.9. Ekstrinsik kasların yandan görünümü	17
Şekil 2.10. Orbitanın sensitif sinirleri	18
Şekil 2.11. (a) Normal görme (b) Miyopi	19
Şekil 2.12. (a) Normal görme (b) Hipermetropi	19
Şekil 2.13. (a) Normal görme (b) Astigmatizma görme	20
Şekil 2.14. Glokom oluşumunun şematik gösterimi	21
Şekil 2.15. Açık açılı glokom	22
Şekil 2.16. Kapalı açılı glokom	23
Şekil 2.17. EOG kayıt örneği	26
Şekil 2.18. Retina hücreleri ve flash ışık karşısındaki cevapları	27
Şekil 2.19. ERG sinyali	28
Şekil 2.20. OCT'nin çalışma prensibi	30
Şekil 2.21. Farklı OCT yazılımlarında retina görüntüleri	31
Şekil 2.22. Ganglion hücre kompleksi	34
Şekil 2.23. Optik disk parameter görüntü çıktısı	35
Şekil 3.1. Örnekleme ve nicelemesine örnek bir görüntü	36

Şekil 3.2. Örnek bir görüntü üzerinde belirli bir bölgenin piksellerinin büyütülmüş hali	37
Şekil 3.3. Görüntü ve piksel sayısı	38
Şekil 3.4. İkili sayısal görüntü	39
Şekil 3.5. Gri seviyeli sayısal görüntü	40
Şekil 3.6. RGB renk bileşenleri	41
Şekil 3.7. Negatif görüntü için dönüşüm fonksiyonu	43
Şekil 3.8. Gri skala görüntü ve görüntüye ait histogramı	43
Şekil 3.9. Görüntü histogramında karanlık ve parlaklık imajı	44
Şekil 3.10. Görüntü ve histogramında karşıtlığı düşük ve yüksek imajı	44
Şekil 3.11. (a) Orijinal görüntü (b) Orijinal görüntünün histogramı (c) Histogram eşitleme uygulanmış görüntü (d) Histogram eşitleme uygulanmış görüntünün histogramı	46
Şekil 3.12. Sabit c sayısının değişimine göre parlaklık ayarı örnek görüntü	47
Şekil 3.13. (a) $c < 0$ durumu dönüşüm fonksiyonu (b) $c > 0$ durumu dönüşüm fonksiyonu	47
Şekil 3.14. Gri skaladaki bir görüntünün kontrast ayarı	48
Şekil 3.15. Kontrast germe fonksiyonu eğrisi	49
Şekil 3.16. Aynı görüntü dosyasının kontrast germe işleminden önceki (a) ve sonraki (b) halleri	49
Şekil 3.17. Histogramın sadece bir eşik değeri kullanılarak bölütlenmesi	51
Şekil 3.18. (a) Orijinal görüntü (b) Otsu eşik algoritması uygulanan görüntü	53
Şekil 3.19. (a) Orijinal görüntü (b) 5x5 Average filtresi uygulanmış görüntü	55
Şekil 3.20. Median filtresi işlem basamağı	56
Şekil 3.21. (a) Orijinal görüntü (b) 3x3 Median filtre uygulanmış görüntü (c) 5x5 Median filtre uygulanmış görüntü (d) 7x7 Median filtre uygulanmış görüntü	56
Şekil 3.22. (a) Orijinal görüntü (b) Gaussian filtre uygulanmış görüntü $\sigma = 2$	57
Şekil 3.23. (a) Orijinal görüntü (b) Laplacian operatörü uygulanmış görüntü (c) Laplacian operatörü ile orijinal görüntünün üst üste getirilmiş hali	59
Şekil 3.24. (a) Orijinal görüntü (b) Sobel filtre uygulanmış görüntü	60
Şekil 3.25. (a) Orijinal görüntü (b) Prewit filtre G_x matrisi uygulanmış görüntü (c)	

Prewit filtre G_y matrisi uygulanmış görüntü	61
Şekil 3.26. (a) Orijinal görüntü (b) Canny filter uygulanmış görüntü	63
Şekil 3.27. (a) Orijinal görüntü (b) LOG filter uygulanmış görüntü	63
Şekil 3.28. Morfolojik yapıtaş elemanı örnekleri	64
Şekil 3.29. Düz bir doğrunun ρ ve θ gösterimi	66
Şekil 3.30. Görüntü uzayı	66
Şekil 3.31. Hough uzayı	67
Şekil 4.1. RNFL katmanı tespiti iş akış diyagramı	69
Şekil 4.2. OCT orijinal görüntüsü	70
Şekil 4.3. Fovea bölgesinin Sobel filtreden geçirilmiş görüntüsü	71
Şekil 4.4. RNFL katman görüntüsü	72
Şekil 4.5. RNFL alt katman görüntüsü	73
Şekil 4.6. Hough parametre uzayı uzun dikey çizgilerle noktaları	74
Şekil 4.7. Belirlenen koordinat değerlerinin görüntüsü	74
Şekil 4.8. Fovea bölgesi	74
Şekil 5.1. Hough dönüşümü RNFL katman tespiti uygulanmış görüntüsü	75
Şekil 5.2. Prewit kenar belirleme uygulanmış görüntüsü	76
Şekil 5.3. Robert kenar belirleme uygulanmış görüntüsü	76
Şekil 5.4. Canny kenar belirleme uygulanmış görüntüsü	76
Şekil 5.5. LOG kenar belirleme uygulanmış görüntüsü	76
Şekil 5.6. Sobel kenar belirleme uygulanmış görüntüsü	77
Şekil 5.7. (a) Orijinal görüntü (b) RNFL katmanı çizdirilmiş görüntü	77

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Kenar belirleme maskeleri	59
Tablo 3.2. Sobel konvülasyon matrisi	60
Tablo 3.3. Prewit filter operatörü matrisi	61
Tablo 4.1. Yatay ve düşey yöndeki ağırlık katsayıları	71
Tablo 5.1. Farklı hastalara ait RNFL katmanını çizdirilmiş görüntüler	78

ÖZET

Anahtar kelimeler: Görüntü işleme, glokom, optik koherens tomografi, retina sinir lifi katmanı

Bu çalışmada, göze ait elektrofizyolojik testler ve bunların sonucu ortaya çıkan sinyaller bilgisayar yazılımları kullanılarak incelenmiştir. Elektrofizyolojik testler klinikte görme yollarını, tümüyle değerlendirilmesini sağlayan oftalmolojide ve nörooftalmolojide önemli bir yere sahiptirler. Bu testlerden bir tanesi olan Optik Koherans Tomografi (OCT) dataları ele alınmıştır. OCT, gözdeki doku katmanlarını, yüksek çözünürlükte mikron seviyesinde tomografik kesitler olarak görüntüleyen tıbbi görüntüleme yöntemidir. Retina hastalıkları ve glokom tespitinde kullanılmaktadır. Glokom hastalığı göz içi basıncının artışı ile seyreden, retina ganglion hücre dejenerasyonu, optik sinir başında çukurlaşma ve görme alanı kaybı oluşturan, kronik optik nöropatidir. Glokom dünya çapında geriye dönüşsüz ve önlenemez körlüğün en önde gelen nedenidir. Bu datalardan glokom hastalığı tespiti için Retina Sinir Lifi katmanının (RNFL) kalınlaşıp kalınlaşmadığı Matlab programı görüntü işleme yöntemleri ile belirlenmiştir.

OCT cihazından 20 hastaya ait görüntü örnekleri alınmıştır. Görüntü işleme teknikleri ile önce renkli olan üç boyutlu görüntü iki boyutlu olan gri görüntüye çevrilerek işlem kolaylığı sağlanmıştır. Kenar belirleme yöntemleri olan Canny, Sobel, Gaussian filtreleri denenmiştir. Bunlardan Sobel filtresi en iyi sonucu vermiştir. Görüntü üzerindeki noktalardan komşulukları belirlenerek katmanlar çizdirilmiştir.

Yapılan çalışmalar sonucunda elde edilen katmanlardan glokom hastalığı için önemli olan üst katman RNFL katmanı renklendirilerek OCT görüntüsü üzerinde belirgin hale getirilerek görünebilirliği sağlanmıştır.

RETINAL NERVE FIBER LAYER DETECTION AT OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY IMAGE FOR THE DIAGNOSIS OF GLAUCOMA

SUMMARY

Keywords: Image processing, glaucoma, optical coherence tomography, retinal nerve fiber layer

In this study, electrophysiological tests of the pelvis and the resulting signals were investigated using computer software. Clinical electrophysiological tests are tests that have an important place in ophthalmology and neuroophthalmology, which allows them to be evaluated as a whole. One of these tests Optical Coherence Tomography (OCT) is discussed. OCT is a medical imaging method that displays tomographic layers of the eye by taking tomographic sections at high resolution micron level. It is used for retinal diseases and glaucoma detection. Glaucomatous disease is a chronic optic neuropathy, which is accompanied by an increase in intraocular pressure, retinal ganglion cell degeneration, loss of visual field at the optic nerve head. Glaucoma is the world's leading cause of irreversible and preventable blindness. The Matlab program, in which the Retinal Nerve Fiber layer (RNFL) thickens and thickens for the detection of glaucoma, is used with image processing methods.

Images of 20 patients from OCT were taken. With image processing techniques, the three-dimensional image, which is colored first, is turned into a two-dimensional gray image, thus facilitating operation. Canny, Sobel, and Gaussian filters, which are edge detection methods, have been tested. The Sobel filter is the best result. Layers are drawn by determining the neighborhoods from the points on the image.

The top layer RNFL layer, which is important for glaucomatous disease, is colored from the obtained layers as a result of the studies made so as to make it visible on the OCT image.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Dış dünyayı algılamak için çeşitli duyu organlarıyla donatılan insan vücudunda bu duyu organlarından görme işlevini yerine getiren göz, bunların en önemlisidir. Göz görme işlevi yanında vücudun dengesinde, duyu algılamada, ışığa bağlı hormonların salgılanmasında vs de aktif rol alır. Göz, omurgalılarda en gelişmiş duyu organı olup, bazı avcı omurgalılarda ve insanlarda en mükemmel halini almıştır.

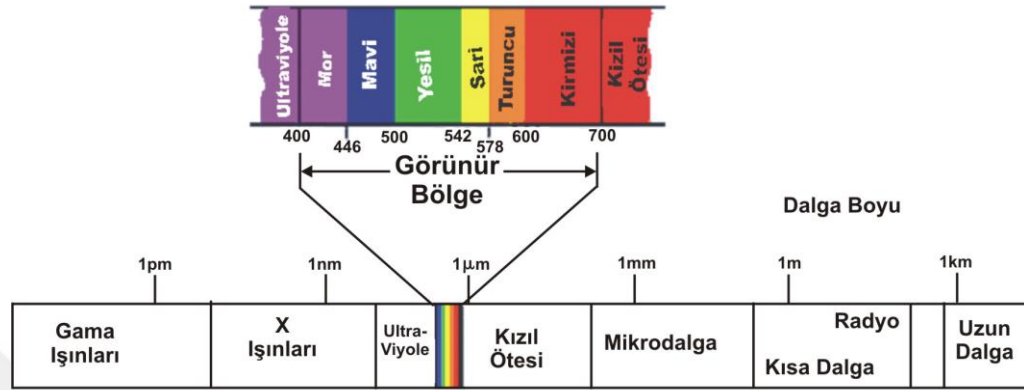
Canlı formlarının en basitlerinden en karmaşığına kadar ışığa karşı duyarlı farklı yapılar mevcuttur. Öglena, denizyıldızları, klorofilli su yosunları gibi basit yaşam formlarında dahi ışığı algılayan yapılar bulunmaktadır. Su yosunlarının, bitkilerin, özellikle çiçeklerin, hissetme ve görme yeteneklerinin bulunduğunu gösteren bilimsel çalışmalar vardır. Bazı sürüngenlerde, görmeyi sağlayan şakak kemiğı içinde göze benzer bir organ yer alır. Bu sürüngenlerin gözleri ayrı ayrı görür. Üzerlerinde pullar yer almaktadır. Buna kozalaklı göz denir. Su yüzeyinde yaşayan bazı balıkların üst ikisi su üzerini ve alt ikisi suyun içini görmesini sağlayan dört gözü bulunmaktadır. Eklembacaklıların gözleri hareketsizdir. Eklembacaklıların gözlerinde lens yoktur. Bunun yerine, çok sayıda basit yapılı gözün bir araya gelmesiyle oluşmuş ve petek göz adı verilen yapıya sahiptirler. Örümcekler gibi bazı eklembacaklılarda ise lens bulunmaktadır. Sayıları on ikiye kadar çıkan gelişmiş gözlere sahiptirler [1].

Gözlerin vücuttaki işlevi ve önemi ile doğru orantılı olarak göz kusurları ve rahatsızlıklarının da kişi hayatında oluşturduğu kısıtlar çok büyüktür. Gözde oluşabilecek her türlü rahatsızlık kişinin hayatına doğrudan etki etmektedir. Birçok göz kusuru ve rahatsızlığı bulunmaktadır. Halk arasında göz tansiyonu da denen glokom da bunların en önemlilerinden biridir.

Glokom, retinada ganglion hücre ölümüne bağlı olarak meydana gelen, müdahale edilmez ise körlüğe kadar ilerleyen, optik sinir hasarı ve buna bağlı olarak görme alanı kayıpları ile kendisini gösteren kronik bir optik göz siniri hastalığıdır. Glokom hastalığının oluşturduğu hasarın tespit ve takip edilmesinde optik disk retina sinir lif tabakası (RNFL) fotografisi ve klinik oftalmoskopik muayene kullanılır. Ancak bu testler testi yapan kişinin kabiliyetine bağlı olduğundan farklı kişilerin yaptığı testler farklı sonuçlar verebilmektedir. Bu yüzden glokom teşhis ve takibinde kullanmak üzere, optik disk RNFL ve ganglion hücre hasarları konusunda uygulayıcıya bağlı olmayan ve objektif veriler sağlayacak yöntemlere ihtiyaç vardır. Bu alanda yapılan çalışmalar sayesinde glokom hastalığının sebep olduğu hasarın geç kalınmadan tespit edilmesini sağlayabilecek görüntüleme teknolojileri geliştirilmiştir. Bunlardan birisi optik koherans tomografidir (OCT). Bu yöntemde 800 nm dalga boyu civarında ışık dalgaları ile retina ve optik sinirin temassız ve non-invaziv bir şekilde yüksek çözünürlüklü tomografik kesit görüntüleri elde edilir. Gözdeki optik disk ve retinaya ait tomografik kesit görüntüler elde edilirken, kızılötesi ışığın doku katmanlarından geri yansımaları özelliğinden faydalanılır. Böylece OCT sayesinde, retina tabakaları ayırt edilerek RNFL kalınlığının ölçülebilir ve optik sinir başı parametreleri elde edilebilir. Bu teknik, glokom teşhisinde ve takibinde çok kullanılan bir görüntüleme yöntemi olmuştur [2,3].

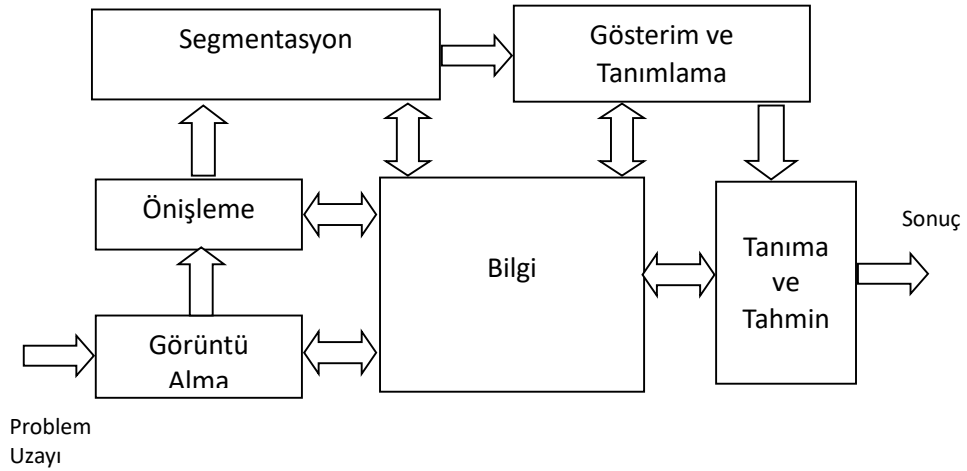
Bilgisayarların hızlanması ve hesap kabiliyetlerinin artması ile buna bağlı olarak yüksek hesap gerektiren algoritmalar ve işleme yöntemleri de hızlı bir gelişme göstermiştir. Tüm bunlara bağlı olarak sayısallaştırılmış verilerin işlenmesi konusunda büyük ilerlemeler yaşanmıştır. Bilgisayarların bellek kapasitelerinin ve veri işleme hızlarının artışı buna paralel olarak görüntü işleme teknolojilerinde de hızlı bir gelişme sağlamıştır. Görüntü işleme konusunda en gelişmiş ve karmaşık sistemlerden birisi insan görme ve algılama sistemidir. İnsan algı sistemi, görüntü yakalama, gruplama ve analiz konusunda çok gelişmiştir. Görme duyusu organımız olan göz, insan görme sisteminin başlangıç noktasıdır. Işık tayfındaki dalga boylarının bir kısmı insanların görme organı olan göz tarafından algılanabilir. Şekil 1.1.'de verildiği gibi insan gözünün görebileceği elektromanyetik dalgaboyu aralığına görünür bölge denir. Canlı türlerine göre farklı görme spektrumu vardır.

Örneğin bir arının görebildiği dalgaboyu aralığı mor ötesi bölgede başlar ve yeşil renge ait dalga boylarında sonlanır. İnsan için görünür bölge dalga boyu aralığı $0,4\mu\text{m} - 0,7\mu\text{m}$ ' dir [4].



Şekil 1.1. Elektromanyetik spektrumda görünür bölge [5].

Görüntü işleme için, gerçek hayattaki görüntüler sayısallaştırılarak görüntü işleme sistemine bir girdi olarak sokulur ve bu sistemde işlenerek sayısallaştırılmış resmin özellikleri ve görüntüsü üzerinde oynanır. Gerçek hayattan sayısallaştırılarak alınan görüntülerde, bu sayısallaştırma işleminin bit derinliğine bağlı olarak değişen bir gürültü (noise) bulunur. Görüntü işleme yöntemleri ile söz konusu gürültüler giderilebilir. Bir görüntü işleme sistemi birçok işlem basamağına sahiptir. Bunlar Şekil 1.2.'de blok diyagram olarak gösterilmiştir.



Şekil 1.2. Görüntü işlemenin temel basamaklarını gösteren blok diyagram [6].

Genel olarak basit iki değişkenin fonksiyonu bir görüntüyü tanımlar. Örneğin $f(x,y)$ şeklinde bir fonsiyonla ifade edilecek olursa, burada f parlaklık gibi bir şiddet birimi ve x, y değişkenleri görüntünün gerçek koordinatlarını gösterir. Bir görüntü genellikle alt görüntü parçalarından meydana gelir ve bu alt parçalara bölge denir. Görüntü işleme yöntemi, belirlenen bölgelere uygun işlemi yapabilmelidir. rnek verecek olursak görüntünün bir bölgesi parlak hale getirilirken, başka bir bölgesi bulanıklaştırılabilmelidir [6].

Dijital görüntü sayısal değerlerden oluşur. Dijital görüntü işleme özellikle iki önemli alanda uygulanır. Bunlardan birisi görüntü kalitesinin arttırılıp bu görüntülerin depolanmasıdır. İkincisi ise görüntünün insan algılamasına veya makine öğrenmesine yönelik olarak hazırlanması ve işlenmesidir. Bu ikinci alan medikal uygulamalardan uzay araştırmalarına, savunma teknolojilerinden jeolojik araştırmalara kadar çok geniş bir alanda uygulanmaktadır.

Görme en gelişmiş duyu olduğundan insan algısında en büyük rolü de göz oynar. Ancak insan elektromanyetik dalga spektrumun sadece sınırlı bir bandını görebilirken görüntüleme cihazları insan gözünün göremediği gama ışınlarından radyo dalgalarına kadar neredeyse tüm tayfı kapsayabilirler. Dolayısıyla bu cihazlar, ultrason, elektron mikroskobu veya bilgisayar tarafındanretilen görüntüler gibi insanların görüntülerle ilgili olarak alışık olmadıkları kaynaklar tarafındanretilen grntlerzerinde çalışabilirler.

Görüntü işleme teknikleri temel olarak aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir: [7].

- Görüntü Tamiri (Image Restoration)
- Görüntü İyileştirme (Image Enhancement)
- Görüntü Blmlleme (Image Segmentation)
- Görüntü Sıkıştırma (Image Compression)
- Görüntü Yapılandırma (Image Manipulation)

Görüntü işlemede kullanılan temel operatörler de şu başlıklar altında toplanabilir:

- Aritmetik İşlemler (Toplama, Çıkarma, Çarpma, Bölme)
- Nokta İşlemleri (Eşikleme, Uyarlanabilir Eşik, Kontrast Yayılımı, Histogram Eşitleme, Logaritmik Operatörler)
- Geometrik İşlemler (Ölçekleme, Döndürme, Yansıtma, Öteleme)
- Görüntü Analizi (Yoğunluk Histogramı, Sınıflandırma, Bağlantılı Parçaların Belirlenmesi)
- Morfolojik İşlemler (Aşındırma, Genişletme, Açma, Kapama, İnceltme, Kalınlaştırma, İskelet Çıkarma)
- Dijital Filtreler (Average Filtre, Median Filtre, Gaussian ve Laplacian Filtreleri, Frekans Filtreleri, Bulanık Filtre)
- Özellik Dedektörleri (Robert Cross, Sobel, Canny Kenar Dedektörleri, Çizgi Dedektörü)
- Görüntü Dönüştürücüler (Uzaklık Dönüşümü, Fourier Dönüşümü, Hough Dönüşümü)
- Görüntü Sentezi (Gürültü Üretici)

1.1. Literatür Taraması

D. Koozekanani ve ark. OCT görüntülerinde RNFL katmanı tespitini Markov Sınır belirleme yöntemi ile tespit etmiştir. 25 mm den az bir farkla sapmaların olduğunu yüzde seksendokuz oranda başarılı olduğunu ortaya koymuştur [8].

A. M. Bagci ve ark. Retinada bulunan altı katmanı tanımlamak için optik koherens tomografi (OCT) görüntülerini otomatik olarak ayırmak için yeni bir algoritma geliştirilmiştir. Burada 2 boyutlu görüntüler üzerinde sınır tespit tekniği, uygulanmıştır. 15 sağlıklı hasta görüntüleri üzerinde çalışılmıştır. Algoritma tarafından türetilen otomatik kalınlık ölçümleri, manuel segmentasyon sonuçlarından ortalama olarak 5 mikrondan daha azdır [9].

L. Zongqing ve arkadaşları OCT görüntüsünden RNFL'nin otomatik segmentasyonu ve kalınlık tahmini için OCT veri setlerini olasılık yoğunluk alanları olarak modellemiş ve retina içindeki RNFL bölgesinin ana hatlarını çizecek bir seviye seti modeli geliştirmişler. İki olasılık yoğunluk fonksiyonunun farkını tanımlamak için simetrik Kullback-Leibler mesafesini kullanmışlar. Sonuçlar, yeni yaklaşımın retinal OCT görüntüsünün RNFL'sini sağlam ve doğru bir şekilde bölümlere ayırabildiğini göstermişler [10].

M. K. Garvin ve arkadaşları 3 boyutlu OCT görüntülerinin tabaka segmentasyonu üzerine çalışmışlardır. Burada genel katman tespitinden farklı olarak iki farklı yöntem sunmuşlardır. Bunlar; değişken fizibilite kısıtlamalarını ve gerçek bölgesel bilgileri dahil etmişlerdir. 13 OCT görüntüsünden oluşan bir eğitim setinden öğrenim sağlanmıştır. Eğitimden sonra, yaklaşım 14 denekten 28 görüntüden oluşan bir test setinde test edilmiştir. Altı katman bölümlere ayrılmış ve manuel olarak izlenen ve standart olarak bilinen referans değerleri ile ortalama 5.69 ± 2.41 μm 'lik hata elde edilmiştir [11].

S. Kavitha ve arkadaşları yaptıkları çalışmada erken glokom teşhisi için cup disk oranına bakmışlardır. Bu tespit için mevcut yaklaşımlar oldukça zaman alıcı olduğundan manuel eşik analizi kullanılarak cup disk oranını belirlemişlerdir. Burada diski otomatik olarak çıkarmak için bileşen analizi ve ilgili alan tabanlı segmentasyon yöntemlerini önermişlerdir. Cup disk oranı için bileşen analizi yöntemi kullanıp, aktif kontür sınırı doğru olarak çizdirmişlerdir [12].

A. Naseri ve arkadaşları bu çalışmalarında, OCT görüntülerinden retina tabakalarının tanınması için algoritma önermişlerdir. Bu yaklaşımda, özellik çıkarma için birlikte oluşum matrisine ve sınıflandırma için denetimli bir öğrenme yöntemini kullanmışlardır. RNFL katman tespiti için destek vektör makinesi (SVM support vector machine) kullanılmıştır. Bu iki yöntemin birleştirilmesiyle % 98,6 hassasiyete

ulaşılmıştır. Başka bir çalışmada multilayer perceptron (MLP) sınıflandırmasını kullanarak % 96,6 oranını yakalamışlardır [13].

S. Lu ve arkadaşları yapılan çalışmada OCT görüntülerinde otomatik katman tespiti yapılmıştır. Önerilen teknikte, OCT görüntüleri ilk olarak yinelemeli polinom yumuşatma prosedürü ile tespit edilen kan damarları tarafından çeşitli bölümlere ayrılmıştır. Her bölünmüş OCT bölümü daha sonra yerel görüntü gürültüsünü düzelten, ancak küresel kenar bilgisini koruyan bilateral bir filtre ile filtrelenmiştir. Son olarak, OCT katman sınırı, sınır kenarlarından tanımlanmış ve farklı spesifik OCT katmanlarına ayrılmıştır [14].

J. Xu bu makalesinde, glokom hasarını tespit etmek için OCT görüntülerini bitişik pikselleri süper piksel haline getirdikten sonra makine sınıflandırıcı kullanmıştır. İlk olarak OCT görüntüsü 2 boyuta dönüştürmüş ve yüz piksele bölmüştür. Süper piksel özelliklerinde güçlendirici algoritma kullanılarak makine sınıflandırıcı analizi gerçekleştirmiştir. Yüz doksan iki 3 boyutlu OCT görüntüsü test etmiştir. Algoritmanın glokom hastalığını tespit etmek için geliştirme potansiyeline sahiptir olduğunu belirtmiştir. Önerilen bu yöntemle bazı parametrelerin değiştirilerek çeşitli patolojik hastalıklara ait özelliklerin tespit edilebilirliğinin olduğunu söylemiştir [15].

Q. Da ve Y. Sun OCT görüntülerinden Retina sinir lifi tabakası kalınlığını ölçerek, glokom veya katarakt gibi hastalıklar teşhisi için görüntü işleme üzerine çalışmışlardır. Algoritma dört adım içermektedir. Her şeyden önce, görüntü, yerel görüntü gürültüsünü baskılayan ancak global görüntü varyasyonunu retinal tabaka sınırı boyunca tutan iki taraflı bir filtre ile filtrelenmiştir. İkinci olarak, görüntü, retinal kan damarlarına göre bölütlenmiştir. Üçüncü olarak, katmanlar gradyan bilgisine bakılarak ayrılmıştır. Sonunda, kenar seçimini optimize etmek için en kısa yol araştırması uygulanmıştır. Segmentasyon algoritması bağımsız manuel segmentasyon ile doğrulanmış ve normal OCT hacimlerinin bölümlendirilmesinde yüksek doğruluk ve tekrarlanabilirlik olduğu gösterilmiştir [16].

F. Shi ve arkadaşları 3D OCT görüntülerinde Seröz Pigment Epitel Dekolmanı tespiti için çalışmışlardır. Önerilen teknik, Seröz Pigment Epitel Dekolmanı tanısı konmuş 20 hasta görüntüsü değerlendirilerek yapılmıştır. Deney sonuçlarına göre; tabaka segmentasyonu için sınır konumlandırma hatası $7.87 \pm 3.36 \mu\text{m}$ 'dir ve gözlemcinin ortalama değişkenliği $7.81 \pm 2.56 \mu\text{m}$ ile karşılaştırılmıştır. Seröz Pigment Epitel Dekolmanı hacim segmentasyonu için gerçek pozitif hacim fraksiyonu, yanlış pozitif hacim fraksiyonu ve pozitif prediktif değer sırasıyla % 87,1, % 0.37 ve % 81,2'dir. $512 \times 64 \times 480$ boyutları için OCT verileri için ortalama çalışma süresi 220 saniyedir [17].

Y. M. Cha ve J. H. Han Retina katmanı segmentasyon için OCT'yi kullanarak Gaussian Mixture Modeline (GMM) dayalı katman belirleme üzerine çalışmışlardır. Bu yöntemde, bir akıllı izleme çekirdeği ve Gaussian mixture model (GMM) tabanlı bir küme maskesi kullanılmıştır. Bu piksellerin bozulmadan hassas bir şekilde sınıflandırılmasını sağlar. Gaussian mixture model tarafından oluşturulan yerel olarak kümelenmiş görüntülerle eşleştirerek sınırlar belirlenir. Bu da tek bir piksel ölçeğinde yapıların hassas sınıflandırılmasını sağlamış. Bu sistem yedi ana retinal katmanı belirlemek için kullanılmıştır. Daha sonra, pik saptama kullanılarak, iki ayrı sınır, önceki bölümlendirmeden sonra kalan sınırlı alanda yeterli özelliklerin ortaya çıktığı bölgelerde kolayca belirlenmiş. Bu algoritma modeli kullanarak, foveal alanlarda retina tabakasının farklı katmanları başarılı bir şekilde bölünmesi gösterilmiştir. Bu şekilde Bir piksel farkının 0.909 hassasiyette kesitlere ayırdığı belirtilmiştir. Düşük kaliteli verilerde etkili olduğu belirtilmiş ve farklı morfolojik kesitlerin belirlenmesinde kullanılabileceği belirtilmiştir [18].

1.2. Tezde İzlenecek Yol

Bu çalışmada, glokom hastalığının patolojik bulguları olan retina sinir lif tabakasındaki incelme ve optik disk çukurlaşmasının objektif olarak saptanabilmesi

için OCT çıktılarının görüntü işleme yöntemleri kullanılarak yorumlanması konusunda yardımcı olabilecek algoritma geliştirilmiştir.

İkinci bölümde göz anatomisi, gözün yapısı, göz hastalıkları detaylı olarak anlatılacaktır. Glokom hastalığı üzerine yoğunlaşıldığından dolayı bu hastalık detaylı olarak ele alınacaktır. Ayrıca göz hastalıklarının tanı ve tedavisinde kullanılan teşhis tedavi yöntemlerinden bahsedilecektir.

Üçüncü bölümde görüntü işleme yöntemleri ele alınacaktır. Nokta işlemleri; eşikleme, ontrast yayılımı, histogram eşitlemelerden, dijital filtreler; average filtre, median filtre, gaussian ve laplacian Filtrelerinden, özellik dedektörleri Sobel, Canny Prewit çizgi dedektöründen, görüntü dönüştürücüler; Hough dönüşümünden bahsedilecektir.

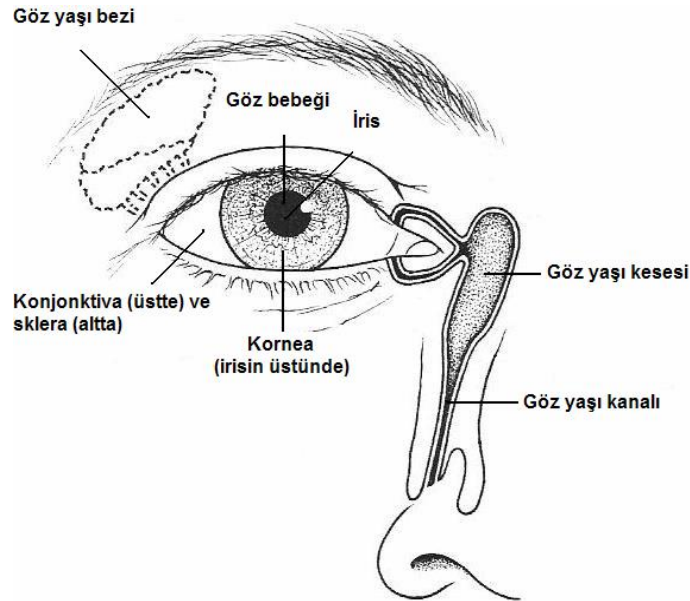
Dördüncü bölümde glokom hastalığını tespit edebilmek için OCT cihazından alınan görüntülerin Matlab programı kullanılarak elde edilen algoritmadan bahsedilecektir. Bu algoritma sonucu elde edilen sonuçlara yer verilecektir.

Son bölüm olan beşinci bölümde ise geliştirilen algoritma sonucu hasta dataları analizleri yapıp sonuçlara ait verilere yer verilecektir.

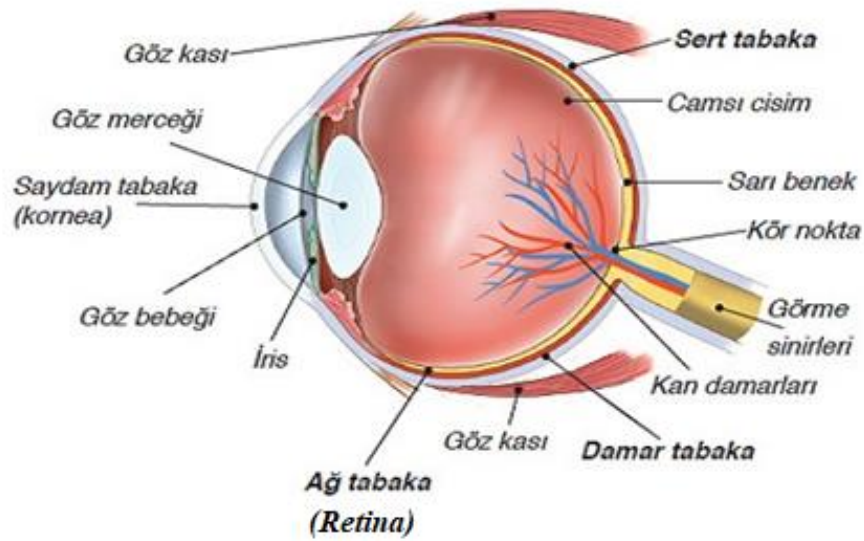
BÖLÜM 2. GÖZ ANATOMİSİ VE OFTALMOJİK TESTLER

2.1. Göz Anatomisi

Göz en önemli duyu organlarımızdan birisidir. Beyne akan bilginin büyük bir kısmını gözden gelen sinyaller oluşturur. Gözün tüm duyu sistemindeki önemi ve sağladığı bilgi, yapısının hassas oluşu gibi sebeplerle kafatası içinde kemikten bir çukur içinde korumaya alınmıştır. Kemiklerle çevrili gözün içinde yer aldığı bu boşluğa göz çukuru (orbita) denir. Göz çukuru üzerinde kaşlar ve kaş kemiği, dış tarafında ve altında şakak kemiği, iç tarafında ise burun kökü ile çevrelenmiştir. Gözü dışarıdan gelebilecek yabancı maddelerden korumak üzere göz kapağı ve göz kapağı üzerinde kirpikler bulunmaktadır. Göz çukuru içinde göz küresi, bunu hareket ettiren kaslar, buradaki yapıları besleyen damarlar, göz hareketleri için bilgi getiren ve gözde oluşturulan bilgileri beyne götüren sinirler ile tüm bunlara destek olan yağ dokusu bulunur [19].



Şekil 2.1. Gözün genel görünümü [19].



Şekil 2.2. Gözün yapısı [20].

2.1.1. Göz yuvarlağı

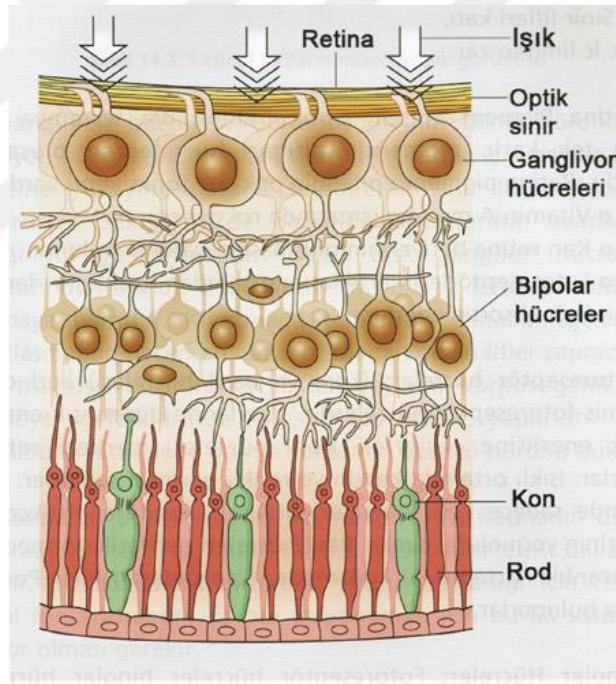
Göz yuvarlağı, iç içe geçmiş üç katmandan oluşur. Şekil 2.2.'de görüldüğü üzere bu katmanlar sırasıyla Sert tabaka, Damar tabaka ve Ağ tabaka (Retina) olarak adlandırılır [19].

Sert tabaka, göz yuvarlağının en dış katmanıdır. Bağ dokusundan oluşmaktadır. Ön tarafında camsı bir şekilde saydam tabakan (kornea), arkada ise beyaz renkli sert tabakadan (sklera) meydana gelmiştir. Kornea; göz içi sıvısı, gözün etrafındaki damarlardan ve gözyaşından beslenmesini sağlar. Göz saydamlığını kaybederse görme yetisini kaybeder. Bu durumda sadece ışığı ve hareketleri fark edebilir. Sert tabaka göz kaslarının tutunduğu bir yerdir. Aynı zamanda göz küresinin şeklini almasını da sağlar.

Damar tabaka, Sert tabakanın bir altındaki katmandır. Bu bölgede gözün beslenmesini sağlayan kan damarları yoğunluktadır. Damar tabaka, koroid, siliar cisim ve iris adı verilen üç kısımdan meydana gelir. Koroid, arkada gözün büyük bir kısmını meydana getirir. Siliar cisim, iris ile koroid arasındaki katmandır. Bu iki katmanın uyumunu sağlayan siliar kas burada bulunur. Ayrıca göz içi merceğini tutar. İris ise göze rengini veren ve gözün diyafram görevini yapan katmandır. İrisin

ortasında bulunan boşluğa göz bebeği (pupilla) olarak adlandırılır. Göze rengini iriste bulunan kromatofor hücrelerindeki pigmentler verir. Göz bebeği farklı fiziksel ortamlarda ve beynin farklı aktivitelerine göre sürekli büyüyüp küçülmektedir.

Ağ tabaka (Retina), gözün en iç tabakasıdır. Gözün görmesini bu tabaka sağlar. Kon ve rod olarak iki farklı hassas hücreye sahiptir (Şekil 2.3.). Gözdeki rod hücre miktarı, koni hücre miktarının yaklaşık 24 katı kadardır. Koni hücreleri aydınlıkta görmeyi, renk (Renk algılamak için üç çeşit koni hücresi vardır. Bunlar kırmızı yeşil ve mavi renkleri algırlar.) ve şekilleri algılamayı sağlarken, rod hücreleri alaca karanlıkta görmeyi sağlar. Bu hücrelerin her ikisi de üzerlerine düşen ışığı beynin algılayabileceği elektrik sinyallerine çevirirler. Koni hücreleri retinanın merkezinde daha yoğun bulunurken retinanın çevresine doğru gidildikçe rod yoğunluğu artar.

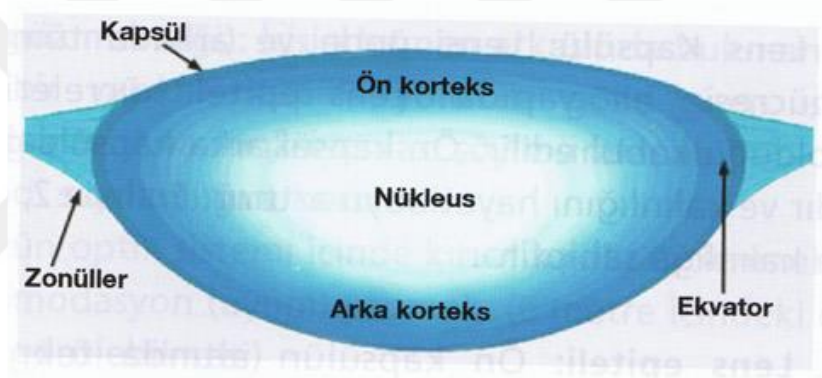


Şekil 2.3. Retinal katların mikroskopik görüntüsü [21].

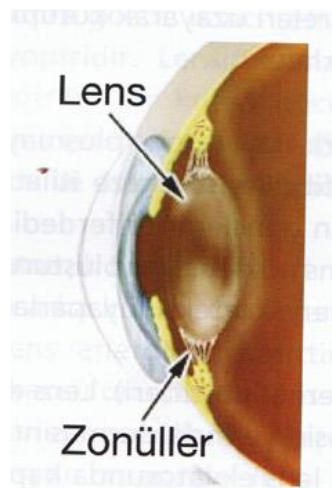
2.1.2. Göz merceği (Lens)

Göz merceği iris ve göz bebeğinin arka tarafında bulunan, saydam, ince kenarlı bir mercektir. Pupilla üzerinden göze giren ışığı retinada odaklayacak şekilde kırar. Ana fonksiyonları, kendi saydamlığını korumak, gözün optik sistemi içinde kırıcılık rolü

üstlenmek ve yakındaki cisimlerin netliğini ayarlamak, ultraviyole ışınlarını absorbe etmek şeklinde özetlenebilir. Işığın kırıldığı ikinci nokta lenstir. Lensin olmaması durumunda gözün kırma gücü olmaz buna afaki denir. Şekil 2.4.'de görüldüğü gibi lens iki taraftan bastırılmış bir küreye benzer. Yetişkinlerde ortalama 4 mm kalınlığında 10 mm çapındadır. Lens kapsül denilen bir zar ile tamamen kaplıdır. Lens epitel hücreleri ön kapsülün altındadır. Şekil 2.5.'de görüldüğü üzere lens kapsülünden uzanan zonüllerle korpus siliyareye tutunur. Lensin anatomisi karmaşık değildir ve farklı özellikleri vardır. Bunlar; lensin sinirsel uyarımı yoktur. Lens damarsız olduğundan, lens ön tarafındaki hümör aközden ve arka tarafındaki vitreusden beslenir. Kapsül isminde bir zar ile kaplıdır. Ömür boyunca büyümesini sürdürür [19].



Şekil 2.4. Lensin görünümü [21].



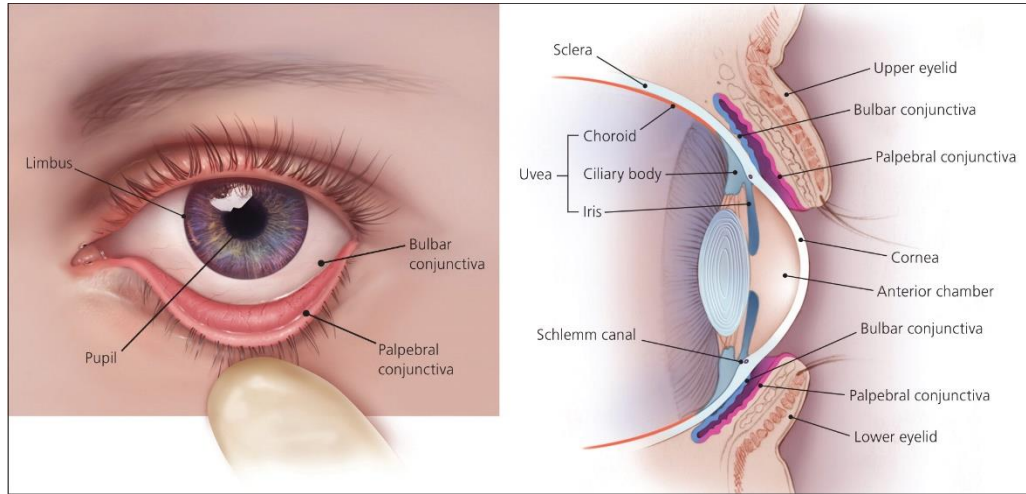
Şekil 2.5. Lensin yerinde durmasını sağlayan zonüllerin görünümü [21].

2.1.3. İris

İris göze rengini veren kısımdır. İrisde bulunan pigmentler sayesinde renkli olarak görünür. İris melanin adı verilen pigmentlerin yoğunluğuna göre renklenir ve çeşitli renklerde görünür. İki tip düz kastan meydana gelir. İrisin merkezinde bulunan açıklığa göz bebeği (pupilla) adı verilir. İris üzerinde bulunan kaslar sayesinde göz bebeği daralıp genişleyebilir.

2.1.4. Konjonktiva

Gözün dış ortam ile temas halindeki kısımlarını, sert tabakanın ön kısmını ve göz kapaklarının arka yüzeylerini örten saydam, ince, mukoz bir zarıdır. Üç kısımda incelenebilir. Bunlar bulber konjonktiva (göz kapaklarının iç yüzeyini ve göz küresinin ön yüzünü örten ince saydam zar), forniks (alt ve üst göz kapakları ile göz küresi arasındaki cep şeklindeki boşluk), kapak konjonktivasıdır (Şekil 2.6.). Konjonktiva epiteli, gevşek bir bağ dokusu üzerinde yer alan stratifiye kolumnar hücrelerden oluşur. Konjonktivada, goblet hücreleri ve gözyaşı bezleri yer alır [22].



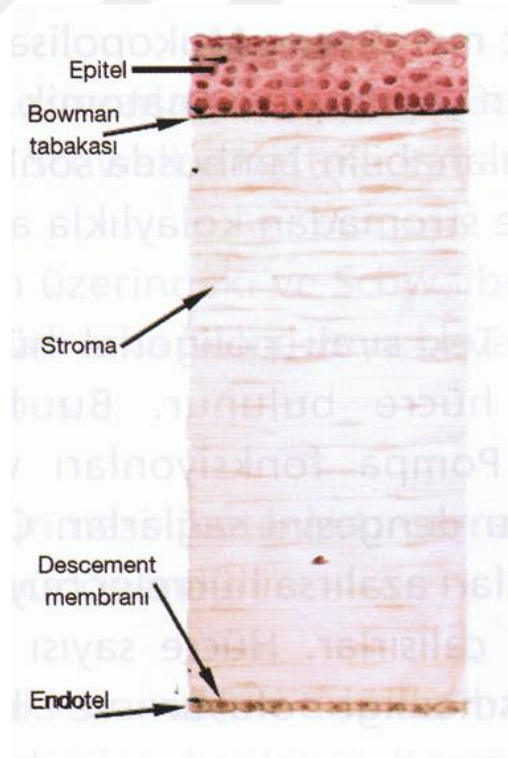
Şekil 2.6. Konjonktiva [23].

2.1.5. Göz kapağı

Göz kapaklarının dış yüzünü ince deri örterken, iç yüzünü konjonktiva örter. Kaslar sayesinde göz kapakları açılıp kapanır. Göz kapaklarının kenar kısımlarında kirpikler yer alır. Kirpiklerin diplerinde de yağ ve ter bezleri bulunur [25].

2.1.6. Kornea

Sert tabakanın ileriye doğru çıkmış kısmıdır. Renksiz ve saydam bir yapıdadır. Hafif öne konvektir ve ışık kırılmasının büyük kısmı burada gerçekleştirilir. Kırılmaya katkıda bulunan diğer yapılar aköz hümör, lens ve vitreustur ve kornea ile işbirliği içinde çalışırlar. Kornea avasküler (damarsızdır) yapıdadır. Limbus damarlarından, aköz hümörden ve gözyaşından beslenir. Şekil 2.7.'de görüldüğü gibi histolojik olarak 5 katmandan meydana gelir [26,27].



Şekil 2.7. Korneanın histolojik tabakaları [21].

2.1.7. Göz kasları

Göz kasları intrinsik (iç) ve ekstrinsik (dış) kaslar olmak üzere ikiye ayrılır.

2.1.7.1. İntrinsik göz kasları

İris kasları: Göz bebeğini daraltarak veya genişleterek göze gelen ışık miktarını ayarlar. Örneğin; ışık miktarı çok olduğunda, iristeki sirküler kas lifleri kasılarak göz bebeğinin daralmasını sağlarlar. Işık miktarı çok az olduğunda ise, radier kas lifleri göz bebeğini genişletirler.

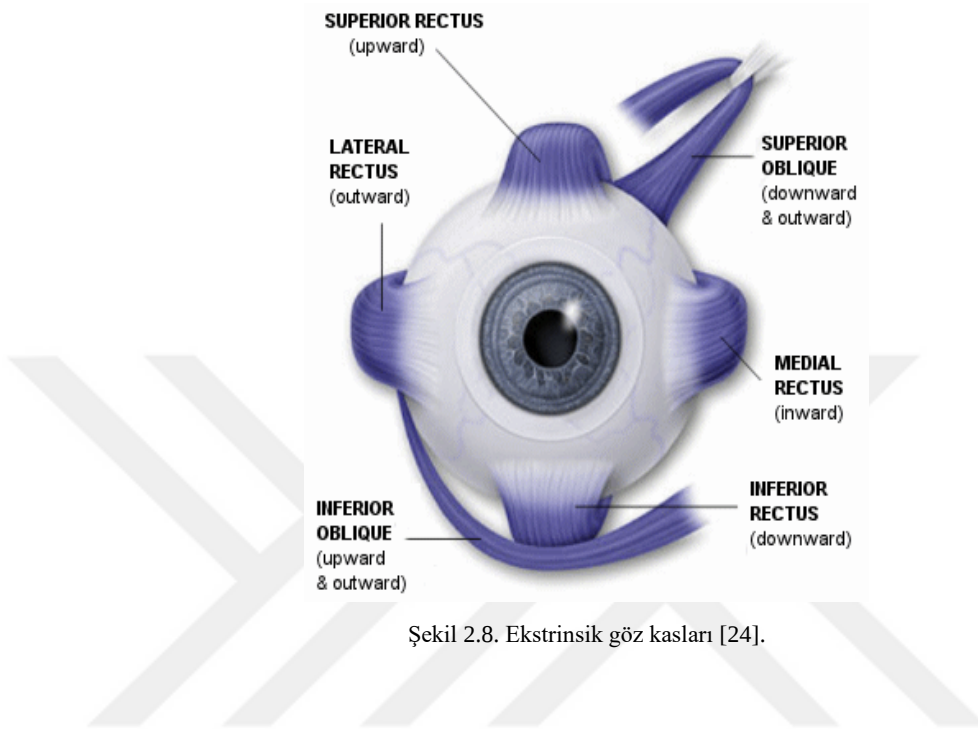
Kişinin bakmakta olduğu nesnenin yakında veya uzakta olması durumuna bağlı olarak da pupilla çapında değişiklik meydana gelir. Uzaktaki bir cisme bakıldığında göz bebeğinin çapı büyürken, yakındaki bir cisme bakıldığında ise küçülür.

Corpus ciliare: Lensin şeklinin değişimini ışık miktarının durumuna göre sağlar. Bu şekildeki değişime akomodasyon (uyum) denir. Buradaki kas gruplarının kasılıp gevşemesiyle elastik yapıdaki lensin kalınlaşıp yassılaşması sağlanır. Bu şekilde lensin şekil değiştirmesiyle lensin kırma dercesini değiştirerek uyumu sağlanır. Bunlarla eş zamanlı olarak, iriste bulunan sirküler kas lifleri kasılarak göz bebeğinin daralmasını sağlar. Böylece yakında duran nesnelerin net görülmesi sağlanır. Organizma yaşlandıkça, lens elastikliğini kaybeder ve bu sebeple yakındaki nesneler net görülemez. Buna presbiyopi hastalığı denir [28].

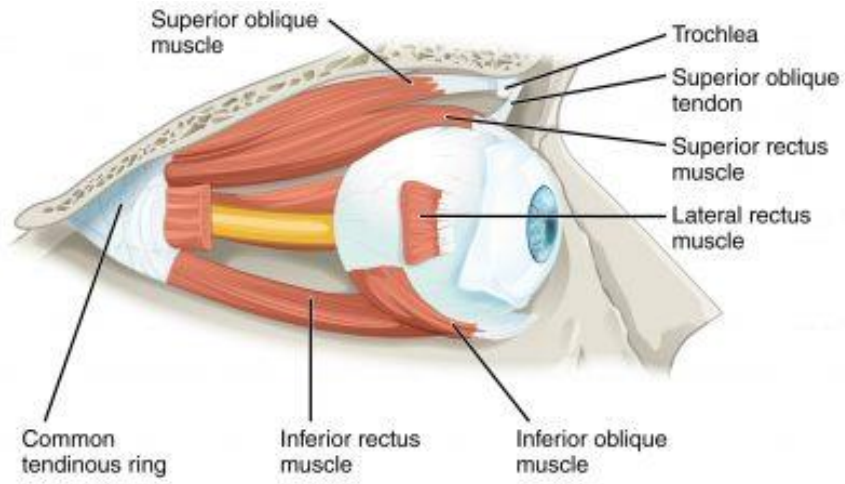
2.1.7.2. Ekstrinsik göz kasları

Bu kaslar, göz küresinin dışında yer alan çizgili kaslardır. Şekil 2.8. ve Şekil 2.9.'da gösterildiği gibi buradaki altı farklı kas grubu, göz küresini sırasıyla yukarıya, aşağıya, içe, dışa, aşağı dışa ve yukarı dışa hareket ettirir. Bu kaslar orbita duvarlarından başlayarak sert tabakaya tutunurlar.

Üst göz kapağına tutunan diğer bir çizgili kasın kasılmasıyla göz kapağı yukarı kaldırılabilir. Yaşın ilerlemesiyle bu kasta meydana gelen zayıflama göz kapağının düşmesine neden olur. Bu göz kapağı düşme hastalığına ptosis denir [28].



Şekil 2.8. Ekstrinsik göz kasları [24].

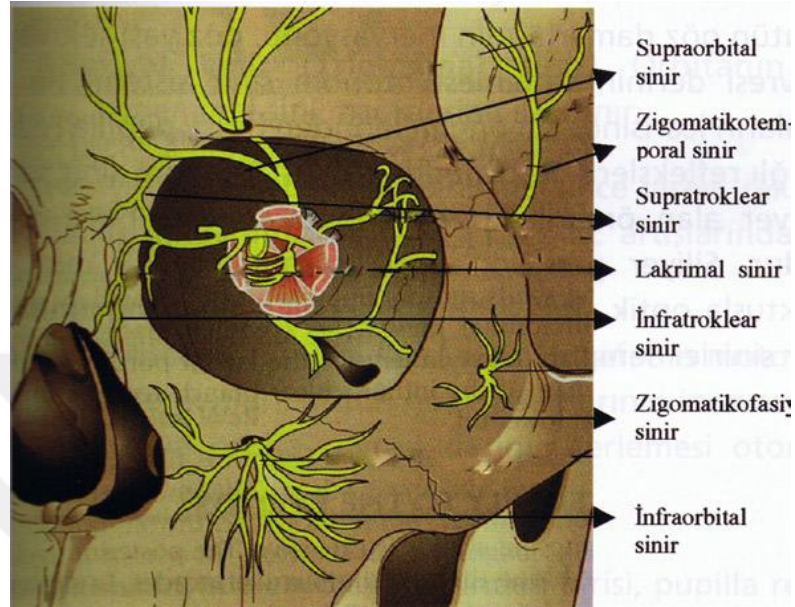


Şekil 2.9. Ekstrinsik kasların yandan görünümü [24].

2.1.8. Göz sinirleri

Göz sinirleri duyu ve motor olmak üzere ikiye ayrılır. Duyu sinirleri kendi içinde yine iki çeşittir, biri Retinadaki koni ve basil hücrelerinden gelen görme sinyallerini

beyne iletirken, diğeri göz ve etrafındaki dokularda oluşan ağrı, dokunma ve ısı duyularını beyne iletir. Motor sinirleri kendi içinde üçe ayrılır. Göz sinirleri doğrudan beyne bağlı olan kranial sinirlerdendir (Şekil 2.10.) [29].



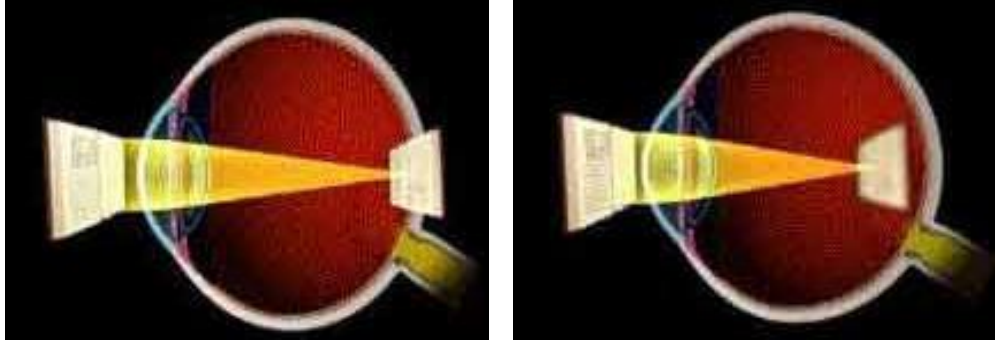
Şekil 2.10. Orbitanın sensitif sinirleri [21].

2.2. Göz Hastalıkları

Göz hastalıkları yaşa göre farklılık gösterebilir. Çocukluk döneminde genellikle şaşılık, görme tembelliği gibi göz problemlerine daha sık rastlanırken ileri yaşlarda katarakt, ağ tabakasındaki ve korneadaki problemler ile daha sık karşılaşılır. Ayrıca miyop, hipermetrop, astigmat ve glokom (göz tansiyonu) gibi rahatsızlıklar da görülmektedir [30,31].

2.2.1. Miyopi

Miyopi, uzağı görme bozukluğudur. Miyopi hastalığında, sonsuzdan paralel olarak gelen ışın demetleri, retinanın merkezindeki çukur yani fovea önünde odaklaşır. Bu durumda görüntü retinanın önüne düşer (Şekil 2.11. (b)). Bundan dolayı uzaktaki nesneler ayrıntılı bir şekilde görülemez, bulanık görülür. Yakın nesneleri görmede herhangi bir problem yoktur [19].



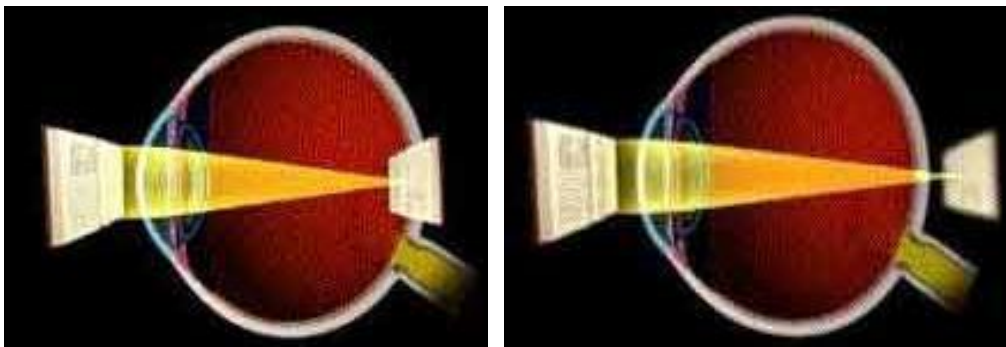
(a) (b)

Şekil 2.11. (a) Normal görme, (b) Miyopi görme [19].

Bu görme bozukluğunu gidermek için kalın kenarlı (ıraksak) mercekler kullanılarak, kırılma azaltılır ve görüntünün retinada oluşması sağlanır.

2.2.2. Hipermetropi

Hipermetropi yakını görme bozukluğudur. Hipermetropi hastalığında, sonsuzdan paralel gelen ışın demetleri, fovea arkasında odaklaşır. Bu durumda görüntü retinanın arkasına düşer (Şekil 2.12. (b)). Bundan dolayı yakındaki nesneler ayrıntılı bir şekilde görülemez, bulanık görülür. Hasta net görebilmek için nesneleri gözünden uzaklaştırma ihtiyacı hisseder. Böylece görüntünün retinada oluşması sağlanır. Uzağı görmede herhangi bir problem yoktur [19].



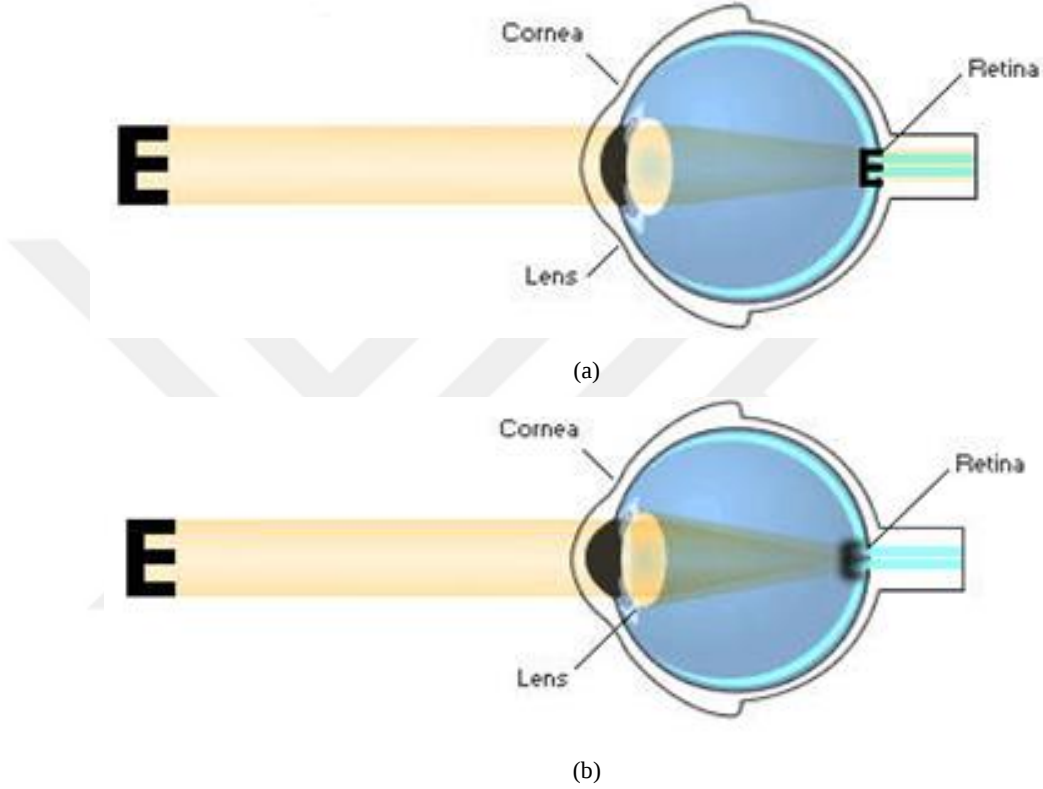
(a) (b)

Şekil 2.12. (a) Normal görme, (b) Hipermetropi görme [19].

Bu görme bozukluğunu gidermek için ince kenarlı (yakınsak) mercek kullanılarak ışığın retina üzerine düşmesi sağlanır.

2.2.3. Astigmatizma

Astigmatizma, noktasızlık demektir. Cisimleri bulanık görme ile birlikte görüntüde şekil bozuklukları meydana gelir (Şekil 2.13.). Astigmatizmanın derecesini meridyenlerin kırıcılık farkı belirler [19].



Şekil 2.13. (a) Normal görme, (b) Astigmatizma görme [19].

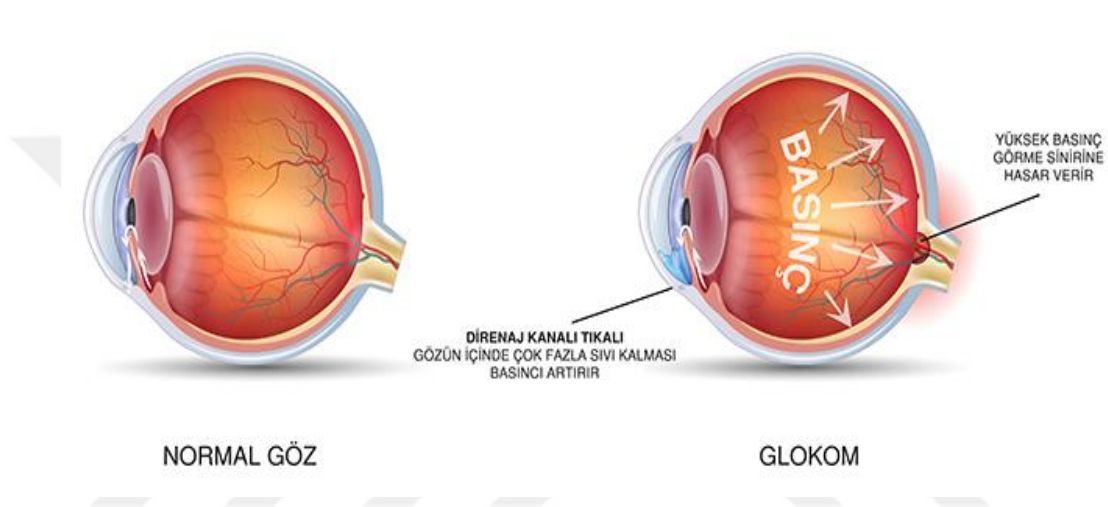
Basit astigmatizmada, silindirik mercekler kullanılarak hastanın görmesi iyileştirilebilir. Bileşik astigmatizmada ise ilk olarak silindirik mercekler kullanılır. Daha sonra miyopi için ince, hipermetropi için kalın kenarlı mercekler kullanılarak hastanın görmesi iyileştirilebilir.

2.2.4. Glokom

Glokom "Göz Tansiyonu" olarak da bilinir. Gözden gelen bilgilerin beyne taşınmasını sağlayan görme siniri, gözün arkasından çıkarak beyne gider. Göz içi basıncının uzun süreli olarak yüksek olması durumunda bu sinir hasar görür (Şekil

2.14.). Önlem alınmaması durumunda geri dönüşü olmayan görme siniri hasarına ve dolayısıyla görme kaybına yol açarak körlüğe kadar varabilen sonuçlar doğurur. Glokom, yavaş ilerleyen bir hastalıktır [32].

Glokom için tam bir tedavi yöntemi mevcut değildir ve görme kaybı meydana geldikten sonra geri dönüşü imkansızdır. Ancak erken tanı sonrasında doğru tedavi ile birlikte hastalığın ilerlemesi durdurulabilir.



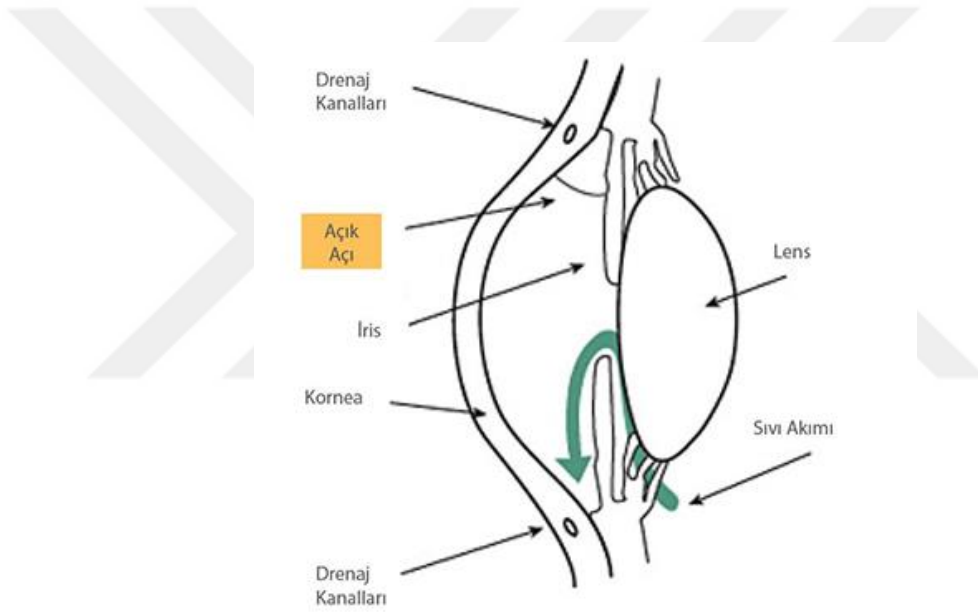
Şekil 2.14. Glokom oluşumunun şematik gösterimi [32].

Glokomda değiştirilebilir tek risk faktörü yüksek göz içi basıncıdır. Bu sebeple genellikle en çok merak edilen konu hangi göz içi basıncının normal değer olduğudur. Ancak bunun net bir cevabı yoktur, normal değer kişiye göre değişir. Birisi için normal olan değer bir başkası için yüksek kabul edilebilir. Bazı durumlarda normal göz içi basıncı değerine sahip kimselerde de glokom gelişebilir. Görme sinirine zarar vermeden tolere edilebilen basınç düzeyleri, o kişi için normal değer kabul edilebilir [32]. Göz içi basıncının 22 mmHg den büyük olması durumunda glokom riski daha yüksektir. Göz içi basıncındaki artışlar glokom gelişimi için risk faktörünü artırır. Bu nedenle hastalığın teşhis ve tedavisi için düzenli ve kapsamlı muayene şarttır.

2.2.4.1. Glokom tipleri

Glokom en temel anlamda ikiye ayrılır. Bunlardan birisi primer açık açılı glokom olarak adlandırılırken, diğeri kapalı açılı glokom olarak adlandırılır. Glokom hastalıklarında yaklaşık %90 oranında açık açılı tipteki glokom görülür [32].

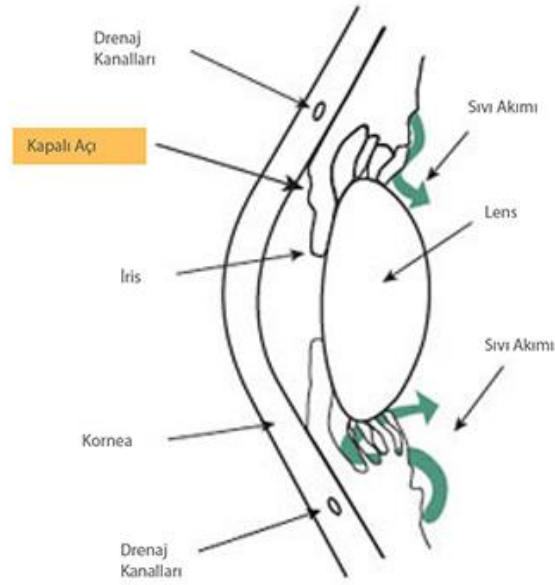
Açık açılı glokom, geniş açılı glokom olarak da adlandırılır. Gözün ön bölümündeki sıvı akımının çok yavaşlaması sonucunda göz içi basıncının yükselmesiyle oluşur (Şekil 2.15.). Bu tipteki glokom hastalığı genellikle herhangi bir belirti vermez. Bu sebeple hastalık genellikle ilerleyene kadar saptanamaz.



Şekil 2.15. Açık açılı glokom [32].

Kapalı açılı glokom, dar veya akut açılı glokom olarak da adlandırılır. Kornea ve iris arasındaki açının normalden daha dar olması sebebiyle göz sıvısı drenajının zorlaşması sonucunda göz basıncında ani artış sonucunda meydana gelir (Şekil 2.16.). Kapalı açılı glokom, hipermetropi hastalarında daha fazla görülmektedir.

Başlıca belirtileri, gece ışıkların etrafında halelerin oluşumu, baş ve göz ağrıları, bulantı ve bulanık görme olarak sıralanabilir. Bu tür belirtilerin görülmesi, acil bir durum olduğunu gösterir ve belirtilerin görülmesi halinde en kısa zamanda bir göz hastalıkları uzmanına başvurulmalıdır.



Şekil 2.16. Kapalı açılı glokom [32].

Bu iki temel sınıf haricinde başka glokom tipleri mevcuttur. Bunlar; psödoeksfolyatif, neovasküler, irido-korneal endotelyal sendrom, sekonder, pigmenter, normal basınçlı, doğumsal kökenli, travmadan kaynaklanan glokomdur.

2.2.4.2. Glokomun teşhisi

Her zaman yapılan göz muayenesi ile glokom teşhis edilebilmektedir. Glokom şüphesi olması durumunda göz hekimi hastadan detaylı tetkikler isteyebilir. Glokomu teşhis etmek için göz tansiyonu ölçümü tek başına yeterli değildir. Glokomun erken teşhisi çok önemlidir. Çünkü karakteristik bir belirtisi yoktur. Tanı ne kadar erken yapılırsa, görme sinir lifi ve görme hücresi hasarından kurtulmak o oranda mümkün olacaktır. Glokom teşhisinde OCT, RNFL, göz tansiyonu ölçümü, görme alanı muayenesi gibi yöntemlerden faydalanılır [33].

Doğumla birlikte oluşan glokomda, hastalığın belirtisi ışığa karşı hassasiyet ve gözlerin çabuk sulanması olarak özetlenebilir. Glokomlu bebekler sık sık gözlerini ovuşturabilir veya kısabilir.

2.2.4.3. Glokomun tedavisi

Glokom farklı şekillerde tedavi edilebilir. Bu tedavi yöntemleri;

Medikal tedavi; Glokomun tedavisinde farklı mekanizmalarla göz içi basıncını düşüren birçok damla kullanılabilir. Bu tedavide göz sıvısının yapımı azaltılır veya göz sıvısının dışarıya çıkışı artırılır. Medikal tedavide ilk olarak bir ilaçla başlanır, tedavi yeterli olmazsa ikinci ilaç ilave edilir, buna rağmen ilerleme durdurulamıyorsa cerrahi müdahale gerekir.

Lazer tedavisi; İlaç tedavisinde yeterli cevap alınamaması durumunda başvuru alan lazer işlemi, ameliyattan önce uygulanabilen bir tedavi seçeneğidir. Farklı lazer uygulamaları mevcuttur. Erken dönemde uygulanması halinde bu yöntemin başarı oranı çok yüksektir.

Cerrahi tedavi; İlaç tedavisi ile göz içi basıncı istenilen seviyeye indirilemiyorsa ameliyat gerekir. Ameliyata başvurulması halinde en çok uygulanan teknik trabekülektomi'dir [33].

2.3. Elektrofizyolojik Testler

Klinik elektrofizyolojik testler görme yollarının, bir bütün olarak değerlendirilmesini sağlar. Bu testler nörooftalmolojide ve oftalmolojide önemli bir yere sahiptir. Hastadan alınan sonuçlar, detaylı bir göz muayenesi ile birlikte fizyolojik testlerle desteklenir. Bu elektrofizyolojik testler, retina pigment epitelinden oksipital kortekse kadar görme yollarındaki patolojilerin objektif olarak ortaya çıkarılmasında ve izlenmesinde önemli yer tutar. Özellikle görmenin net olmadığı gözlerde, görme kaybına neden olan patolojinin hangi retina tabakasında veya görme yollarında olduğunun tespit edilmesinde bu testlerin önemi büyüktür [34-37].

Göze ait klinik elektrofizyolojik testler, Elektrookülografi (EOG), Elektoretinografi (ERG), Patern Elektoretinografi (PERG) ve Görsel uyarımına Kortikal Yanıt (VER) olarak sıralanabilir.

2.3.1. Elektrookülografi (EOG)

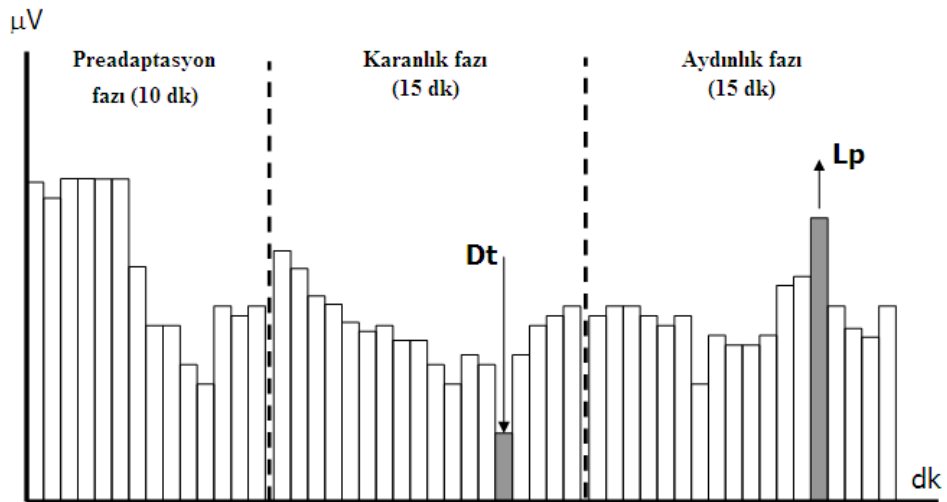
EOG’de amaç retinanın biyokimyasal ve fotokimyasal aktiviteleriyle ilgili en dış tabakalarının fonksiyonel durumunu ortaya koymaktır. Retina pigment epiteli (RPE) ile rod ve koni hücreleri arasında var olan istirahat potansiyeli üzerindeki aydınlık ve karanlık etkisi saptanır. Normal bir göz için istiharat potansiyeli 6 mV ‘tur. Göz, elektriksel açıdan korneası pozitif, fundusu negatif olan bir kaynak gibi kabul edilebilir. Korneofundal potansiyel, pigment epiteli ve fotoreseptörden oluştuğundan bu tabakalarda ortaya çıkan biyokimyasal, metobolik ve anatomik ile değişebilmektedir [38,39].

Elektrodlar doğrudan retina üzerine yerleştirilemez. Bu sebeple klinikte retina istirahat potansiyeli direkt olarak kaydedilemez indirekt olarak kaydedilmektedir. Bu şekilde yapılan kayda EOG denir.

EOG ölçümü basit ve ağrısızdır. Ancak yaklaşık 45 dk civarı sürmesi sebebiyle yorucu olabilmektedir. Göz bebekleri büyütülmelidir. Nonpolarize gümüş elektrodlar göz kapaklarının birleştiği iç ve dış noktalar ile altına yerleştirilir. Hasta, bir aydınlatma panosuna bakar. Bu pano üzerinde iki kırmızı fiksasyon ışığı bulunur. Bu iki kırmızı ışığın yanıp sönmesi ile hasta gözlerini ritmik bir şekilde bir ışıktan diğerine hareket ettirir. Böylece sabit genlikli horizontal oküler hareketler yapması sağlanır. Bu hareketler sayesinde potansiyelde değişiklikler meydana gelir. Bu göz hareketleri bir dakika içinde on saniye süre ile kaydedilir. Teste başlamadan önce yaklaşık olarak 10 – 15 dk kadar ışıklı ortamda ön adaptasyon süreci geçirmelidirler. Bundan sonra potansiyel kayıtları, önce karanlıkta sonra aydınlıkta 15 dk yapılır (Şekil 2.17.). Bu süre içinde 3 – 4 dk’da bir gözlerin fiksasyon noktaları arasında ritmik bir şekilde hareket etmesi alet yardımıyla otomatik olarak sağlanır ve kayıtlar yapılır [40].

Elektrodların yerleştirilmesi, ön adaptasyon zamanı, göz bebeğinin büyümesi, göz çıkıklığı, korneofundal potansiyel, ışık stimulusunun şiddeti, göz hareketlerinin hızı ve büyüklüğü gibi faktörler EOG'yi etkiler. Oluşan bu potansiyel mikrovolt (μV) seviyesindedir ve bu şekilde kaydedilir. Potansiyel karanlığa adapte olmuş gözlerde yavaş yavaş düşük bir düzeye kadar alçalır. Aydınlığa adapte olmuş gözlerde ise tepe değer olan en üst noktaya kadar yükselir. Normal şartlarda karanlıkta potansiyelin en düşük değere azalması fotopigmentlerin parçalanmasına ve aydınlıktaki yavaş yükselme fotopigmentlerin rejenerasyonuna karşılık gelir. Karanlıktaki en düşük değere yaklaşık 8-12 dk sonra, aydınlıktaki tepe değere yaklaşık 6-9 dk. sonra ulaşılır. EOG oranları erkeklerde kadınlara göre yaklaşık % 21 daha düşük seviyelerdedir [41].

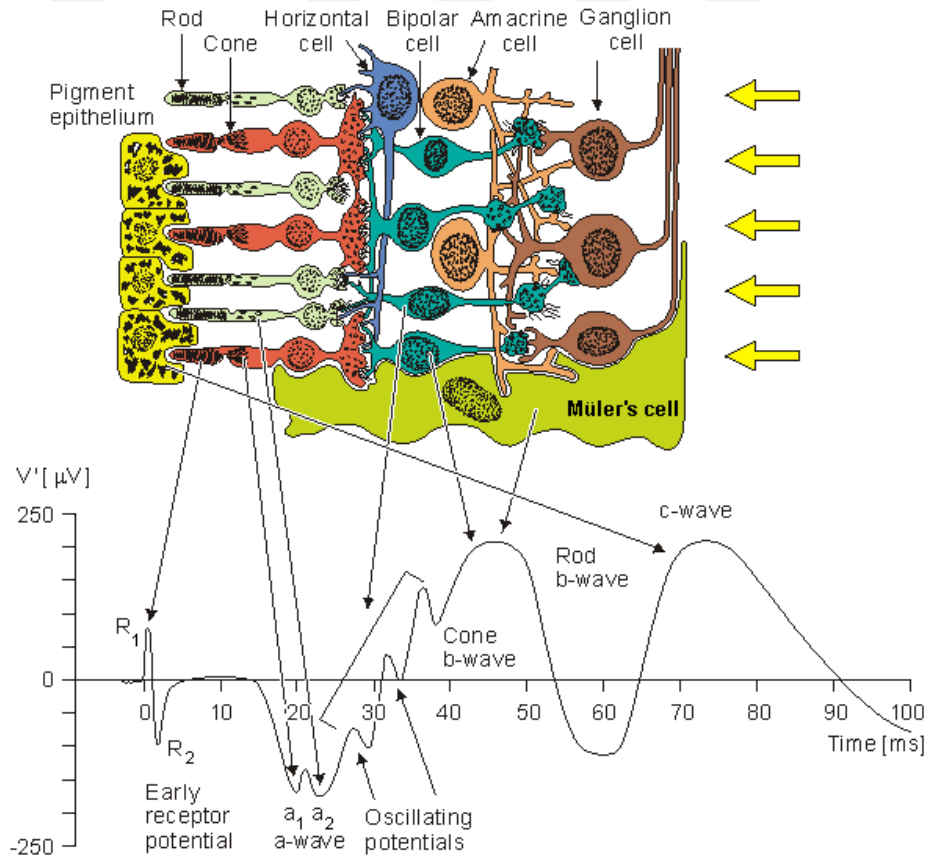
EOG yanıtı iki bileşenden oluşur. Işık duyarsız bileşen, pigment epiteli bütünlüğüne bağlıdır. Karanlıkta en düşük değer burada elde edilir. Işık duyarlı bileşen, pigment epiteli bazal membranı depolarizasyonu sonucu meydana gelir. Bunun sonucunda transepitelyal elektriksel potansiyelde artış olur. Bu yanıt için fotoreseptörlerin bozulmamış olması ve pigment epiteli ve fotoreseptörlerin temas halinde olması gerekir. Bundan dolayı retina dekolmanında bu yanıt alınamaz.



Şekil 2.17. EOG kayıt örneği [41].

2.3.2. Elektoretinografi (ERG)

ERG kısa süreli olarak gözlere uygulanan flaş ışık ile retina hücrelerinin bir bütün olarak uyarılmasında elde edilen elektriksel cevapların kaydedilmesidir. Flaş halinde retinaya ait dinlenme potansiyeli hızlıca değişir. Bu değişiklikler aksiyon potansiyelinin değişim sonucudur ve ERG'yi oluşturur (Şekil 2.18.). Işık uyarımı ile meydana gelen cevaplar iyonların, özellikle hücre dışı sıvısında bulunan sodyum ve potasyum katyonlarının retina arası hareketlerindeki değişikliklerden kaynaklanır [42].

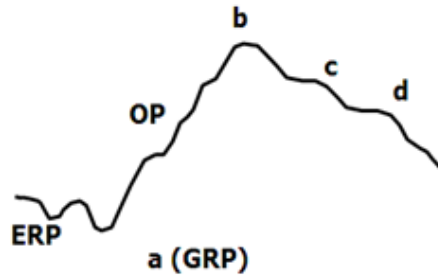


Şekil 2.18. Retina hücreleri ve flaş ışık karşısındaki cevapları [42].

Fotoreseptörler, negatif reseptör gerilimine neden olan rod ve konilerdir. Retinanın ışık ile uyarılmasıyla fotoreseptörlerden başlayarak elektriksel cevap oluşmaya başlar. Ganglion hücrelerinde elektriksel cevaplar sinir uyarı darbelerine çevrilir [43].

Bu tip cevaplar belirli tip hücrelerde farklı isimlerle ifade edilirler (Şekil 2.19.). Bunlar;

- Erken Reseptör Potansiyeli (ERP) : Koni ve rod hücrelerin dış kısmından dolayı oluşur.
- Geç Reseptör Potansiyeli (GRP) : Koni ve rod hücrelerin iç kısmından dolayı oluşur. ERG sinyalinde a dalgasıdır.
- Osilatuar Potansiyel (OP) : Amakrin hücrelerden dolayı oluşur. ERG sinyalinde b dalgasının çıkan kolunda meydana gelir.
- İyi Tanımlanmış Pozitif Potansiyel: İç nükleer tabakada müller ve bipolar hücrelerinden dolayı oluşur. ERG sinyalinde b dalgasıdır.
- c Dalgası: Fotreseptör sinapsları ve retina pigment epiteli
- d Dalgası: Uyarım son bulduğunda kapanma yanıtı (off response)



Şekil 2.19. ERG sinyali [43].

ERG, koni ve rod hücrelerinde oluşan sinyalin amakrin hücrelerine aktarılan retinal potansiyelin elektriksel cevaplarının toplamının kaydedilmesidir. Bu kayıt ile retinal katmanların fonksiyonel durumları tanımlanabilmektedir [42].

Retina üzerinden elektriksel cevap direkt alınamadığından ERG ölçümü kornea üzerine yerleştirilen aktif elektrod ile temporal bölgelere yerleştirilen referans elektrodlar arasında yapılır. Alına ise toprak görevi gören nötr elektrod yerleştirilir [44,45].

ERG ölçümünde iki göz aynı anda test edilmelidir. Elektronik flaş ışık uyarımı olarak kullanılır. Elektronik flaş ölçüm yapılacak gözden 33 cm uzaklıkta olmalıdır.

4 - 16 derece arası farklı ışık şiddetinde ve uyarı sayısı 16 – 32 olacak şekilde cevaplar ortalama olarak kaydedilir. Flaş tüpünün önüne kırmızı filtre yerleştirilirse koni ERG'si yani fotopik ERG, mavi filtre yerleştirilirse rod ERG'si skotopik ERG ölçümü yapılır [46].

Uluslararası Oküler Klinik Elektrofizyoloji Topluluğu (International Society for Clinical Electrophysiology of Vision (ISCEV)) [47] standartlarına göre ERG ile sırasıyla beş farklı tip yanıt alınmalıdır;

- | | | |
|---|---|---|
| 1) Rod Yanıtı | } | 20-30 dk'lık karanlık adaptasyonu sonrası |
| 2) Maksimal Kombine Yanıt
(Skotopik) | | |
| 3) Osilatuar Potansiyel | } | 10-15 dk'lık aydınlık adaptasyonu sonrası |
| 4) Koni Yanıtı (Fotopik) | | |
| 5) Fliker Yanıtı | | |

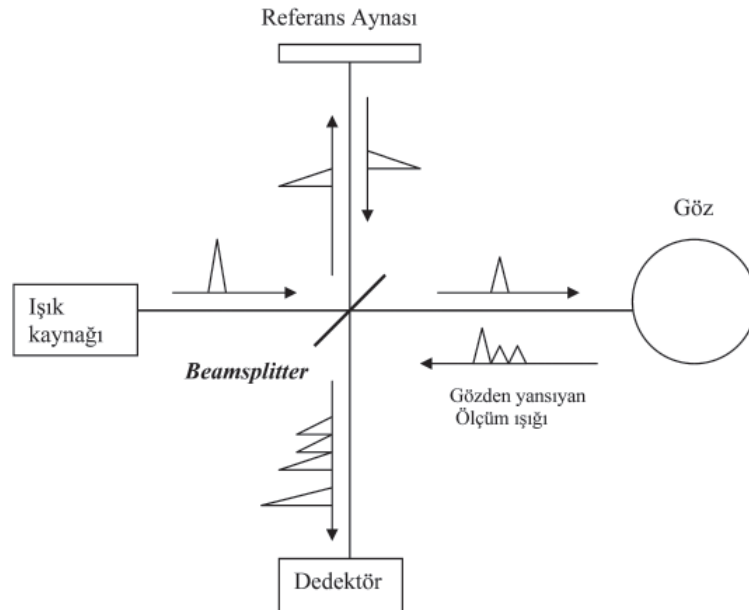
2.3.3. Optik Koherens Tomografi (OCT)

OCT, gözdeki doku katmanlarını, yüksek çözünürlükte mikron seviyesinde tomografik kesitler olarak görüntüleyen tıbbi görüntüleme yöntemidir. Dokulara gönderilen ve farklı doku katmanlarından geri yansıyan yaklaşık 800 nm dalga boyundaki kızılötesi ışığın yansıma gecikme zamanını ve şiddetini ölçerek, dokuların ve patolojilerinin B-scan ultasonografiye benzer ancak çok daha yüksek çözünürlükte 1-15 mikron (μm) kesit görüntülerinin alınmasını sağlar.

OCT tekniği ilk olarak, Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nde (MIT) fizik profesörü Dr. Fujimoto ve ekibi tarafından ortaya konmuştur [48]. Oftalmolojide ilk kullanımı ise Boston Tufts Üniversitesi New England Göz Merkezinde (NEEC) olmuştur. Cihaz bir biomikroskop üzerine monte edilerek prototip OCT yapılmıştır. Bu da Dr. Puliafito ve Dr. Schuman tarafından göz ön segment, retina hastalıkları ve glaukoma tespitinde kullanılmıştır [49].

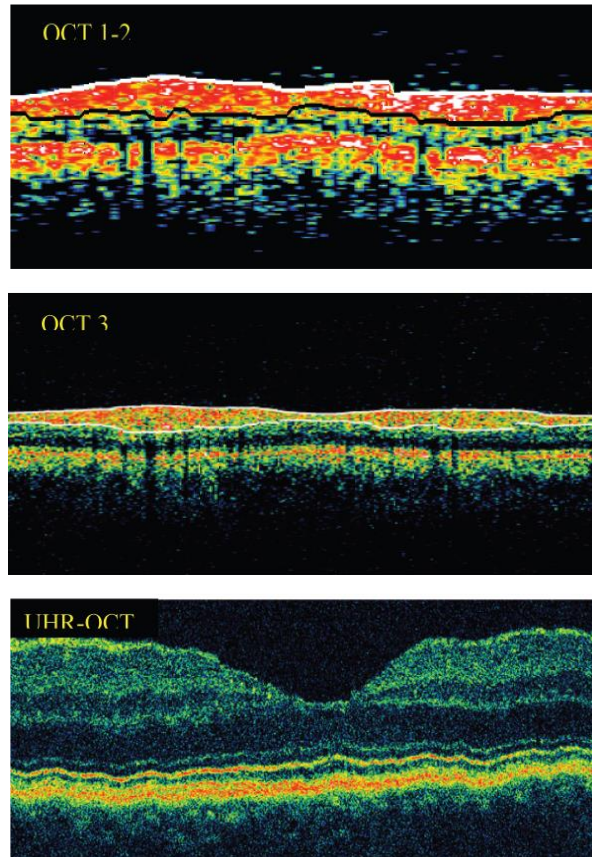
2.3.3.1. Optik Koherens Tomografi çalışma prensibi

OCT teknolojik olarak bir parsiyel koherens interferometredir (low coherence interferometry). Koherent ışık tek dalga boyundaki lazer ışığına benzer. Parsiyel koherent ışık ise farklı dalga boyunda dar bir aralıktaki ışın demetidir. Superluminescent Diod Laser (SLD) cihazı tarafından elde edilen 800 ile 840 nm dalga boyları aralığında kızılötesi lazer ışığı OCT için kullanılan parsiyel koherent ışıktır. OCT'nin çalışma prensibi şematik olarak Şekil 2.20.'de gösterilmiştir. SLD cihazından gönderilen yaklaşık 800 nm dalga boyundaki ışık göze yönlendirilir. Aynı ışık yarısaydam bir aynadan geçirilir. Bu aynaya ışın ayırıcı adı verilmektedir. Işın demeti yarısaydam aynaya geldiğinde ikiye ayrılır. Bir yarısı mesafesi değiştirilebilen ve ölçüm yapan kişi tarafından bilinen referans aynasına, diğer yarısı ise göze doğru ilerler. Göze gelen ışık, gözde geçtiği dokuların yapısına ve yoğunluğuna göre şiddeti değişerek ve yine bu değişkenlere göre bir zaman gecikmesiyle geriye döner. Referans aynasına gelen ışık için ise mesafe bilindiğinden, hesaplanabilir bir zaman gecikmesi söz konusudur. Dolayısıyla referans aynasına gelen ışık önceden bilinen bir zaman gecikmesiyle detektöre geri gelir. İkiye ayrıldıktan sonra dokulardan yansıyan ışık demeti ile referans aynasından yansıyan ışık demeti interferometrede tekrar birleştirilir [50].



Şekil 2.20. OCT'nin çalışma prensibi [49].

Referans aynasının mesafesini değiştirerek dokulara ilerleyen ve oradan yansıyor geri dönen ışık değerlendirilebilir. Yansımadaki gecikmeler mesafe bilindiği için uzaklık birimine dönüştürülebilir. Yansıyan ışığın şiddeti ise yansıtan dokuların yansıtma katsayısına yani reflektivitesine bağlıdır. Ne kadar çok yansıtırsa ışık şiddeti o kadar yüksek olur, ne kadar çok soğurursa, ışık şiddeti o derece düşecektir. Bu yöntem kullanılarak ultrason ölçümlerindeki A dalgasına benzer bir görüntü oluşturulur. Doku üzerine gönderilen çok sayıdaki ölçüm ışığı ile elde edilen çizgiler bir araya getirilerek B scan ultrason ile elde edilen görüntülere benzeyen bir kesit görüntüsü oluşturulur. Doku üzerine gönderilen ölçüm ışıkları dairesel veya doğrusal formda olabilir. OCT yönteminde göz dokularında aksiyel çözünürlük OCT-1 ve OCT-2' de 12-15 μm civarındadır. OCT-3 ile bu çözünürlük 8-10 μm seviyelerine indirilerek geliştirilmiştir. Yüksek çözünürlüklü OCT'de ise söz konusu çözünürlük 1-3 μm düzeylerine kadar inmiştir [51]. Şekil 2.21.'de farklı formlardaki OCT 'lere ait görüntüler yer almaktadır. Çözünürlüğün artmasıyla retinanın katmanlarını saptama kapasitesinin de arttığı şekilden de net olarak görülebilir.



Şekil 2.21. Farklı OCT yazılımlarında retina görüntüleri [51].

Ultrasonografi görüntülerindeki ekonun karşılığı, OCT’de reflektivite olarak karşımıza çıkar. Yansıtma katsayısı yüksek olan, dolayısıyla ölçüm ışığının büyük miktarını yansıtarak yüksek ışık şiddeti oluşturan dokulara hiperreflektif denir. Işığı az yansıtıp çok soğuran dokulara ise hiporeflektif denmektedir. Retinadaki sinir lif tabakası hiperreflektif bir dokudur. Dolayısıyla ışık şiddeti yüksek olur ve OCT ölçümünde bu tabakanın sınırları ile kalınlığı net ve güvenilir olarak ölçülebilir. OCT ile oluşturulan görüntüler gri tonlarında elde edilebileceği gibi maviden kırmızıya gökkuşağı tonlarında yalancı bir renklendirme yapılarak da verilebilir. Yalancı renklendirme yapılması halinde doku katmanları hekim tarafından daha iyi ayırt edilebilmektedir. Burada hiporeflektif veya ışığı absorbe eden dokular (kan damarları, hemoraji gibi) mavi siyah, hiperreflektif dokular ise kırmızı renklerde gösterilmekte, yansıtması bu iki uç nokta arasında yer alan doku katmanları ise kırmızı ile mavi arasındaki diğer renk skalası ile gösterilmektedir.

Sinyal gürültü oranı (SNR) OCT görüntü kalitesini ifade etme için kullanılmaktadır. Bu oran son üretilen cihazlarda sinyal kuvveti olarak gösterilmektedir. OCT değerlerinin güvenilir olduğunu kabul edebilmek için bu oranın onluk bir skalada altı veya daha büyük değere sahip olması gerekmektedir.

2.3.3.2. Glokomun tanı ve takibinde OCT’nin kullanımı

Glokom tanı ve takibinde OCT ile gerçekleştirilen dört farklı yöntem kullanılmaktadır:

Peripapiller retina sinir lif tabakası kalınlık ölçümü: Bu değerlendirmede OCT ile optik sinir çevresinde silindirik bir tarama yapılmakta, bu kesit iki boyutlu düzlemde yansıtılmaktadır. Yapılan tekrar edilebilirlik çalışmalarında en güvenilir sonuç 3,45 mm çaplı dairesel kesitle elde edildiği için, ayrıca böylece büyük ve peripapiller atrofisi olan diskler de daha iyi değerlendirildiğinden, standart olarak 3,45 mm çaplı dairesel kesit kullanılmaktadır [51].

RNFL kalınlığı, bilgisayar yardımıyla belirlenmektedir. OCT yardımıyla ölçülen RNFL kalınlığı glokomlu gözler ile normal gözler arasında, farklılıklar göstermektedir [52,53].

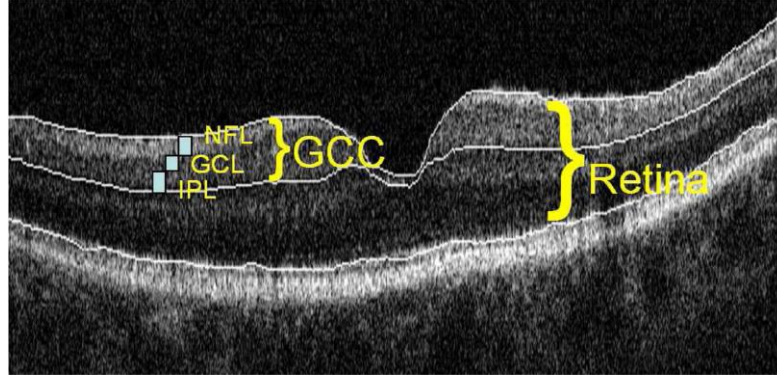
RNFL kalınlığının OCT ile ölçümünde yaşa bağlı olarak, yaştaki her 10 yıl ilerlemeye karşılık RNFL kalınlığının 1 μm civarında azaldığı bildirilmiştir. Ayrıca RNFL kalınlığının görme alanı ile yüksek derecede bağlantılı olduğu tespit edilmiştir [54,55].

OCT 1 ve OCT 2 ile yapılan ölçümlerde RNFL tabakasının ortalama kalınlığı 100-130 μm aralığındadır. Yapılan ölçümde 100 μm 'den küçük bir değer elde edilmesi halinde bu durum glokom olarak, 130 μm 'den büyük bir değer elde edilmesi halinde ise optik sinir başı ödemi olarak değerlendirilmektedir. OCT 3'te RNFL kalınlığı yaş ile ilişkilendirilerek hekim açısından destekleyici bir bilgi verilmiş olur. Fourier domain OCT cihazlarında ise karşılaştırmalar yaşa göre ve uzaklaşan değer değişime göre yapılmaktadır [56].

Glokom hastası bir birey için görme alanındaki kayıplara veya optik sinir çukurlaşmasına bağlı olarak glokom teşhisi konulduğunda, bu hasta için zaten %10 ila %50 civarında RNFL kaybının gelişmiş olduğu bildirilmiştir [56]. Bu yüzden OCT peripapiller RNFL kalınlık analizi, yalnız glokom hastalığı olan bireylerin takibi için değil, glokomun erken teşhisi için de kullanılabilir.

Ganglion hücre kalınlığı: Glokom, ganglion hücrelerinin ölümü neticesinde oluşan bir hastalık olduğundan, Ganglion hücre kompleks kalınlığının ölçümü anlamlı bilgi vermektedir. Ganglion hücre kompleks kalınlığı OCT ile ölçülebilmektedir. Retina ganglion hücreleri üç katmandan oluşmaktadır. Bu katmanlar retina sinir lif katmanı (NFL), ganlion hücre katmanı (GCL), iç plexiform tabaka (IPL) olarak sıralanabilir. Retina sinir lif katmanı ganglion hücre aksonlarından, ganlion hücre katmanı ganglion hücre gövdesinden ve iç-plexiform tabaka ganglion hücre dendritlerinden oluşur. Şekil 2.22.'de gösterildiği gibi bu katmanların bir araya gelmesiyle ganglion hücre kompleksi (GCC) meydana gelir. Glokom hastalığında ganglion hücre

ölümleri meydana geleceğinden bu yapının kalınlığı azalır. OCT cihazları kullanılarak bu katmanların kalınlıklarındaki azalma analiz edilebilmektedir [57,58].



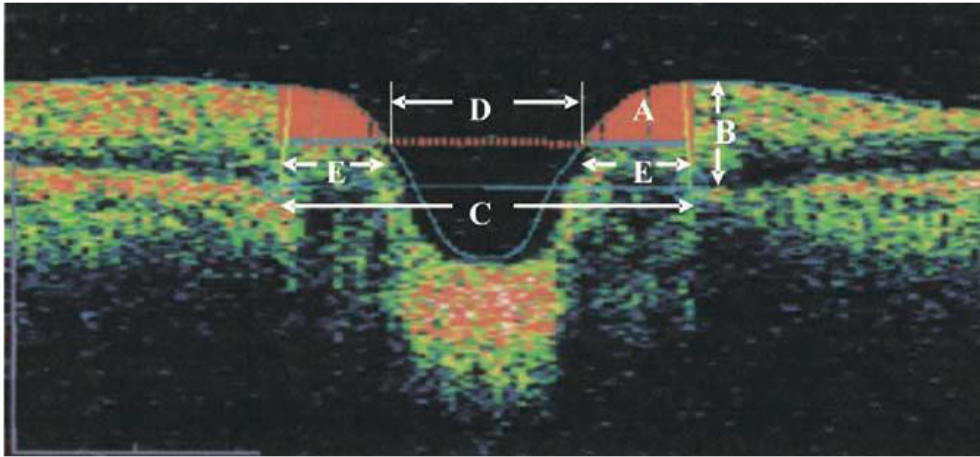
Şekil 2.22. Ganglion hücre kompleksi [58].

Optik sinir başı analizi: Optik sinir çukuruna ait topografik haritanın oluşturulması için optik sinir merkezini temel alan ve eşit (30°) aralıklarla alınmış altı radyal OCT kesiti kullanılır. Optik sinir başı başlangıcı, fotoresöptörlerin koryokapillaris ve retina pigment epitelinin son bulduğu yerdir ve optik diskin sınırları buna göre otomatik olarak belirlenir. Bu durum disk kenarının belirlenmesini zorlaştıran disk anomalilerinde OCT yöntemini daha avantajlı hale getirmektedir. Disk çukurluğu (Cupping), göze renk veren pigment epitelinin yer aldığı düzlemin $150\ \mu\text{m}$ üzerinden geçen transvers hattın altında kalan bölge olarak kabul edilmektedir. Bu parametre kullanılarak cup-disc oranı, cup hacmi, cup alanı, rim hacmi, rim alanı gibi farklı parametreler hesaplanabilmektedir. Glokom hastalığının teşhis edilmesinde ve hasta kişilerin hastalık durumlarının takibinde önemli yer tutan bu parametreler OCT sayesinde objektif olarak belirlenebilmektedir. Optik sinir başı görüntüsü ve parametrelerinin Confocal Scanning Laser Ophthalmoscopy yöntemi ve OCT yöntemiyle elde edilen değerleri arasında önemli bir fark olmadığı gösterilmiştir. Bu iki yöntem birbiri ile mukayese edilecek olursa; referans düzleme ihtiyaç duymaması ve disk kenarının kullanıcıdan bağımsız olarak belirlenebilmesi yönüyle OCT avantajlı kılarken, tekrarlanabilirliğinin düşük olması yönüyle dezavantajlı olarak sayılabilir [59].

Makula analizi: Bir önceki paragrafta ifade edildiği gibi, eşit aralıklı altı OCT kesiti ile optik sinir çukuruna ait topografik bir harita çıkarılabilir. Bu harita, alt, üst, temporal ve nazalde olmak üzere retina kalınlıklarını gösterir. Glokom hastalığı durumunda, merkez foveal bölgede ve makulada retina kalınlığının azaldığını gösteren yayınlar bulunmaktadır [60].

Peripapiller retina sinir lifi kalınlığının azalması ve görme alanı hasarları ile birlikte makula değerlerinde retinal incelme oluşmaktadır. OCT, sağladığı güvenilir ve objektif peripapiller sinir lifi ve makula kalınlık ölçümleri, optik disk parametreleriyle glokomun tanı ve takibinde hekimlerin işini kolaylaştırmaktadır.

Yapılan bazı çalışmalarda optik disk parametreleri Şekil 2.23.'de görüldüğü gibidir.



Şekil 2.23. Optik disk parametreleri görüntü çıktısı [60].

Görüntüde beş ayrı parametre vardır.

[A] RIM bölgesi: Optik diskin ön yüzeyi nöroretinal kısım ve foveayı bölen çizginin üzerinde kalan (kırmızı taralı alan)

[B] Diskin ortalama sinir genişliği: Sinir lifi demeti yüksekliği (düz sarı çizgi)

[C] Disk çapı: Retina pigment epiteli iç kenarları arasındaki mesafe (düz mavi çizgi)

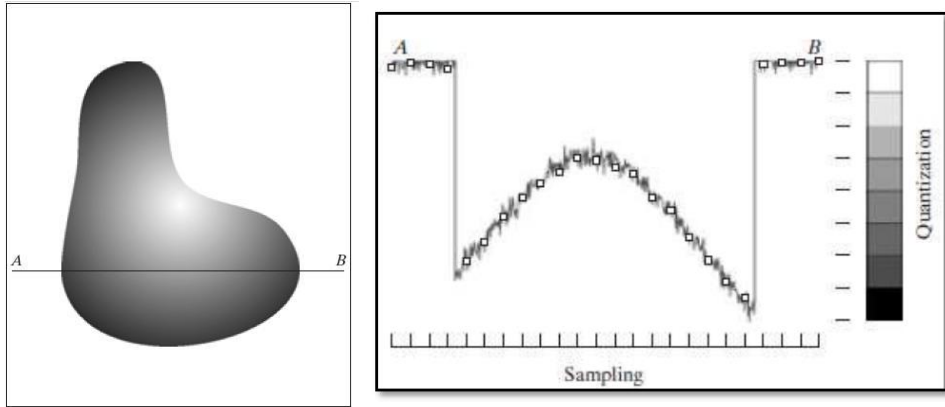
[D] Fincan çapı: En dıştaki sınırlarını bağlayan hattın uzunluğu (kesik, düz kırmızı çizgi)

[E] Cup uzunluğu: Disk çapı eksi cup çapı

BÖLÜM 3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Sayısal Görüntü ve Görüntü İşleme

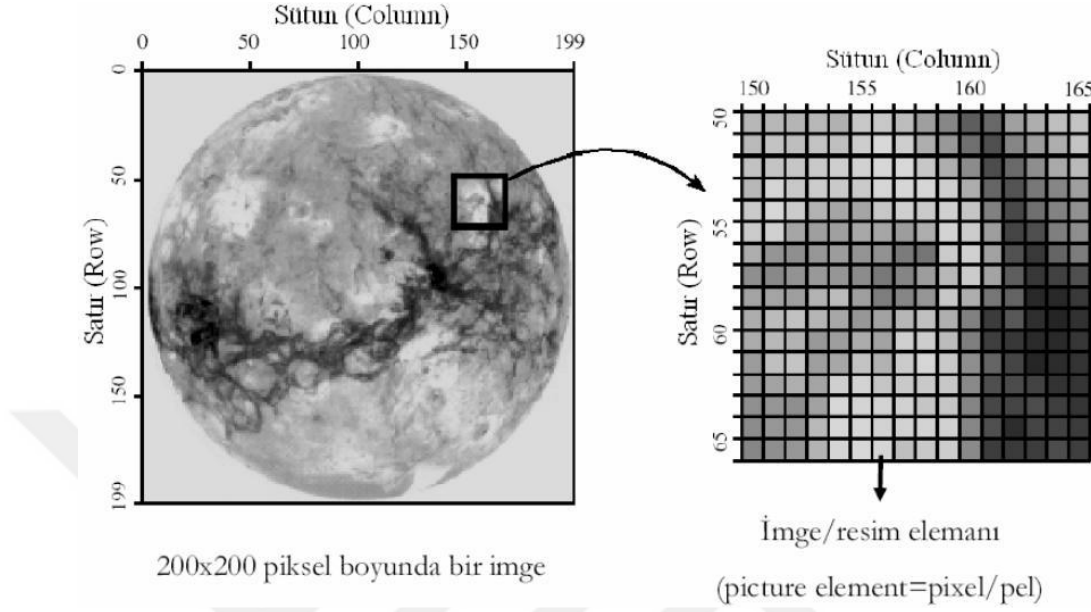
Sayısal görüntü işleme için öncelikle görüntünün oluşturulması gerekir. Sayısallaştırılan görüntü bilginin işleneceği elektronik işleyiciye aktarılır ve burada üzerinde çeşitli işlemler yapılır. Buna sayısal görüntü işleme adı verilir. Farklı görüntü kaynakları için farklı donanımlar ve bunlara uygun yazılımlar kullanmak gerekebilir. Bu farklı donanımlara örnek olarak CCD kameralar, ultrason cihazları, kızılötesi kameralar, termal kameralar, X-ray, manyetik rezonans görüntüleme araçları vb sayılabilir. Her sinyalin sayısallaştırılmasında olduğu gibi, görüntünün sayısallaştırılmasında da örnekleme ve kuantalama (nicemleme) en temel iki önemli adımdır. Sayısal görüntü için ikisini de ayırık hale getirmek gerekir. Koordinat değerlerinin sayısallaştırılmasına örnekleme, genlik değerlerinin sayısallaştırılmasına ise kuantalama denir. Şekil 3.1.'de örnek bir görüntü verilmiştir [61].



Şekil 3.1. Örnekleme ve nicemlemesine örnek bir görüntü [61].

Şekil 3.2.'de gösterilen bir sayısal görüntünün temel yapısı, satır ve sütun halinde görüntü içinde herhangi bir noktayı tanımlayan elemanlardan meydana gelmiş bir

matris olarak ele alınabilir. Bu matrisin her bir elemanının sayısal değeri, o noktanın renk bilgisini içerir. Söz konusu değerler piksel olarak adlandırılır [61].



Şekil 3.2. Örnek bir görüntü üzerinde belirli bir bölgenin piksellerinin büyütülmüş hali [61].

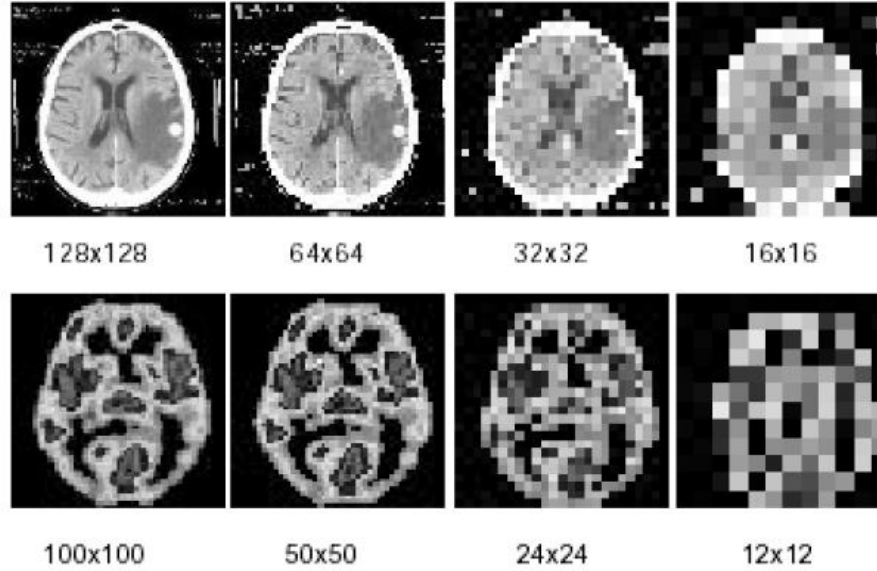
Gerçekte, bir görüntü koordinat ve o koordinattaki bir şiddet birimi olarak iki temel değişkenin bir fonksiyonu olarak tanımlanır. f terimi ışığın şiddeti olan parlaklığı, x , y parametreleri ise görüntü içindeki koordinatları temsil etmek üzere $f(x,y)$ şeklinde bir fonksiyonla ifade edilir [62]. Bu fonksiyonda x , y noktalarının değeri matris form olarak gösterilir. Sayısal görüntü;

$$f(x,y)=\begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

şeklinde ifade edilebilir.

Çözünürlük, bir görüntüdeki yatay ve dikey piksel sayılarının çarpımı olarak ifade edilir [61]. Pikseller için boyut söz konusu olmadığından, çözünürlük kavramı ile söz konusu görüntünün boyutu alakalı değildir. Ancak Şekil 3.3.'de gösterildiği gibi

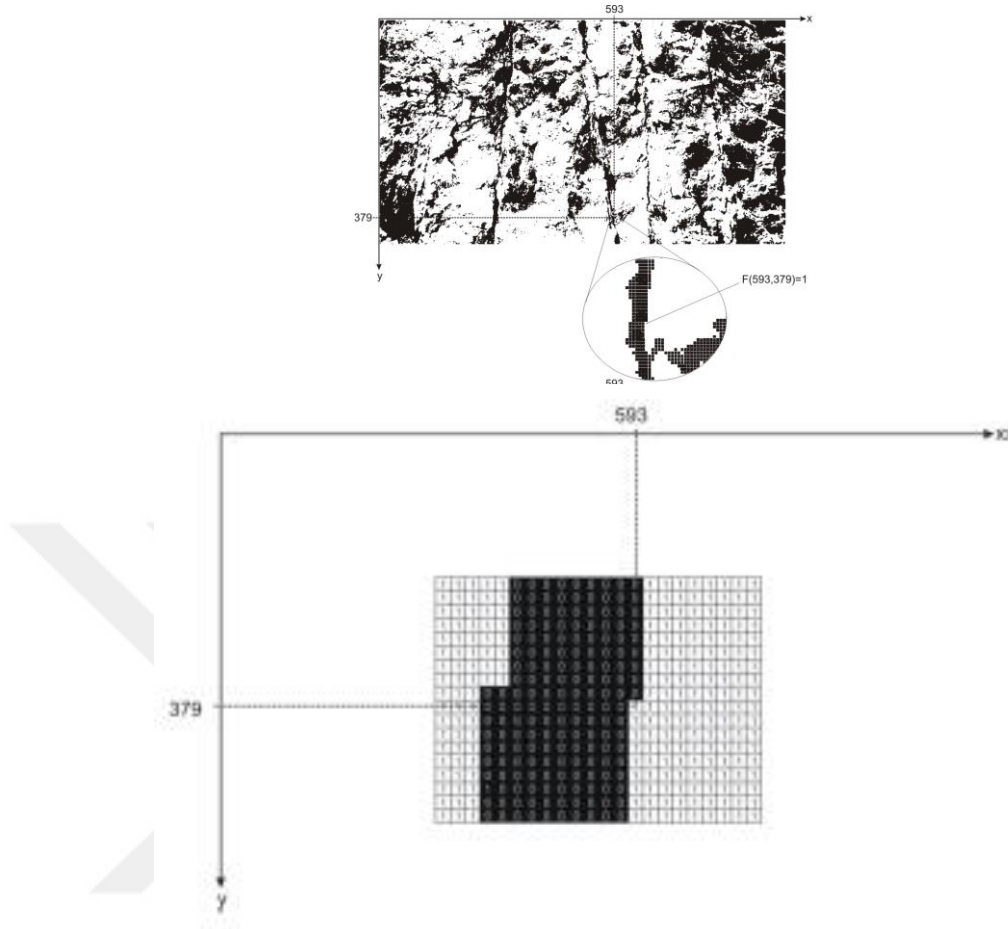
görüntüdeki piksel sayısı azaldıkça yani çözünürlük düştükçe aynı boyut için görüntü kalitesi de azalmaktadır.



Şekil 3.3. Görüntü ve piksel sayısı [61].

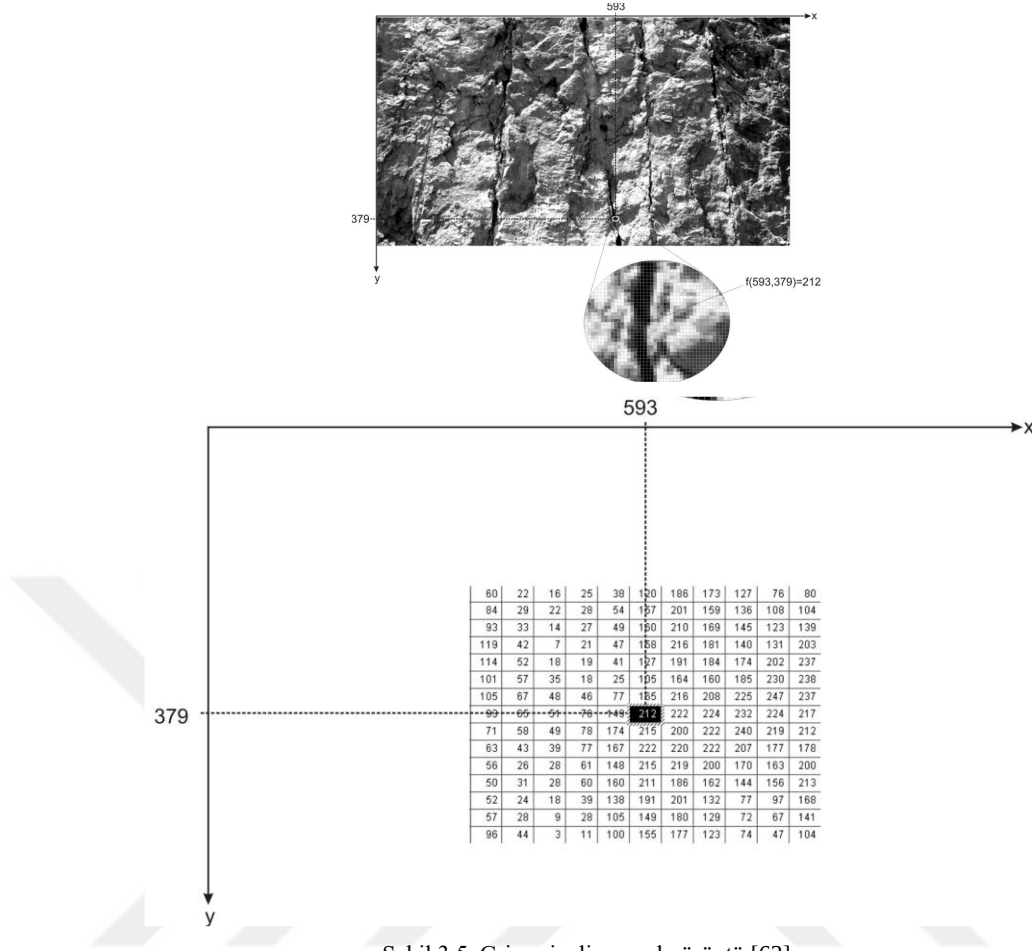
Genel olarak sayısal görüntüler dört farklı grupta ele alınabilir. Bunlar;

İkili görüntü: Siyah ve beyaz renklere karşılık gelen 0 ve 1 olarak kodlanmış piksellerden oluşan görüntülere ikili görüntü (binary image) adı verilir. Herhangi bir görüntü gri seviyeden ikili görüntüye çevrilirken; eşik değeri olarak 0...255 aralığının orta değeri olan 128 değeri alınır ve parlaklık değeri 128'den küçük olan pikseller 0'a, parlaklık değeri 128 den büyük olan pikseller 255'e getirilerek görüntüde sadece siyah ve beyaz renklerinin kalması sağlanır. Şekil 3.4.'de ikili görüntü ve görüntü koordinat sistemindeki gösterimi verilmiştir. Şekil 3.4.'de görüldüğü gibi görüntünün parlaklık değerleri sadece 0 ve 1 değerlerden oluşmaktadır. Görüntü işleme metotlarından Eşikleme (Thresholding) yöntemiyle eşik değeri belirlenebilir [63]. Eşik değeri küçük seçilirse bilgi kaybı olur ve gerekli noktalar da silinebilir. Eğer eşik değeri büyük seçilirse fazla gürültü meydana gelir ve gereksiz siyah noktalar oluşur. Eşik seviyesi uygun seçildiğinde bilgi kaybı olmamakla birlikte lüzumsuz noktalar da meydana gelmez.



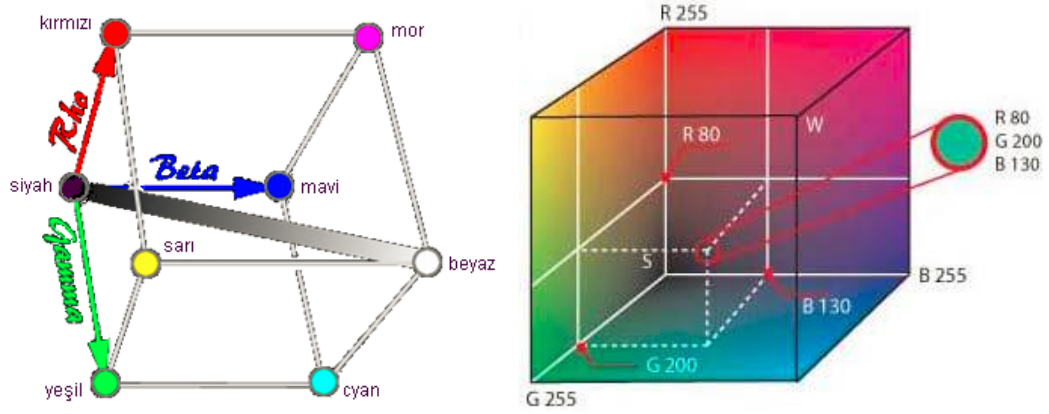
Şekil 3.4. İkili sayısal görüntü [63].

Gri renk seviyeli görüntü: Bu tip görüntülerde piksellere ait herhangi bir renk bilgisi yer almamaktadır. Her piksel için sadece o pikselin parlaklığının bilgisi tutulur. Dolayısıyla aslında parlaklığı değişken tek renkli görüntülerdir. Gri seviyeli görüntüler; 0,1,2,...,255 şeklinde değer aralıklarında farklı gri seviye değerlerinden oluşur. Bir gri seviyeli görüntüde 256 tane farklı gri ton değeri bulunabilir. 0 gri değeri siyah renge, 255 gri değeri ise beyaz renge karşılık gelmektedir. Bu değerler arasında ise diğer gri seviyeler meydana gelir. Görüntü koordinat sisteminde bir $f(x,y)$ değerine karşılık gelen gri seviye değeri 0-255 arasındadır. Şekil 3.5.'de verilen örnek görüntünün $f(593,379)$ noktasındaki parlaklık değeri 212 olarak görülmektedir [63].



Şekil 3.5. Gri seviyeli sayısal görüntü [63].

Renkli görüntü: Aynı görüntüye ait Kırmızı, Yeşil, Mavi olarak kodlanmış üç adet gri düzeyli görüntünün birbiri üstüne getirilmesiyle meydana gelir. Renkli görüntü, kartezyen koordinat sistemi kullanılarak açıklanabilmektedir. Şekil 3.6.'da küpün kartezyen koordinatlardaki (0,0,0) orijin noktası siyah, orijinden en uzakta bulunan (1,1,1) noktası beyaz renk olarak gösterilir. Bu gösterimden anlaşılacağı üzere beyaz renk bütün ana renklerin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Aksi halde ise siyah renk meydana gelir. Burada üç boyutlu uzayın bileşenleri kırmızı (R), yeşil (G) ve mavi (B)'dir. Saf kırmızı (1,0,0), saf yeşil (0,1,0), saf mavi (0,0,1) şeklinde gösterilebilir. Gri değerler ise siyahtan beyaza doğru çizilen doğru üzerinde gösterilmektedir.



Şekil 3.6. RGB renk bileşenleri [64].

RGB değerleri gri tonlarına Denklem 3.2'deki gibi dönüştürülür.

$$I_{gray}(p) = \frac{I_R(p) + I_G(p) + I_B(p)}{3} \quad (3.2)$$

Gri tonları ise ikili resimlere Denklem 3.3'deki gibi dönüştürülür.

$$I_{bin}(p) = \begin{cases} 1 & I_{grey}(p) \geq d \\ 0 & I_{grey}(p) < d \end{cases} \quad (3.3)$$

Burada d dönüşüm için önemli olan belirli bir eşik değeridir. Eşik noktalarının kullanılması hesaplama işlemini kolaylaştırır. Ancak elle girilen bir değer oluşturmasından dolayı bir dezavantajdır. Tüm renklerin $[0, 1]$ kapalı aralığında gösteriminin sebebi renklerin bu aralığa normalize edilmiş olmasıdır. Aslında renk değerleri $[0, 255]$ aralığında değişmektedir. Renkliden gri seviyeye geçişi Denklem 3.4'deki ifade ile de gerçekleştirilebilir [64].

$$Y = 0,299R + 0,587G + 0,114B \quad (3.4)$$

Çok spektrumlu görüntü: Yanlış renkli görüntü olarak adlandırılan görünür spektrumun dışındaki bölgelerden alınan görüntülerdir.

3.2. Sayısal Görüntü İşleme Yöntemleri

3.2.1. Nokta işleme yöntemleri

Nokta işleme yöntemleri görüntü üzerindeki işlemlerinin temelini oluşturur. Nokta işleme teknikleri sonucunda oluşturulan işlenmiş görüntünün herhangi bir (x, y) noktasında sahip olduğu değer, görüntünün işlenmezden önceki halinin aynı koordinattaki değeri ile doğrudan ilişkilidir.

$$g(x, y) = T[f(x, y)] \quad (3.5)$$

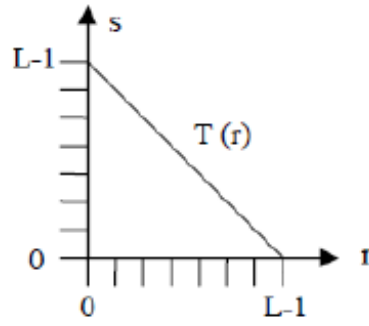
Denklem 3.5’de $f(x, y)$ giriş görüntüsü, $g(x, y)$ ise çıkış görüntüsüdür. T ise f ’de belirli bir (x,y) komşuluk ilişkisi bölgesinde işlem yapan bir operatördür. Nokta işleme algoritmaları her nokta için ayrı ayrı işlem yaparlar. Dolayısıyla aslında tek piksel üzerinde çalışmaktadırlar. Nokta işleme algoritmaları görüntü üzerindeki bir pikselin değerinde değişiklik yaparak yeni değerler almasını sağlar. İşlenmemiş görüntü piksel piksel işlenir. Her pikselin gri skaladaki değerine karşılık yeni değeri bulunur ve işlenmiş görüntünün aynı koordinatlı pikseline yazılır [62].

3.2.1.1. Negatif görüntü

Bir görüntüye ait negatif elde edilirken, Şekil 3.7.’de gösterilen $s = T(r)$ dönüşüm fonksiyonu kullanılabilir. Bu dönüşüm fonksiyonu Denklem 3.6 ile ifade edilebilir.

$$S = T(r) = L - 1 - r \quad (3.6)$$

Burada kullanılan L parametresi, görüntüdeki gri değer sayısını ifade etmektedir.

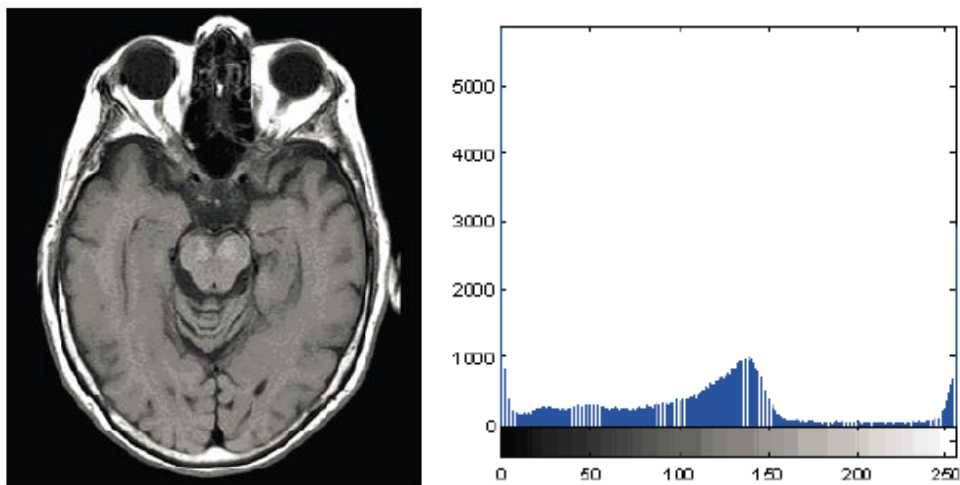


Şekil 3.7. Negatif görüntü için dönüşüm fonksiyonu.

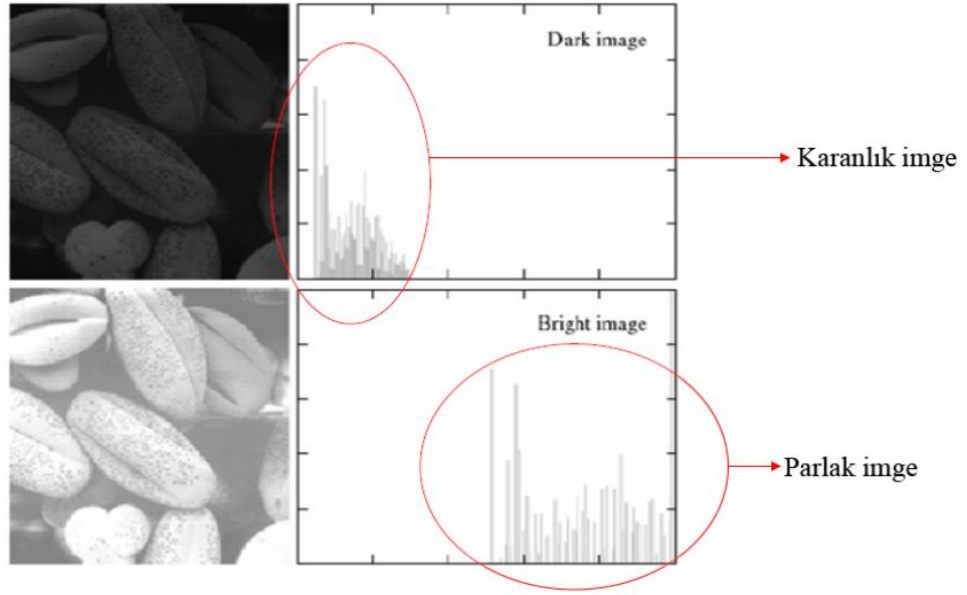
3.2.1.2. Histogram

Histogram, görüntü içinde yer alan farklı gri tonların her birinden kaçar adet bulunduğunu gösterir. Bu sayede görüntü ile ilgili bazı bilgilere ulaşılabilir. Uygulanmak istenen eşik değerleri görüntünün aydınlık-karanlık bölge değerlerinden tahmin edilebilir [65].

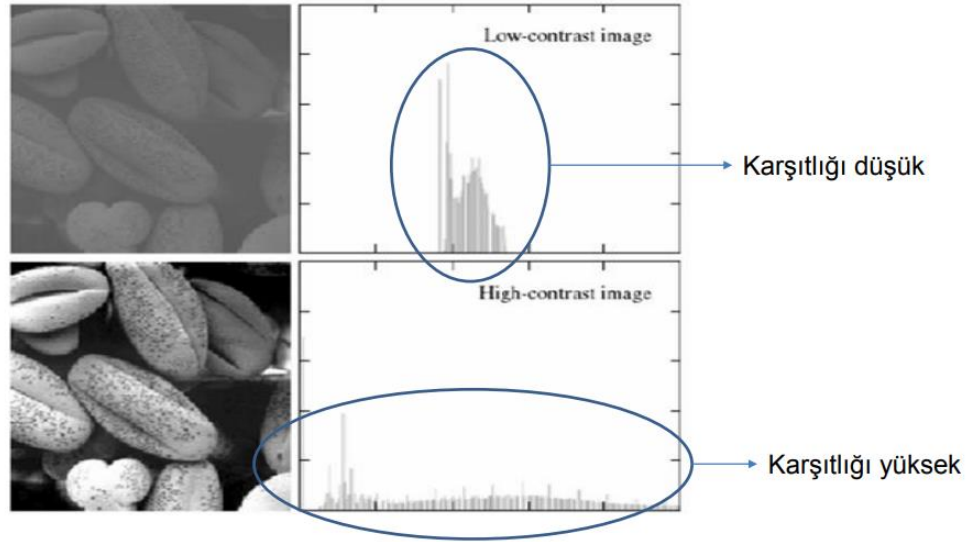
Histogramda; x eksenini piksel yoğunluk değerlerini gösterir, y eksenini ise o piksel yoğunluğa sahip piksel sayısını verir. (Şekil 3.8.). Bu sayede grafikte birlikte diyagramdan Şekil 3.9.'da görüldüğü gibi görüntünün yoğunluk dağılımı olan parlaklık ve karanlık imajı, Şekil 3.10.'da görüldüğü gibi karşıtlık hakkında bilgi sahibi olunabilir. Genellikle görüntü histogramı eşikleme yöntemleri için kullanılabilir.



Şekil 3.8. Gri skala görüntü ve görüntüye ait histogram [65].



Şekil 3.9. Görüntü histogramında karanlık ve parlaklık imajı [65].



Şekil 3.10. Görüntü histogramında karşıtlığı düşük ve yüksek imajı [65].

Histogram Denklem 3.7 ile ifade edilir.

$$h(r_k) = n_k \quad (3.7)$$

r_k = grilik seviyesi değeri

n_k = grilik seviyesi toplam piksel sayısı ($k = 0, 1, \dots, L-1$)

Gri seviyelerin görüntü içerisindeki bulunma olasılıklarını bulabilmek için histogram normalizasyonu yapılır. Histogram normalizasyonu, grilik seviyesindeki piksel sayısının (n_k), toplam piksel sayısına (n) oranlanmasıyla bulunulabilir (Denklemler 3.8).

$$P(r_k) = n_k/n \quad (3.8)$$

n_k = grilik seviyesi toplam piksel sayısı ($k = 0, 1, \dots, L-1$)

n = toplam piksel sayısı

3.2.1.3. Histogram eşitleme

Bu yöntem görüntünün kontrast değerinin zenginleştirilmesi için kullanılan yöntemlerden bir tanesidir. Histogram eşitleme, görüntünün bütününe uygulanırsa global histogram eşitleme, sadece belli bir bölgesine uygulanırsa lokal histogram eşitleme denir. Histogram eşitleme renk değerleri düzgün dağılımlı olmayan resimler için uygun bir görüntü iyileştirme metodudur [66,67].

Histogram eşitlemesi aşağıdaki maddelerin sırayla uygulanması ile yapılabilir :

1. Görüntüye ait histogram çıkartılır.
2. Bulunan histogramdan faydalanılarak histogramın her değerinin kendisinden öncekilerle toplanarak elde edilen değerleri içeren kümülatif histogramı bulunur.
3. Kümülatif histogram değerleri normalize edilir, görüntünün işlenmiş halinde olması istenen maksimum renk değerleri ile çarpılır ve bulunan sonuç tam sayıya yuvarlanır. Bu sayede gri seviye değerleri bulunur.
4. Görüntünün işlenmezden önceki haline ait gri seviye değerleri ile bir üst maddede bulunan gri seviye değerleri karşılık düşürülerek yeni histogram oluşturulmuş olur [68].

$$s_k = \sum_{j=0}^k \frac{n_j}{n} * (L - 1) \quad k = 0, 1, 2, \dots, L - 1 \quad (3.9)$$

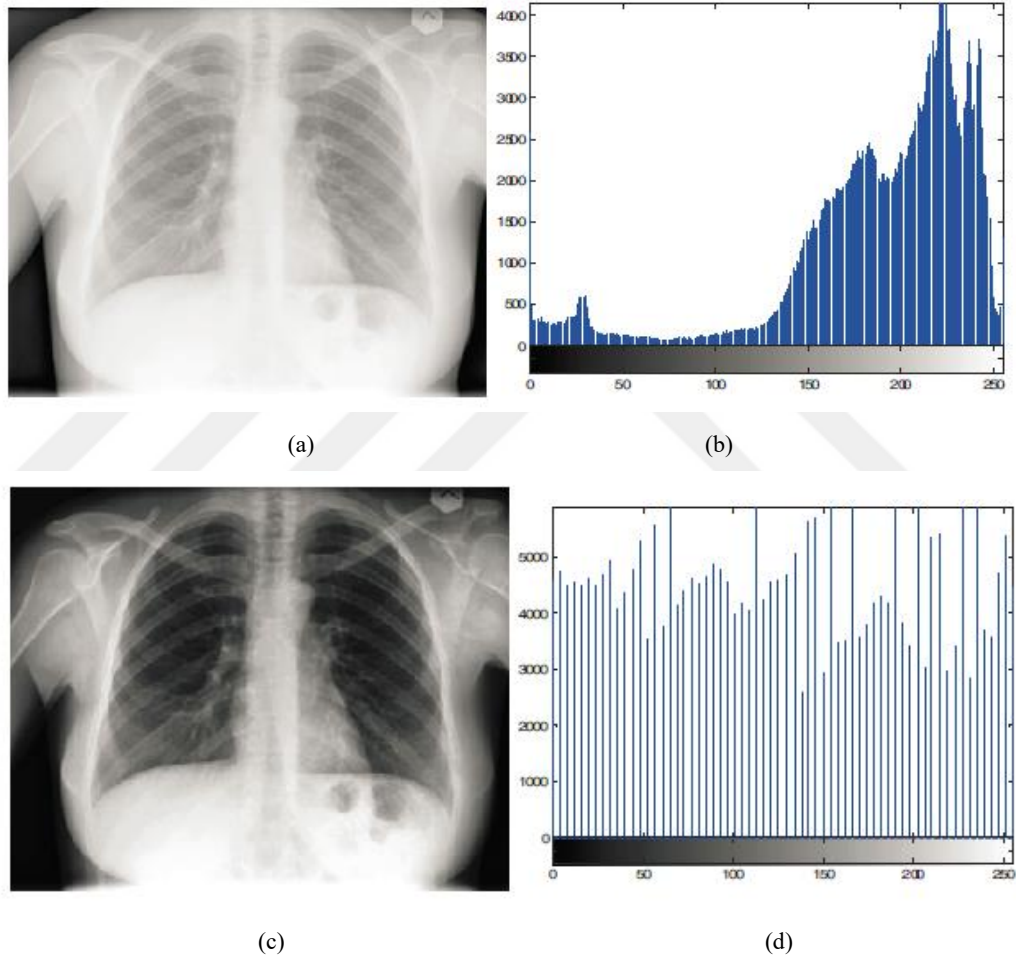
n : giriş görüntüsündeki toplam piksel sayısı ($n_0 + n_1 + \dots + n_{L-1} = n$)

n_j (n_k): j . gri seviyedeki toplam piksel sayısı

L : istenilen toplam gri seviye sayısı

s_k : daha iyi kontrastlı bir görüntü elde etmek için gri seviye dönüşüm değeri

Denklem 3.9 da histogram eşitleme denklemi verilmektedir. Buna göre de Şekil 3.11. 'de örnek bir histogram eşitlemesi gösterilmektedir.



Şekil 3.11. (a) Orijinal görüntü (b) Orijinal görüntüye ait histogram (c) Histogram eşitleme uygulanmış görüntü (d) Histogram eşitlemeden sonra oluşan görüntüye ait histogram [66].

3.2.1.4. Parlaklık ayarlama

Görüntünün genel görünümünün iki özelliği gri değerlerinin ağırlıklı ortalamasını görüntünün ortalama parlaklığını ve varyansını kontrastını hesaplayarak elde

edilebilir. Görüntünün piksellerinin gri değerlerine sabit c sayısı eklenerek görüntünün parlaklığı ayarlanabilir (Şekil 3.12.).

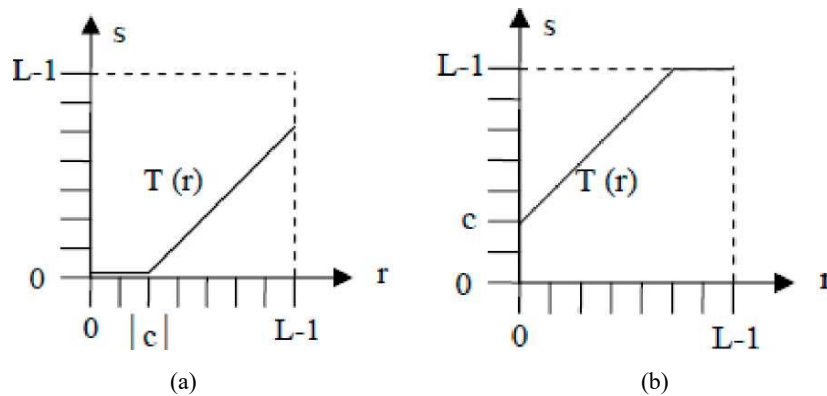


Şekil 3.12. Sabit c sayısının değişimine göre parlaklık ayarı örnek görüntü [61].

Parlaklık dönüşüm fonksiyonu,

$$S = T(r) = r + c \quad (3.10)$$

şeklinde ifade edilebilir. Gri değerleri $[0, L-1]$ aralığında olan görüntüde c değeri sıfırdan küçükken, sıfırdan küçük s değerleri söz konusu ise, s sıfır alınır. Benzer şekilde c değeri sıfırdan büyük iken, $(L-1)$ değerinden büyük s değerleri mevcutsa, $s = L-1$ kabul edilir. Şekil 3.13.'de $c < 0$ ve $c > 0$ durumunda dönüşüm fonksiyonlarının grafiği görülmektedir.



Şekil 3.13. (a) $c < 0$ durumu dönüşüm fonksiyonu, (b) $c > 0$ durumu dönüşüm fonksiyonu [67].

c değerinin sıfırdan küçük olması halinde görüntüye ait şekil değiştirmeden sola doğru kayar. Benzer şekilde c değerinin sıfırdan büyük olması halinde histogram

şekil değiştirmeden sağa doğru kayacaktır. $[0, L-1]$ sınırları üzerine çıktığında, 0 veya $L-1$ gri değerlerinde yığılma olur [69].

3.2.1.5. Kontrast

Kontrast, görüntünün ayırt edilebilirliğini ifade etmektedir. Karşıtlık olarak da bilinir. İnsan görme duyusu yaklaşık otuz gri tonu ayırt edebilmektedir. Eğer görüntü içindeki gri tonları arasındaki fark insanın gri ayırt etme kapasitesinin altında olursa insan görme duyusu görüntüdeki detayları iyi algılayamaz. Bu gibi görüntülerin histogramlarında bir çok sayıda pikselin gri düzeyli bir görüntünün dar bir aralığında yoğunlaştığı görülür. Bunun gibi görüntülere düşük kontrastlı görüntü denir [69].

Özetle kontrast terimi, herhangi bir görüntüdeki grilik seviyesi farklarının genliği olarak tanımlanabilir. Düşük kontrastlı farklı tipdeki görüntüler için farklı fonksiyonlar kullanmak gerekir. Örneğin Şekil 3.14.'de görüldüğü gibi gri skaladaki koyu tonların yoğun olduğu bir görüntünün kontrastını ayarlarken, gri değerlerini daha açık tonları ifade eden yüksek değerlere doğru kaydırmak gerekir [69].



Orijinal

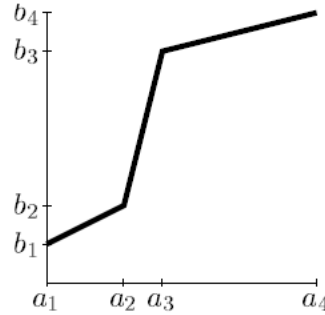
$a=0,5$

$a=2$

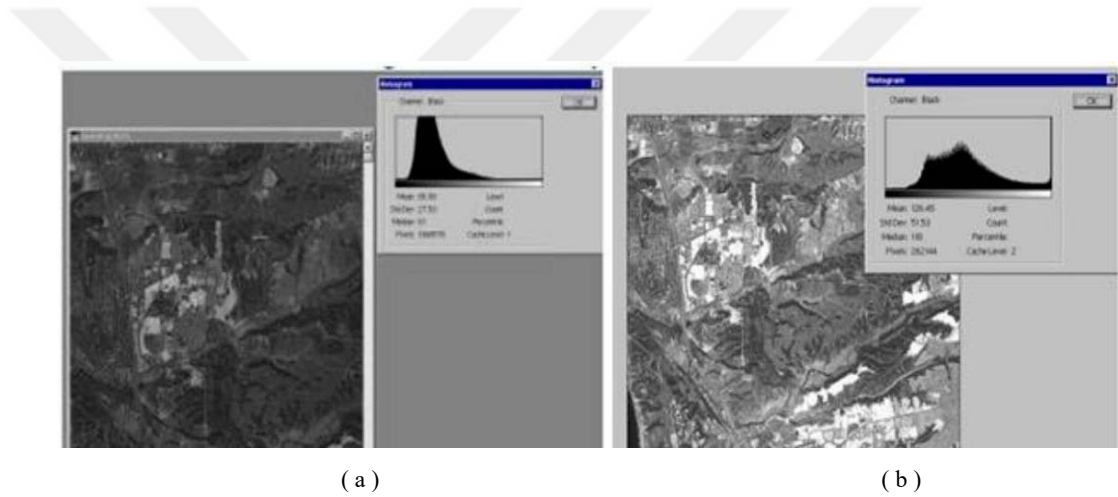
Şekil 3.14. Gri skaladaki bir görüntünün kontrast ayarı [61].

Kontrast germe; kontrastı kötü olan görüntülerin kontrastlarını iyileştirmek için kullanılır. Histogramı dar bir alana yayılmış görüntüleri histogramı geniş bir bölgeye yaymak amacı ile uygulanır. Görüntünün gri seviye değerlerini Şekil 3.15.'de görülen fonksiyon uygulanarak orijinal değerlerin dışına yayabiliriz (Denklem 3.11) [70]. Şekil 3.16.'da kontrast germe işlemi uygulanmış görüntü örneği verilmiştir.

$$y = \frac{b_{i+1}-b_i}{a_{i+1}-a_i}(x - a_i) + b_i \quad (3.11)$$



Şekil 3.15. Kontrast germe fonksiyonu eğrisi [67].



Şekil 3.16. Aynı görüntü dosyasının kontrast germe işleminden önceki (a) ve sonraki (b) halleri [67].

3.2.1.6. Eşikleme (Thresholding)

Eşikleme işleminin amacı, görüntü içerisindeki nesneleri görüntü arka planından ayırmaktır. Bir görüntüyü her biri içerisinde farklı özelliklerin tutulduğu anlamlı bölgelere ayırma işlemine görüntü bölütleme (segmentasyon) denir. Görüntü bölütleme amacı için kullanılan en önemli yaklaşımlardan birisi eşiklemedir [71].

Sayısal bir görüntüyü geniş, ortak ve özel bölümlere ayırmak için kolay hesaplayabilmek için gri seviyeli eşikleme metodları kullanılır. Eşikleme işlemi, görüntünün en iyi eşik değerini belirlemek için birkaç anlamlı parçaya ayrılmasına dayanan bir işlemdir [72].

Bir görüntünün gri seviye dağılımlarını gösteren görüntü histogramı kullanılarak eşikleme işlemi yapılır. Örneğin, açık renkli objelerin koyu renkli bir fon önünde durduğu görüntüde, öndeki objeleri fondan ayırmanın en kolay yolu, histogramdan belirlenen bir T eşik değeri ile görüntüdeki piksel değerlerini karşılaştırmaktır. Bu karşılaştırmada eşik ile karşılaştırılan pikselin değeri eşik değerinden büyükse bu piksel objeye aittir denir. Tersisi olursa, yani pikselin değeri eşik değerinden küçük ise bu durumda o piksel arkadaki fona aittir [73,74].

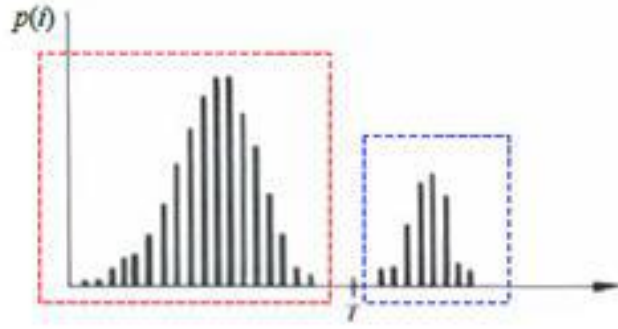
Histogramdan karşılaştırma için eşik belirlenmesi aşamasında kullanılan farklı eşik belirleme yöntemleri bulunmaktadır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

Bölgesel eşik: Görüntü dosyasının farklı bölgeleri için farklı eşik değerleri belirleme işlemi yapılmasına denir. Eşik değeri belirlemede en önemli basamak, belirlenen eşik değerin amaca en uygun şekilde belirlenmesidir. Lokal eşik değeri belirleme, dosya üzerinde bir matrisin dolaştırılmasıyla yapılır. Görüntü üzerinde dolaşan matrisin içinde yer alan gri değerlerin ortalaması alınarak hesaplanan değer, eşik değeri olarak kullanılır. Bu yöntem arka planı sabit olan gürültüsüz bir görüntüde başarılı olur.

T, hem $f(x,y)$ 'ye hem de $p(x,y)$ 'ye bağlı ise Denklem 3.12'deki T lokal eşik değeri olarak isimlendirilir [75].

$$T = T[x, y, f(x, y), p(x, y)] \quad (3.12)$$

Global eşik: Bu yöntem eşik değeri belirleme yöntemlerinin en basitidir. Bu yöntem ile Şekil 3.17.'de görülebileceği gibi, görüntü histogramını ve dolayısıyla görüntüyü bölütlemek için tek bir eşik değeri kullanılır.



Şekil 3.17. Histogramın sadece bir eşik değeri kullanılarak bölütlenmesi [74].

Denklem 3.13’de olduğu gibi bu bölütleme, görüntü dosyasına ait piksellerin öndeki obje mi yoksa objenin arka planındaki fon mu olduğunu ayırır. Bu yöntemin başarılı olabilmesi, histogramın iyi bir yerden bölmelenmesine bağlıdır. Tüm görüntüdeki piksellerin gri seviye değerlerini ele almasından global eşikleme bazı görüntülerde olumlu sonuç vermeyebilir. Global eşiklemede görüntü dosyasının farklı bölgeleri için farklı eşik değerler kullanılması gerekmez, piksellerin nerelerde yer aldıkları ile ve bu piksellerin birbirlerine yakınlığı ile ilgilenilmez. Bu gibi sebeplerle ilerleyen adımlarda bazı hatalarla karşılaşılabilir [76].

Global eşiklemede uygun eşik değerini aşağıdaki algoritmayla belirleyebiliriz.

1. Görüntü içindeki en küçük ve en büyük gri seviye değeri bulunup orta değeri T olarak belirlenir.
2. T ye bağlı olarak görüntü bölütlenir.
3. Her bir segmetin ortalama gri seviye değeri μ_1 ve μ_2 olarak hesaplanır.
4. Bu ortalamalardan yeni T değeri $T = \frac{1}{2}(\mu_1 + \mu_2)$ bağıntısı ile hesaplanır.
5. 2. ve 4. adımlar T_0 toleransından küçük oluncaya kadar iteratif olarak yapılır.

Otsu eşik: Bir görüntü dosyasında toplamda L adet gri seviye varsa ve bu seviyelerin her biri x ile gösterilirse, bu gri seviye değerinin görüntü içindeki sayısının toplam piksel sayısına oranı $p(x)$ ile gösterilir. $p(x)$ fonksiyonuna aynı zamanda görüntünün normalize histogramı denir.

Bu durumda görüntüde arka fon olarak nitelendirilmesi gereken piksel kümesinin görüntüde bulunma ihtimali Denklem 3.13 ile verilir. Burada t eşik değeri ifade etmektedir.

$$\theta(t) = \sum_{x=1}^t p(x) \quad (3.13)$$

Görüntüde diğer bir unsur, arka plan önündeki objedir. Objeye ait piksel kümesinin görüntüde bulunma ihtimali ise Denklem 3.14 ile verilir.

$$1 - \theta(t) = \sum_{x=t+1}^L p(x) \quad (3.14)$$

Arka fondaki piksellerin ortalama gri seviye değeri Denklem 3.15 ile ve öndeki objeye ait piksellerin ortalama gri seviye değeri Denklem 3.16 ile verilmiştir. Bu denklemdaki μ ifadesi görüntünün tümündeki gri seviyelerin ortalamasını ifade eder.

$$\mu_b = \frac{\sum_{x=1}^t xp(x)}{\sum_{x=t+1}^L p(x)} = \frac{\mu(t)}{\theta(t)} \quad (3.15)$$

$$\mu_b = \frac{\sum_{x=t+1}^L xp(x)}{\sum_{x=t+1}^L p(x)} = \frac{\sum_{x=1}^L xp(x) - \sum_{x=1}^t xp(x)}{1 - \theta(t)} = \frac{\mu - \mu(t)}{1 - \theta(t)} \quad (3.16)$$

Denklem 3.13 ve Denklem 3.15 kullanılarak, arka plan ve öndeki objeye ait piksellerin gri seviyeleri ile ilgili varyanslar Denklem 3.17 ve Denklem 3.18 ile hesaplanır.

$$\sigma_b^2 = \frac{\sum_{x=1}^t (x - \mu_b)^2 p(x)}{\sum_{x=1}^t p(x)} = \frac{1}{\theta(t)} \sum_{x=1}^t (x - \mu_b)^2 p(x) \quad (3.17)$$

$$\sigma_b^2 = \frac{\sum_{x=t+1}^L (x - \mu_o)^2 p(x)}{\sum_{x=t+1}^L p(x)} = \frac{1}{\theta(t)} \sum_{x=t+1}^L (x - \mu_o)^2 p(x) \quad (3.18)$$

Piksel dağılımının toplam varyansı

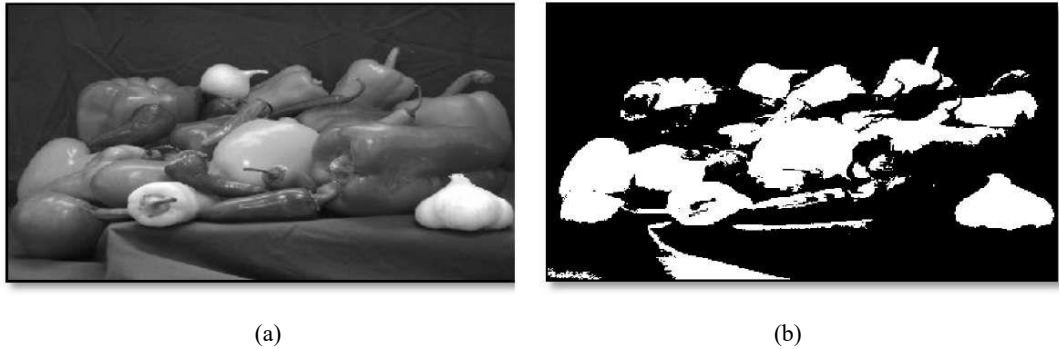
$$\sum_{x=1}^L (x - \mu)^2 p(x) \quad (3.19)$$

ile bulunur.

$$\sigma_T^2 = \underbrace{\theta(t)\sigma_b^2 + [1 - \theta(t)]\sigma_o^2}_{\sigma_w^2(t)} + \underbrace{(\mu_b - \mu)^2\theta(t) + (\mu_o - \mu)^2[1 - \theta(t)]}_{\sigma_B^2(t)} \quad (3.20)$$

şeklinde ifade edilir. Burada, $\sigma_w^2(t)$ Within-class variance (Nesne ve arka plan ile ilgili her bir pikseller grubu içerisindeki varyansı), $\sigma_B^2(t)$ Between-class variance (Nesne ve arka plan ile ilgili her bir pikseller grubu arasındaki varyansı) göstermektedir [77].

Şekil 3.18. ‘de otsu eşik algoritması uygulanmış örnek bir görüntü gösterilmiştir.



Şekil 3.18. a) Orijinal görüntü b) Otsu eşik algoritması uygulanan görüntü [77].

3.2.2. Görüntü zenginleştirme yöntemleri

Bir görüntü dosyası içindeki gürültüleri yok etmek ya da görüntü içerisindeki bazı ayrıntıları ortaya çıkarmak için görüntü zenginleştirme amacı ile filtreler kullanılır. Dijital sensörlü görüntü yakalama aygıtlarının görüntüyü kaydederken ortaya çıkan hatalar ve yetersiz ışıklandırma vs gibi sebeplerle ortaya çıkan görüntü kayıpları farklı görüntü işleme yöntemleri ile büyük ölçüde giderilebilmektedir. Görüntü yumuşatma, kenar yakalama, kenar keskinleştirme gibi yöntemler ile görüntü üzerinde bir çok düzeltme işlemi yapılabilir. Farklı yöntemler farklı amaçlarla kullanılabilir [68].

Filtreler farklı matris boyutlarında oluşabilir. 3x3, 5x5 ya da 7x7 boyutlarında olabileceği gibi uygulanacak filtreleme yöntemine göre farklı boyutlarda olabilir. Filtreleme işleminde görüntü üzerindeki bütün piksellere bu filtre matrisleri uygulanır. Her piksel için filtre elemanları ve piksel değerleri ile yeni gri skala değerleri bulunabilir. Matristeki elemanlar, ortalama değeri ağırlandırmak için kullanılırlar. Bu da belirli pikseller yönünde olur. Düşük frekansları öne çıkaran ve yüksek frekansları baskılayan filtrelere alçak geçiren filtreler (low pass filters), tam tersi duruma ise yüksek geçiren filtreler (high pass filters) denir. Alçak geçiren filtreler açık ve koyu tonlu detaylar arasındaki farkı azaltırken yüksek geçiren filtreler daha da belirgin hale getirirler. Alçak ve yüksek geçiren filtreleri uzaysal komşuluk ortalaması ile basit olarak kullanılabilir [78].

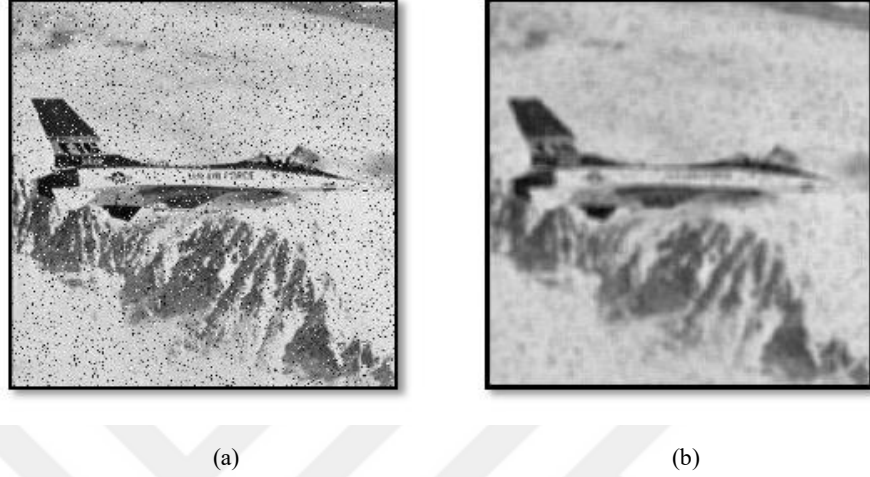
3.2.2.1. Görüntü yumuşatma

Görüntü yumuşatma operatörleri; görüntü üzerinde var olan gürültünün yok edilmesi veya gürültünün azaltılması için kullanılırlar. Eğer görüntüde var olan gürültü yüksek frekansta ise alçak geçiren filtre, düşük frekansta ise yüksek geçiren filtre ile azaltır. Bu operatörler çözünürlüğün indirgenmesinde kullanılır. Eğer görüntünün çözünürlüğü çok yüksek ise ön görüntüleme işlemleri için bütün çözünürlüğe gereksinim duyulmaz. Çözünürlüğün indirgenmesi görüntü piramitlerinin oluşturulmasında da kullanılır. [79].

Average operatörü: Ortalama filtre olarak isimlendirilir. Alçak geçiren filtrelere örnek verilebilir. Ortalama filtre görüntüdeki gri değerlerinin sabit olduğu bir yere uygulanırsa o bölgedeki gri tonlarında hiçbir değişim olmaz. Ancak gri ton değerlerinin farklılıklar içerdiği bir bölgeye uygulandığında, pikseller arasındaki değer farklılıkları azalır. Bu sayede görüntünün gürültü oranı azalır lakin bu filtre gürültüyü azaltırken görüntüyü bulanıklaştırır [80].

$$g_s(x, y) = \sum_{i=-N}^{N-1} \sum_{j=-M}^{M-1} g_0(x - i, y - j)h(i, j) \quad (3.21)$$

Burada N, M görüntünün boyutunu tanımlar. Orijinal görüntünün katlanması ile yumuşatılmış g_s görüntüsü elde edilmiştir. Genel olarak $N=M$ alınır. Bazı durumlarda filtre katsayıları değiştirilebilir.



Şekil 3.19. (a) Orijinal görüntü (b) 5x5 Average filtresi uygulanmış görüntü [80].

Katlama operatörü: Görüntünün mekansal frekans karakteristiğinin değiştirilmesi için katlama filtrelemesi kullanılır. Filtreleme işlemi filtre matrisi kullanılarak gerçekleştirilir.

$$g_l = \frac{\sum_{i=1}^n (\sum_{j=1}^n f_{ij} g_{ij})}{F} \quad (3.22)$$

Burada

f_{ij} ; filtre matrisinin katsayısı

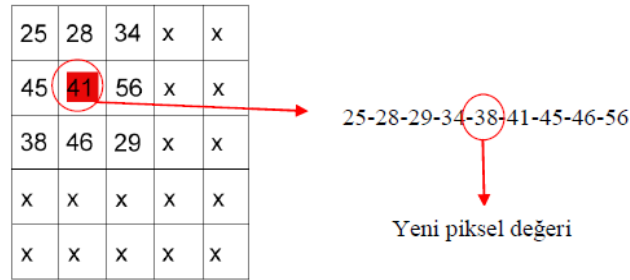
g_{ij} ; gri piksel değeri

n ; filtreleme matrisinin boyutu (örn 3x3,5x5,7x7)

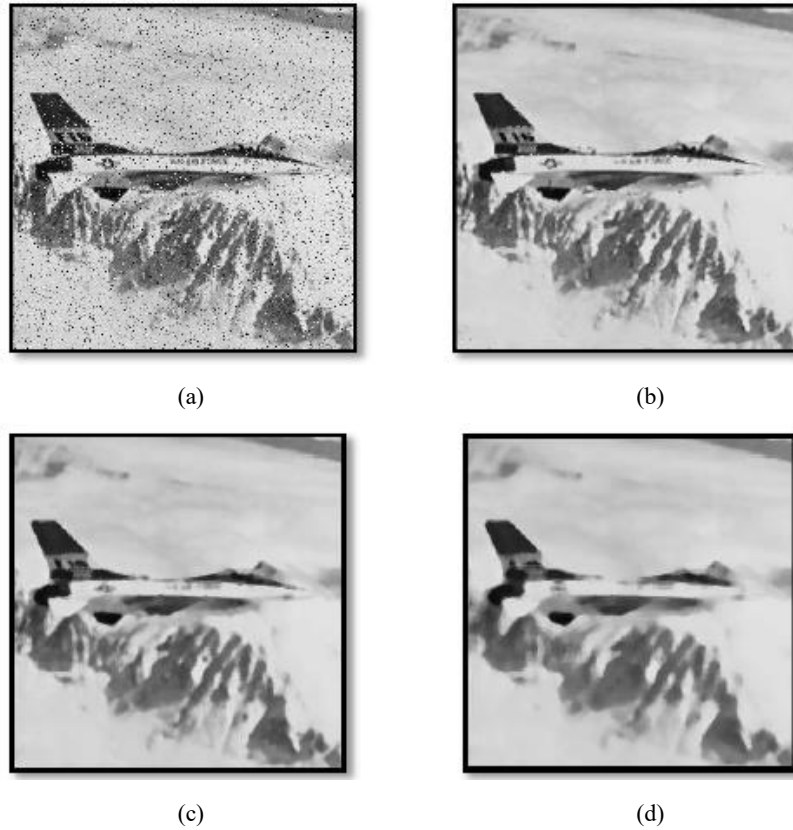
F ; filtreleme matrisinin elemanları toplamını gösterir.

Median filtresi: Median filtresi nonlineer uzaysal filtredir. Filtre maskesini meydana getiren boyuttaki görüntü piksel değerlerinin küçükten büyüğe sıralanıp ortadaki değeri merkez piksele atama işlemidir. Median filtresi alçak geçiren bir filtredir.

Median filtrelerinin genel çalışma mantığı ise; $N \times N$ lik bir matris penceresi içerisinde bir ortalama değer bulmaya çalışarak işlenir (Şekil 3.20.). Bunu yaparken görüntü üzerinde gezen bir kayan pencere yöntemi kullanılır. Median filtresi mean filtreleri içerisinde en basit olanıdır. Pencere içerisindeki değerlerin aritmetik ortalamasını alır ve bu şekilde büyük atlamaları kaldırmış olur. Filtre uygulandıktan sonra; konumlarından ayrılmış olan pikseller tespit edilerek temizlenmiş olur. Görüntü içerisindeki yerel değişimleri yumuşatmış olur (Şekil 3.21.) [67].



Şekil 3.20. Median filtresi işlem basamağı [67].



Şekil 3.21. (a) Orijinal görüntü (b) 3x3 Median filtre uygulanmış görüntü (c) 5x5 Median filtre uygulanmış görüntü (d) 7x7 Median filtre uygulanmış görüntü [67].

Gaussian filtresi: Bu filtre aynı zamanda bir Fourier dönüşümüdür. Sadece Gaussian çan eğrisi formu ile Gaussian filtre olarak isimlendirilir. Gaussian filtre ile sonsuz bir transfer fonksiyonuna karşılık mekansal alanda tarama penceresinde filtreleme yapılabilmektedir. Bu da filtrelemenin temel problemini daha kolay çözülebilir hale getirir. Denklem 3.23'de Gaussian filtresinin matematiksel ifadesi yer almaktadır [81,82].

$$e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} = e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} * e^{-\frac{y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.23)$$

Gaussian yumuşatmasının avantajı, filtrelemenin önce yatay ardından çıkan sonuçla dikey ekseninde gerçekleştirilebilmesidir. Gaussian filtresi ile görüntü piramitleri oluşturulabilir. Görüntü piramidi orijinal görüntünün piksellerinden artan bir dizide daha büyük pikseli görüntü oluşturmaya yarar. Böylelikle görüntünün bilgisayar ortamında saklanması ve görüntünün işlenmesinin hızlı olmasını sağlar. Görüntü piramidi oluşturulurken önce yumuşatma işlemi uygulanır. Sonra pikseller büyük piksel boyutlarına yeniden örneklenir. Yeniden örnekleme sonunda bilgi kaybının önlenmesi için alçak geçiren filtre uygulanır. Şekil 3.22. 'da örnek bir uygulama yer almaktadır.



(a)



(b)

Şekil 3.22. (a) Orijinal görüntü b) Gaussian filtre uygulanmış görüntü $\sigma = 2$ [83].

3.2.2.2. Görüntü keskinleştirme

Görüntü dosyasındaki ayrıntıların daha belirgin olması için keskinleştirme işlemi kullanılır.

Laplacian operatörü: Laplacian operatörü, farklı yönlerdeki kenarlara aynı tepkiyi veren bir ikinci türev operatörüdür. Bu operatör görüntü işleme işlemlerinde sınır belirleme ve görüntüyü netleştirme amacıyla kullanılmaktadır. Şekil 3.23.'de örnek bir görüntü verilmiştir.

$f(x,y)$ fonksiyonu şeklindeki bir görüntüye Laplacian teoremi uygulandığında;

$$\nabla^2 f = \frac{\sigma^2 f}{\partial x^2} + \frac{\sigma^2 f}{\partial y^2} \quad (3.24)$$

ifadesi, x ve y yönleri için ayrı ayrı hesaplandığında, aşağıdaki eşitlikler elde edilir.

$$\frac{\sigma^2 f}{\partial^2 x^2} = f(x+1, y) + f(x-1, y) - 2f(x, y) \quad (3.25)$$

$$\frac{\sigma^2 f}{\partial^2 y^2} = f(x, y+1) + f(x, y-1) - 2f(x, y) \quad (3.26)$$

Denklem 3.24 ifadenin açık halini elde etmek için yukarıdaki Denklem 3.25 ve Denklem 3.26 toplanarak elde edilen eşitlik

$$\nabla^2 f = [f(x+1, y) + f(x-1, y) + f(x, y+1) + f(x, y-1)] - 4f(x, y) \quad (3.27)$$

Laplacian filtresinin matrisleri;

$$L = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad L = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \text{ kullanılır.}$$



(a)

(b)

(c)

Şekil 3.23. (a) Orijinal görüntü (b) Laplacian operatörü uygulanmış görüntü c) Laplacian operatörü ile orijinal görüntünün üst üste getirilmiş hali [83].

3.2.2.3. Kenar tespiti (Enhancement)

Kenar tespiti, görüntü işlemede önemli konulardan biridir. Görüntünün fiziksel görünüşünde oluşan kenar, aydınlatma gibi değişimlere karşılık gelir. Herhangi bir görüntü dosyasında, ön plandaki objeler arka fondan farklı gri ton değerleri ile ayrılırlar. Eğer arka fon sabit bir gri değerinde ise, objelerin farklılığı gri ton değerindeki süreksizlik ile tespit edilir. Yani görüntü dosyasının gri seviyelerinde ani değişimlerin olduğu kısımlara kenar denir. Kenarların belirlenmesi için en sık başvurulan yöntemlerden birisi görüntü dosyasını maskelemektir. Gri ton değerlerindeki süreksizliği belirgin hale getiren maskeler, çizgi veya kenar etrafındaki piksellerden farklı değerde olduğu için bir yüksek geçiren filtre gibi davranırlar. Kenar tespitinin temeli lokal türevdir denilebilir [80].

Kenar tespitinde kullanılan maskeler Tablo 3.1.'de verilmiştir.

Tablo 3.1. Kenar belirleme maskeleri.

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

Yatay

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

+45

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

Dikey

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

-45

Birinci ve ikinci türeve dayalı olarak kenar belirme algoritmaları vardır. Birinci türeve dayalı kenar belirleme algoritmaları Sobel filtre, Prewitt filtre, Canny filtre örnek verilebilir. İkinci türeve dayalı filtrelere ise Laplacian of Gaussian filtresi örnek verilebilir.

Sobel filtre: Sobel operatörü bir resmin kenarlarına karşılık gelen alansal yüksek frekans bölgelerini yani keskin kenarları ortaya çıkarır. Aşağıdaki konvolüsyon matrisleri dikey, yatay ve köşegen şeklindeki kenarları bulmak için kullanılır. Teorik olarak, operatör aşağıda gösterildiği gibi 3×3 konvolüsyon matrisinden oluşur.

Tablo 3.2. Sobel konvülasyon matrisi

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

Bu matrisler, yatay ve dikey olarak çalışan kenarlara en üst düzeyde yanıt vermek için tasarlanmıştır. Matrisler giriş görüntüsüne ayrı ayrı uygulanabilir. Böylece her bir yön için pikselin değeri ayrı ayrı ölçülmüş olur. Daha sonra bu değerler her bir noktada mutlak büyüklüğü ve yönü bulmak üzere birleştirilebilir [83]. Örnek bir görüntü Şekil 3.24.'de görülmektedir.



Şekil 3.24. (a) Orijinal görüntü (b) Sobel filtre uygulanmış görüntü [83].

Prewitt filtre: Her noktadaki görüntü yoğunluğunun eğimini hesaplayarak açıktan koyuya doğru en büyük artışın yönünü ve bu yönde değişiklik oranını hesaplar. Prewitt kenar belirleme yöntemi Tablo 3.3.'de verilen birinci derece türevleri olan G_x ve G_y 'i kullanarak görüntü filtrelenebilir. Prewitt filtresi kısa zamanda işlem yapar. Sobel filtreye göre daha gürültülü sonuçlar üretir [83]. Şekil 3.25.'de Prewitt kenar filtresine örnek bir uygulama gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Prewit filtre operatörü matrisi

+1	0	-1
+1	0	-1
+1	0	-1

G_x Matrisi

+1	+1	+1
0	0	0
+1	+1	+1

G_y Matrisi



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.25. (a) Orijinal görüntü (b) Prewitt filtre G_x matrisi uygulanmış görüntü (c) Prewitt filtre G_y matrisi uygulanmış görüntü [83].

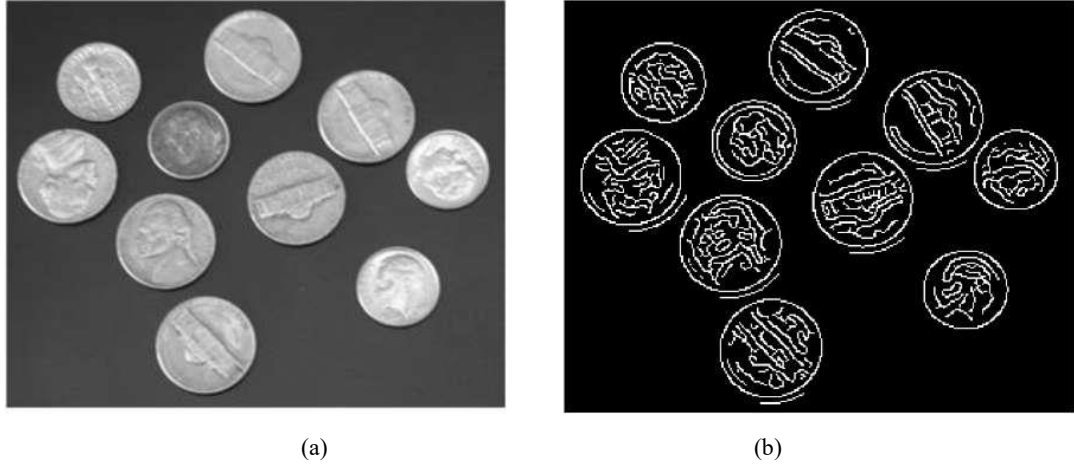
Canny filtre: Görüntüler üzerindeki çeşitli kenarları tespit etmek için çok aşamalı bir algoritma kullanan bir kenar belirleme operatörüdür (Şekil 3.26.). Canny kenar belirleme algoritması, farklı görüntülerdeki nesnelere ait faydalı yapısal bilgileri elde etmek ve işlenecek veri miktarını azaltmak için kullanılan bir yöntemdir. Kenar belirleme için genel kriterler: Kenarın düşük hata oranıyla algılanması, bu, algılamanın görüntüde mümkün olduğunca çok sayıda kenarın doğru olarak yakalanması gerektiği anlamına gelir. Operatörden tespit edilen kenar noktası, kenarın merkezinde doğru bir şekilde konumlandırılmalıdır. Görüntüdeki belirli bir kenar sadece bir kez işaretlenmeli ve mümkün olduğunda, görüntü gürültüsü yanlış kenarlar oluşturmamalıdır.

Bu gereksinimleri karşılamak için Canny, varyasyon analizini kullanır. Belirli bir işlevselliği optimize eden fonksiyonu bulan bir teknik. Canny'nin dedektöründeki en uygun işlev, dört üstel terimin toplamı ile tanımlanır, ancak bir Gaussian'ın ilk türevi ile yaklaşık olarak tahmin edilebilir.

Bugüne kadar geliştirilen kenar algılama yöntemleri arasında Canny kenar algılama algoritması, iyi ve güvenilir bir tespit sağlayan en katı yöntemlerden biridir. Kenar tespiti için üç kriterle ve uygulama için sürecin basitliği ile buluşma konusundaki iyimserliği sayesinde, kenar saptaması için en popüler algoritmalarından biri haline gelmiştir [84].

Canny kenar belirleme aşağıdaki adımlar izlenerek uygulanabilir.

1. Gürültüyü gidermek ve görüntüyü düzeltmek için Gaussian filtresi uygulanır.
2. Görüntünün yoğunluk gradyanlarını bulunur.
3. Kenar tespiti için yanlış tepkiden kurtulmak için maksimum olmayan bastırma uygulanır.
4. Potansiyel kenarları belirlemek için çift eşik uygulanır.
5. Zayıf ve güçlü kenarlara bağlı olmayan diğer tüm kenarları bastırarak kenarların algılanmasını kesinleştirilir.



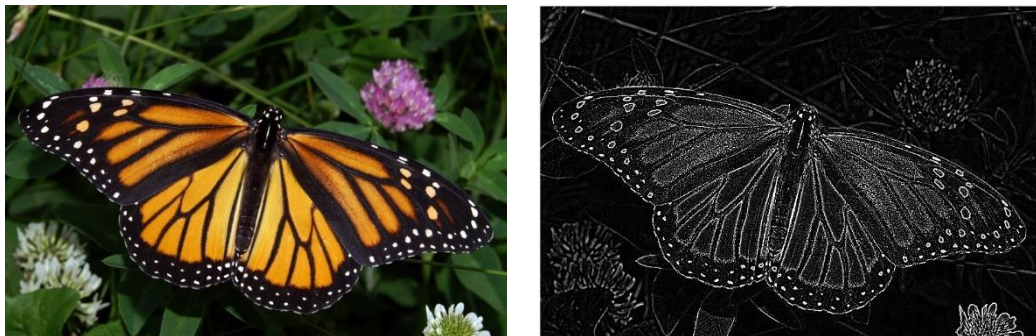
Şekil 3.26. (a) Orijinal görüntü (b) Canny filtre uygulanmış görüntü [84].

Laplacian of Gaussian (LOG) filtre: Laplacian filtreleri, görüntülerde kenarları bulmak için kullanılan ikinci türev dayalı filtrelerdir (Şekil 3.27.). Bu filtreler gürültüye karşı çok hassas olduğundan, Laplacian filtresi uygulanmadan önce görüntüyü azaltmak veya indirgemek gerekir. Bunun içinde genellikle Gaussian filtresi kullanılır [85].

Laplacian ve gaussian filtrelerinin birleşmiş hali;

$$LOG(x, y) = -\frac{1}{\pi\sigma^4} \left[1 - \frac{x^2+y^2}{2\sigma^2} \right] e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.28)$$

şeklindedir.

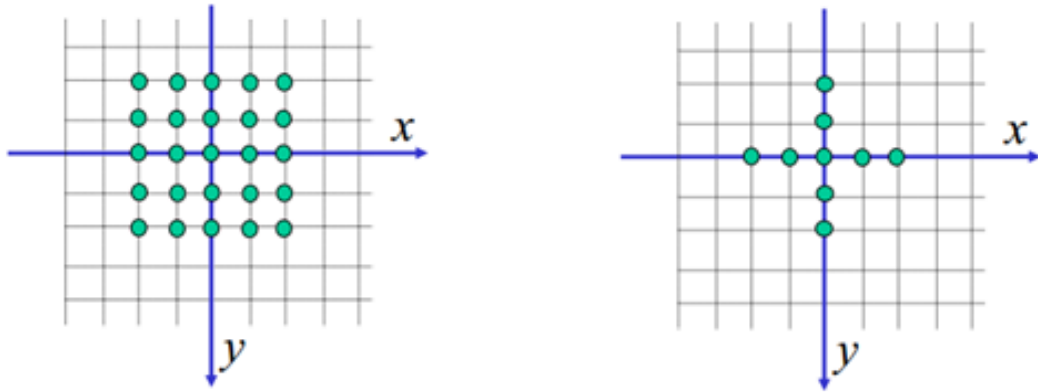


Şekil 3.27. (a) Orijinal görüntü (b) LOG filtre uygulanmış görüntü [85].

3.2.3. Morfolojik İşlemler

Matematiksel morfoloji, non-lineer komşuluk işlemlerinde güçlü bir görüntü işleme analizidir. Morfolojik işlemlerin konusu geometrik yapılardır. Matematiksel morfoloji görüntü içinde ayırt edilmek istenen objeleri ayırt etmek için kullanılır [86].

Orijinal görüntü üzerinde dolaştırılan matrisin morfoloji için özelleştirilmiş haline Yapıtaşı Elemanı (Structuring Element) denir (Şekil 3.28.). Bu özel matris görüntü dosyasını oluşturan pikseller üzerinde gezdirilir. Bu sırada uygulanmak istenen morfolojik işleme bağlı olarak görüntü dosyasındaki piksel değerleri ile bu özel matrisin değerleri karşılaştırılır. Bu karşılaştırma sonucunda nihai görüntüde kullanılacak piksel değerleri oluşturulur. Yapıtaşı elemanı adı verilen bu özel matrisin boyutu ve hatta şekli farklı farklı olabilir lakin hepsinde bir merkez noktası vardır ve işlenecek görüntünün her noktası ayrı ayrı bu merkez nokta ile eşleştirilerek işlem yapılır [87].



Şekil 3.28. Morfolojik yapıtaşı elemanı örnekleri [87].

3.3. Hough Dönüşümü

Hough dönüşümü doğruların belirlenmesi için ilk olarak Paul Hough tarafından ortaya çıkarılmıştır. Daha sonra hough dönüşüm çember [88], elips [89] ve rastgele şekillerin [90] belirlenmesinde kullanılmıştır [91]. Dairesel hough dönüşümü, görüntüdeki bozuk paraların tespiti [92], parmak ucu tespiti [93] ve göz bebeği

sınırlarının belirlenmesi gibi birçok uygulamada kullanılır. Hough dönüşümü görüntüdeki gürültülerden bağımsız olarak başarılı sonuçlar verebilmesiyle avantaj sağlamaktadır. Görüntüdeki nesnelerin sınırlarını belirleyen noktaların bulunmasında geçen süreyi hough dönüşümü içerdiği parametreler sayesinde kısaltmaktadır. Ancak büyük boyutlu görüntülerdeki veri yoğunluğunun çok olmasından görüntü üzerindeki nesnelerin tespiti uzun zaman alabilmektedir. Bu durumda hough dönüşümü avantajı kalmamaktadır [92].

Hough dönüşümü şu sıra ile uygulanabilir.

1. İlk olarak görüntü üzerinde kenarlar belirlenir.
2. Daha sonra görüntü siyah-beyaz (ikili) hale eşikleme yöntemi kullanılarak getirilir.
3. Kenarlara ait her bir piksel için noktanın dâhil olması muhtemel çemberlerin kutupsal koordinatlarla ifade edilen değerleri kullanılan bir akümülatör matrisi üzerinde birer artırılır ve böylece her bir kenar pikselinin olası şekilleri oylaması sağlanır.
4. En çok oy alan şekiller akümülatör değeri en yüksek olan şekillerdir. Bundan dolayı görüntü üzerinde bulunma ihtimalleri en yüksektir [94].

3.3.1. Hough dönüşümü teorisi

Hough dönüşümü fonksiyonu, görüntü üzerindeki sıfırdan farklı pikselleri parametre uzayında (hough uzayı) bir sinuse dönüştürür. Bu dönüşüm yapılmaz ise görüntüdeki bu noktalar düz bir doğruya karşılık gelir [95]. Klasik hough dönüşümü görüntüdeki doğruları saptamaya yaramaktadır. Hough uzayında bir doğru aşağıda verilen Denklem 3.29 olduğu gibi tanımlanabilir [96].

$$H(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(\rho - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy \quad (3.29)$$

burada, $f(x, y)$ siyah-beyaz görüntüyü, δ ise impuls tepki fonksiyonunu gösterir. $f(x, y)$ görüntüsünü $m \times n$ boyutlarında bir matris olduğunu düşünürsek, Denklem 3.29

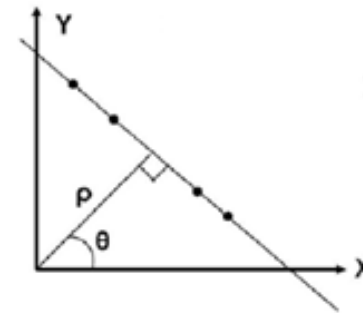
ifadesi, bu görüntüdeki noktaların x ve y yönünde, sırası ile Δx ve Δy aralıklarına sahip olduğu kabul edilerek,

$$H(\rho, \theta) = \sum_m \sum_n f(m, n) \delta(\rho - m\Delta x \cos\theta - n\Delta y \sin\theta) \quad (3.30)$$

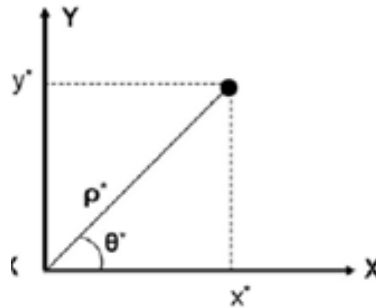
olarak verilebilir. İmpuls tepki fonksiyonu, görüntüdeki her bir noktanın,

$$\rho = (m\Delta x \cos\theta + n\Delta y \sin\theta) \quad (3.31)$$

fonksiyonu ile hough uzayında bir sinuse dönüştürülmesini sağlar. Denklem 3.31’de, ρ Şekil 3.29.’da olduğu gibi görüntünün diyagonal mesafesini gösterir, orjin noktasından doğruya dik bir vektörün uzunluğu olarak alınır. $\theta = (0, \pi)$ ρ vektörünün x eksenine ile yaptığı açığı göstermektedir. Şekil 3.30.’da ise noktasal bir değere ait görüntü ilgili parametreleri ile gösterilmiştir.

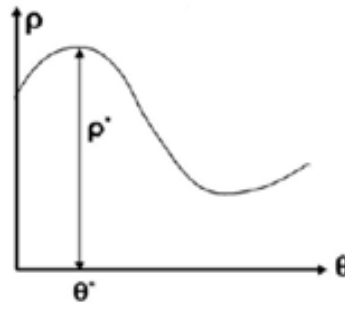


Şekil 3.29. Düz bir doğrunun ρ ve θ gösterimi [96].



Şekil 3.30. Görüntü uzayı [96].

Hough dönüşüm sonuçları yukarıda verilen Denklem 3.31 ifadesinden faydalanılarak ρ (mesafe) değerlerini, θ (açı) değerlerini ifade etmek üzere Hough dönüşüm matrisi, $H(\rho, \theta)$ oluşturulur. Şekil 3.31.'de görüntü uzayındaki kaynak noktaya Hough uzayı eğrisinin maksimum olduğu noktadaki değeri karşılık gelmektedir.



Şekil 3.31. Hough uzayı [96].

Hough uzayında tek bir noktada kesişen sinüsler görüntü üzerindeki aynı doğru üzerine düşen tüm noktalardandır. Bu işlem, kenarları belirlenmiş görüntüdeki tüm noktalar için tekrarlanır. Hough dönüşüm matrisinin her bir elemanı, (ρ, θ) parametreleri ile bir doğru üzerinde ne kadar nokta olduğunu belirler. Görüntüde hangi doğrunun en çok temsil edildiği matrisin en büyük değerli elemanı ile belirlenir. Matrisin kesişim noktalarında oluşan maksimum değerler görüntüdeki doğruları gösteren baskın parametre değerleridir.

Hough dönüşümünün en önemli özellikleri şunlardır: Görüntüdeki bir nokta, hough uzayında sinusoidal bir eğriye karşılık gelmektedir. Hough uzayında bir nokta, görüntü uzayında bir doğruya karşılık gelmektedir. Görüntü uzayında aynı doğru üzerindeki noktalar, hough uzayında aynı noktada kesişen eğrilere karşılık gelmektedir. Hough uzayında aynı eğri üzerinde bulunan noktalar, görüntü uzayında aynı noktadan geçen doğrulara karşılık gelmektedir.

Yöntemin uygulanışı sırasında, eşik değeri önemli bir parametredir. Bu eşik değeri Hough dönüşüm matrisi değerlerine bağlı olarak belirlenebilir. Literatürde birçok eşik değeri belirleme yöntemi yer almaktadır. Bu yöntemlerden bir tanesi, Hough dönüşüm matrisinin maksimum ve minimum noktaları ele alınarak,

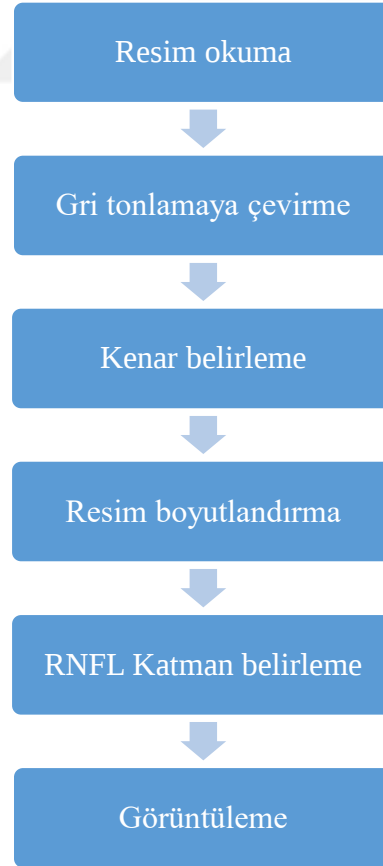
$$t = \min(H) + f * (\max(H) - \min(H)) \quad (3.32)$$

bağıntısı ile verilebilir. Hough dönüşüm matrisinin yapısına bağlı olarak, Denklem 3.32' deki f parametresinin olduğundan büyük seçilmesi durumunda girişteki görüntü özellikleri çıkış görüntüsünde görülememektedir.



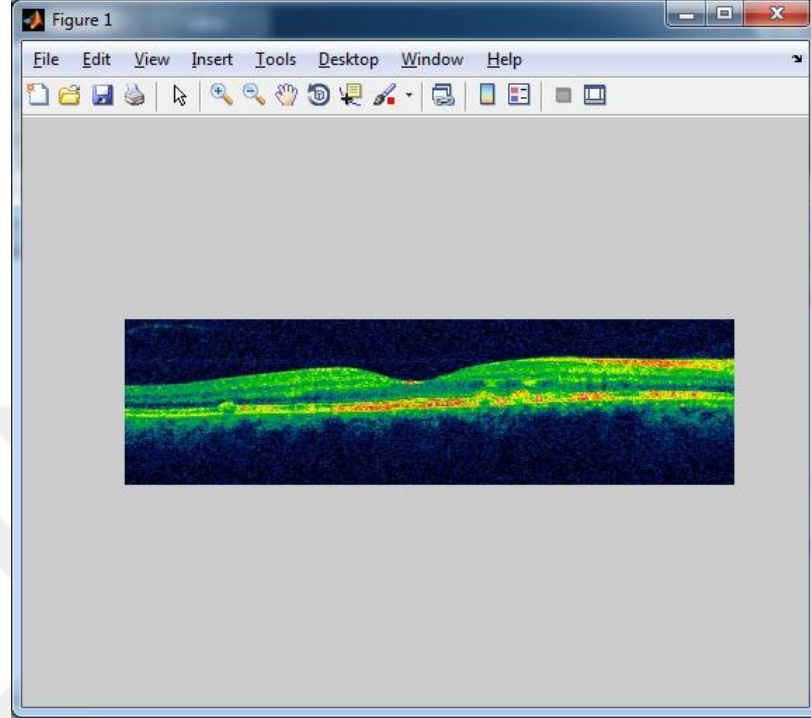
BÖLÜM 4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Burada kullanılan görüntüler 23.07.2014 tarih ve 127 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu izni ile Süleyman Demirel Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastahanesi Göz Hastalıkları Kliniğinde bulunan OCT cihazından elde edilmiştir. Bu kliniğe gelen hastalardan çekim alınıp kayıt altına alınan ve glokom teşhisi konan hastaların kayıtları incelenerek 20 hastaya ait görüntü alınmıştır. Bu görüntüler Matlab programı kullanılarak görüntü işleme teknikleri yardımıyla görüntü üzerinde yer alan RNFL katman tespiti gerçekleştirilmiştir. Katman tespiti için Şekil 4.1.'de verilen akış diyagramı kullanılmıştır.



Şekil 4.1. RNFL katmanı tespiti iş akış diyagramı.

İlk olarak orijinal OCT görüntüsü okunmuştur. Okutulan orijinal görüntü Şekil 4.2.'de gösterilmektedir.



Şekil 4.2. OCT orijinal görüntüsü.

Görüntü üzerinde kolay işlem yapabilmek için renkli olan bu üç boyutlu görüntü iki boyutlu olan gri skalaya çevrilmiştir. Elde edilen iki boyutlu görüntü gürültülerden arındırılarak kenar belirlemek için sobel filtreden geçirilmiştir (Şekil 4.3.).

Sobel filtre algoritması, birisi yatay kenarları bulmaya yarayan diğeri dikey kenarları bulmaya yarayan iki adet konvolusyon kerneli kullanılarak bulunur. Bu kerneller görüntü içerisinde ışık yoğunluk değişiminin ani olduğu yerleri belirlememize yarayan türev yaklaşımıdır. Kernel uygulamasından sonraki yoğunluk değerleri gradyanlar herhangi bir piksel için hesaplandıktan sonra büyüklükleri hesaplanarak kenarlar bulunur. Gradyan büyüklüğü iki gradyanın kareleri toplamının karekökü olarak hesaplanır [97]. Verilen komşuluklar için; y_f iki piksele ait yoğunluk değerlerinin birbirinden çıkarılması ile elde edilen yoğunluk farkı, k komşular arası uzaklık olmak üzere, g yönsel türev değer vektörünün büyüklüğü,

$$|g| = yf/k \quad (4.1)$$

olarak verilir.

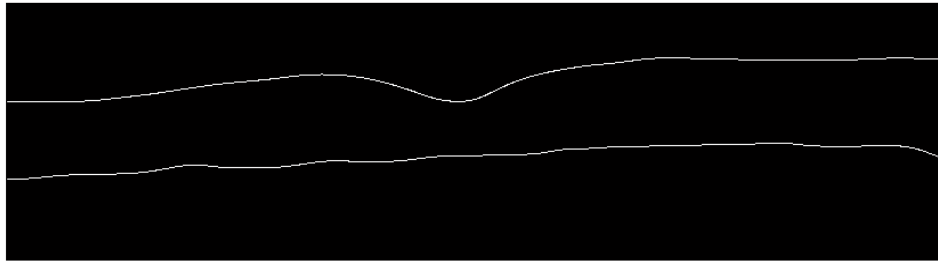
Birbirine karşılık gelecek şekilde komşu noktalar (a,i), (b,h), (c,g) ve (f,d) olarak gruplanırsa, $R = \sqrt{2}$ için (köşegenlerdeki piksellerin merkez noktadan uzaklığı) gradyan değerlerinin vektörel toplamı,

$$\vec{G} = \frac{(a_{31}-a_{13})}{R} \cdot \frac{[1,1]}{R} + \frac{(a_{11}-a_{33})}{R} \cdot \frac{[-1,1]}{R} + (a_{12} - a_{13}) \cdot [0,1] + (a_{23} - a_{21}) \cdot [1,0] \quad (4.2)$$

olarak ifade edilir. Bu işlemin sonucunda elde edilen vektöre ait yoğunluk ağırlıklarının toplamı Tablo 4.1.'de gösterilen düşey ve yatay yönlerdeki ağırlık fonksiyonları kullanılarak gösterilir.

Tablo 4.1. Yatay ve düşey yöndeki ağırlık katsayıları

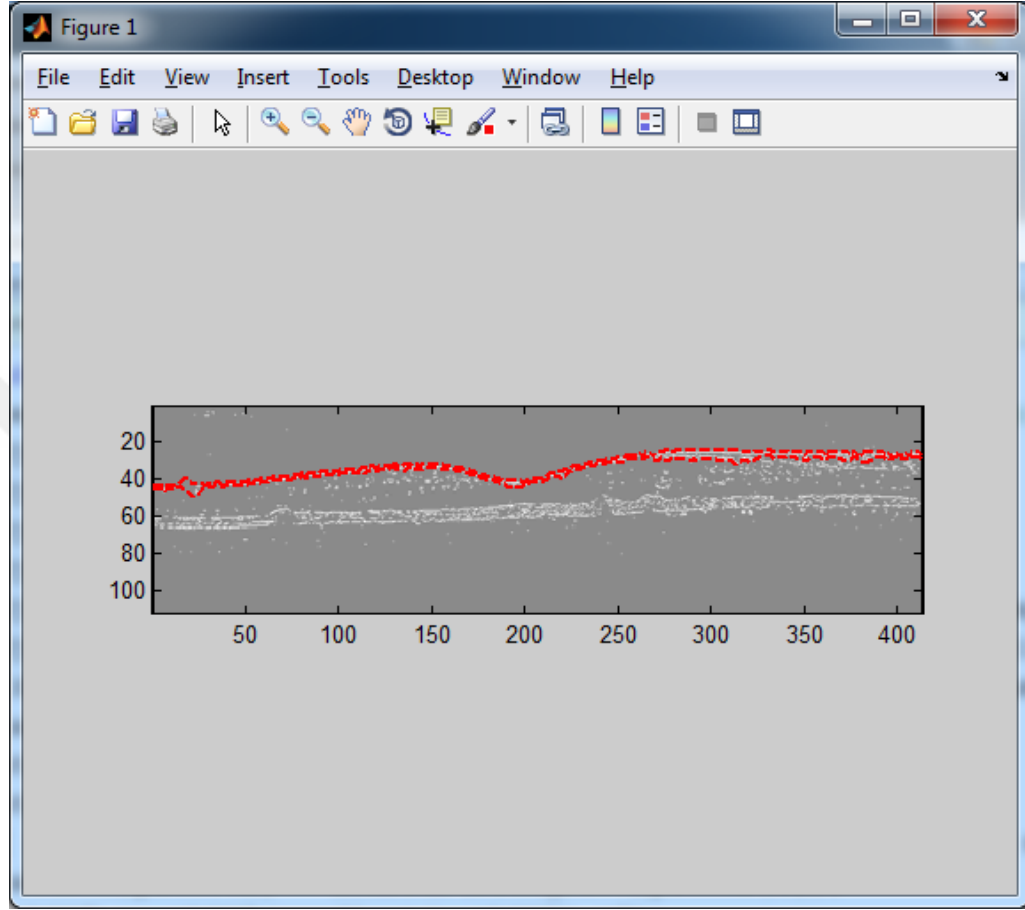
-1	0	1	1	2	1
-2	0	2	0	0	0
-1	0	1	-1	-2	-1



Şekil 4.3. Fovea bölgesinin Sobel filtreden geçirilmiş görüntüsü.

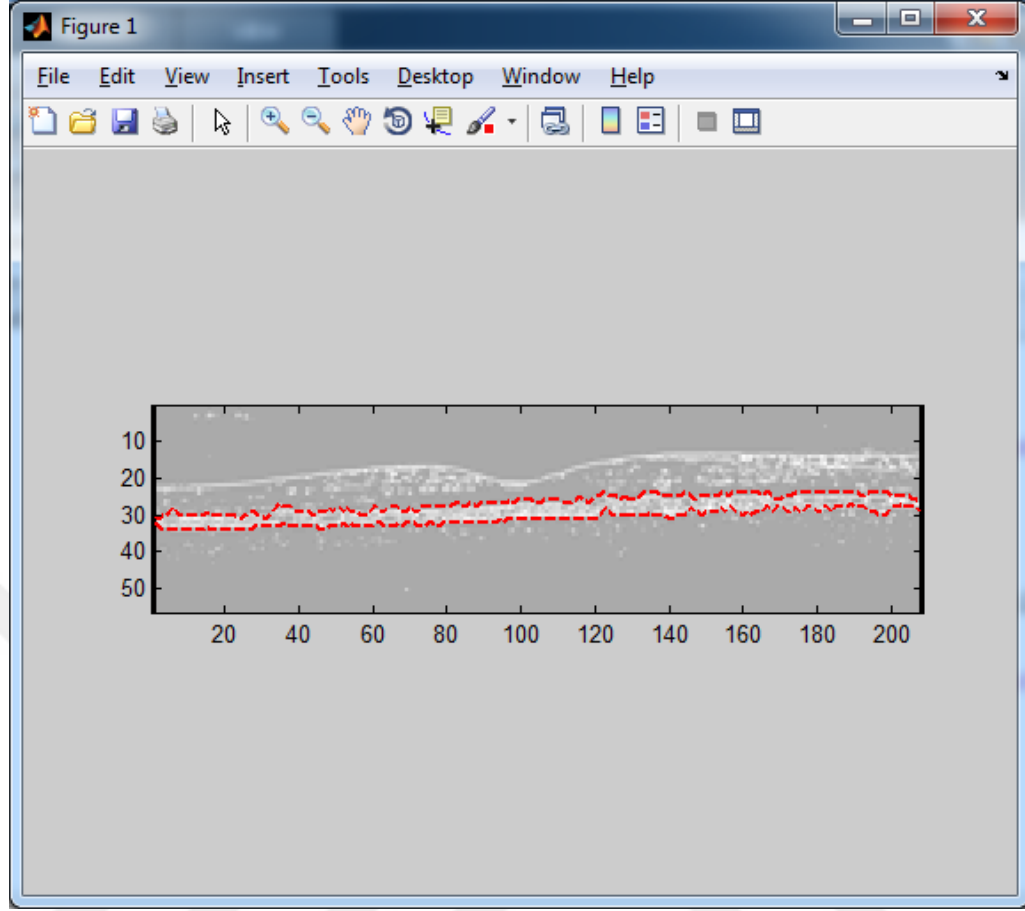
Bu algoritma, T önceden belirlenmiş bir eşik seviyesi olmak üzere, $|\vec{G}|^2 > T$ şartını sağlayan noktaları kenar noktası olarak belirleyen bir kenar algılayıcısı olarak kullanılır [98].

Görüntünün sınırları belirlendikten sonra işlem hızını arttırmak için görüntü boyutlandırılması yapılmıştır. Sınır belirleme işlemlerinin ardından RNFL katmanı tespit edildikten sonra Şekil 4.4.'de görüldüğü üzere çizdirilmiştir.



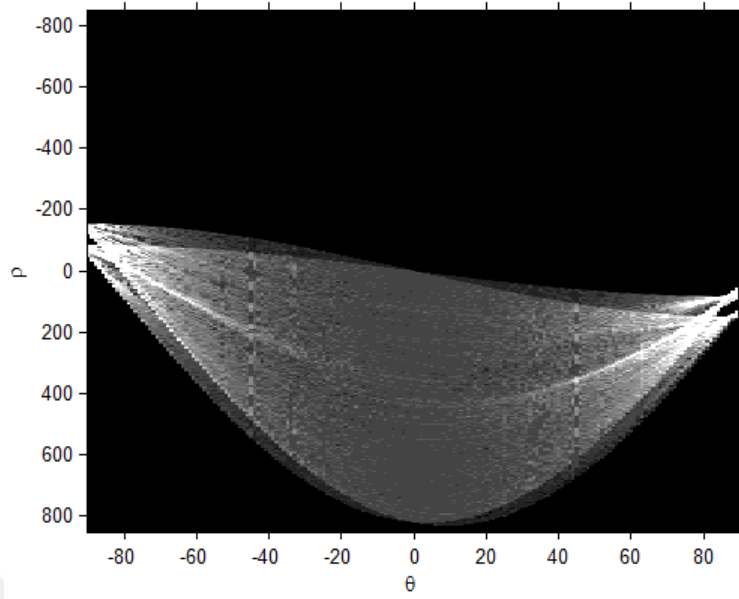
Şekil 4.4. RNFL katman görüntüsü.

Şekil 4.5.'de görüldüğü üzere istenirse sınır şartları değiştirilerek diğer katmanların tespiti de yapılabilir.



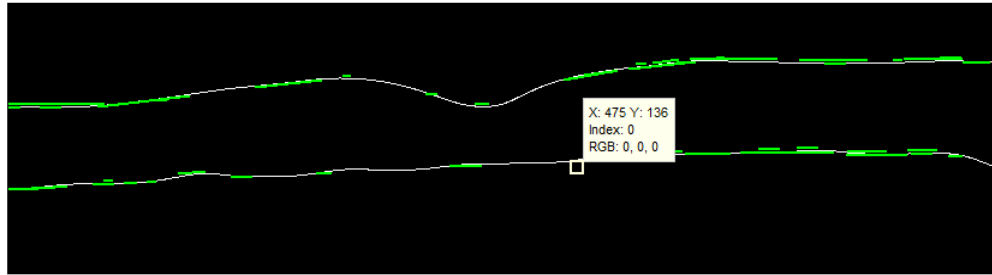
Şekil 4.5. RNFL alt katman görüntüsü.

Kenar belirleme için başka bir yöntem olan Hough Dönüşümü yöntemi ile RNFL katmanını tespiti yapılmıştır. Şekil 4.6.'da gösterildiği gibi Hough parametre uzayı uzun dikey çizgilerle noktaları vurgulanmaktadır. Bu dönüşüm sonuçları bu alanda saklanır. Şekil 4.6.'deki iki çizgi ile belirlenmiş parlak bölgeler ile OCT herhangi bir noktadan eğrilerin sayısını temsil etmektedir. İki hat Hough parametreler, diğer noktadan parlak noktalar ile ayrılır.



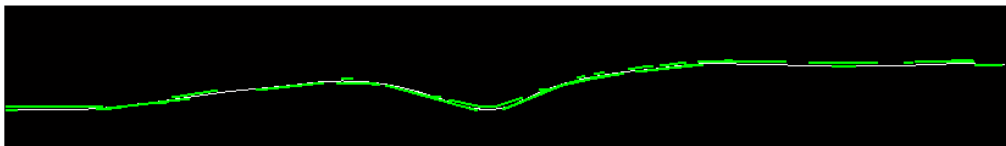
Şekil 4.6. Hough parametre uzayı uzun dikey çizgilerle noktaları.

Sonra Hough dönüşümüne dayalı çizgiler ayıklanarak bölümlendirilmiştir. Şekil 4.7.'de olduğu gibi çıkarılan çizgi parçaları yeşil renk ile çizildirilmiştir. Çıkarılan hatların arasından ampirik mesafe değerinin 15 den büyük olanları seçilmiştir. Bazı işlemler ekstra çizgilerinin yatay ve dikey eksenli koordinatlarıyla yürütülmektedir.



Şekil 4.7. Belirlenen koordinat değerlerinin görüntüsü.

Üst katman olan RNFL ve Fovea bölgesinin glokom için önemli olmasında Şekil 4.8.'deki gibi ekstra çizdirilmiştir.

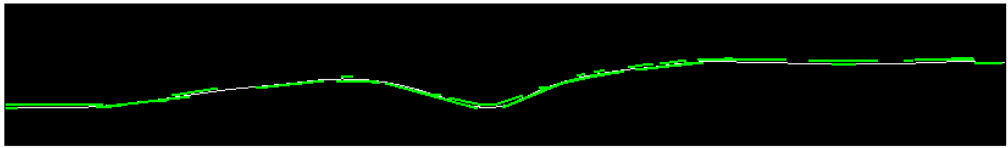


Şekil 4.8. Fovea bölgesi.

BÖLÜM 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

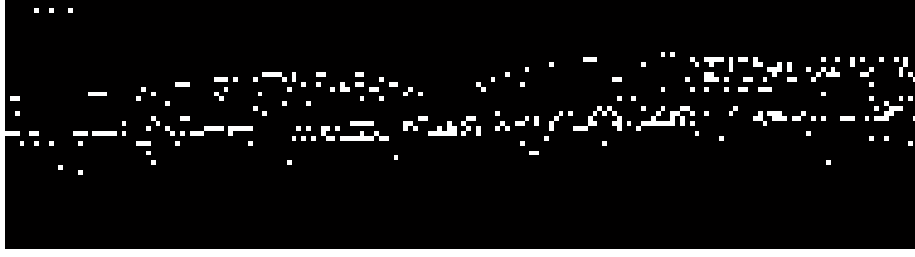
OCT, güvenilir ve objektif peripapiller RNFL makula kalınlık ölçümleri ve optik disk parametreleri ile glokomun tanı ve takibinde kullanılan önemli bir yöntemdir [47]. OCT görüntüleri üzerinde gözün katmanlarının; retina sinir lif katmanı (RNFL), ganglion hücre katmanı (GCL) ve iç plexiform (IPL) tabakanın görünebilirliğini belirgin hale getirerek hekimlerin görüntü analizlerini kolay bir hale getirmek amaçlanmıştır. Bu çalışmada Süleyman Demirel Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalında bulunan OCT cihazından 23.07.2014 tarih ve 127 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu izni ile 20 hastaya ait görüntüler alınarak Matlab programıyla görüntü işleme teknikleri yardımıyla katmanların daha belirgin bir şekilde tespit edilmesi sağlanmıştır.

Katman tespiti aşamasında çeşitli algoritma denemelerinde bulunulmuştur. Bu algoritmalarından biri Hough dönüşüm yöntemidir (Şekil 5.1.). Klasik hough dönüşümü görüntüdeki doğruları saptamaya yaramaktadır.



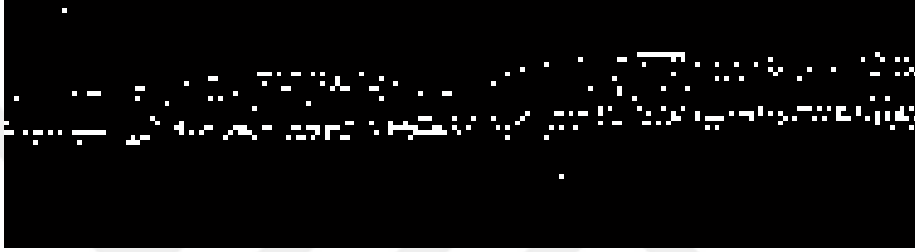
Şekil 5.1. Hough dönüşümü RNFL katman tespiti uygulanmış görüntü.

Diğer uygulanan algoritma yöntemi kenar belirleme metodlarıdır. Onun için ilk olarak görüntü okunduktan sonra gri skalaya çevrilmiştir. İki boyutlu hale gelen görüntüye Prewit kenar belirleme algoritması uygulanmıştır. Şekil 5.2.'de görüldüğü gibi görüntü bozulmuştur.



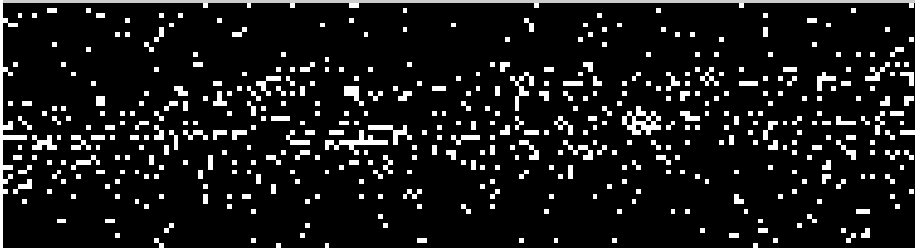
Şekil 5.2. Prewit kenar belirleme uygulanmış görüntü.

İkinci denemede Robert kenar belirleme algoritması uygulanmıştır. Şekil 5.3.'de görüldüğü gibi görüntü bozulmuştur.

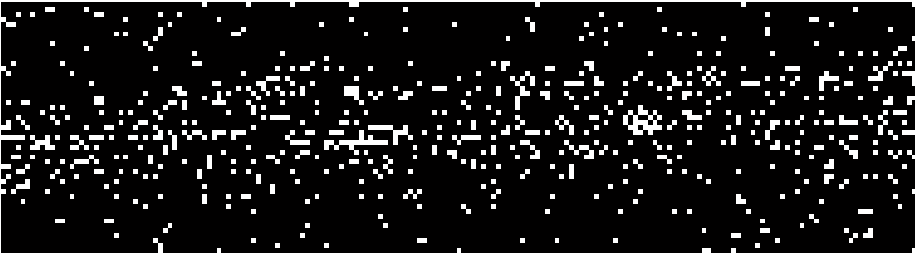


Şekil 5.3. Robert kenar belirleme uygulanmış görüntü.

Bir başka kenar belirleme algoritması olan Canny uygulamasında Şekil 5.4. 'de olduğu gibi gürültü atmıştır. Aynı şekilde Şekil 5.5.'de LOG kenar belirleme algoritmasında da gürültünün arttığı görülmüştür.

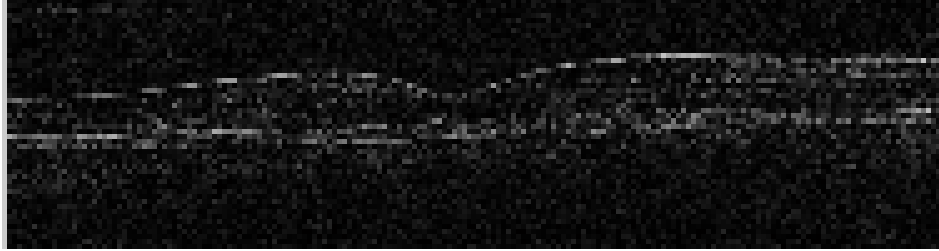


Şekil 5.4. Canny kenar belirleme uygulanmış görüntü.



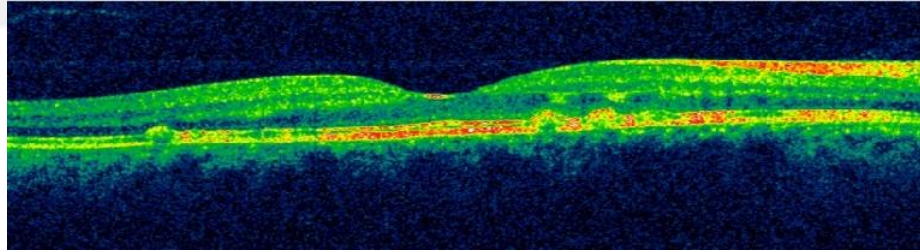
Şekil 5.5. LOG kenar belirleme uygulanmış görüntü.

Sobel kenar belirleme algoritması uygulandığında Şekil 5.6.'da görüldüğü gibi diğerler algoritmalara göre daha net bir görüntü elde edilmiş, orijinal görüntüye veri kaybının olamdığı görülmüştür.

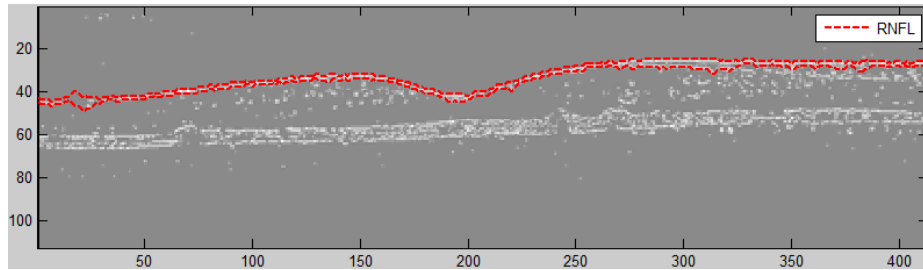


Şekil 5.6. Sobel kenar belirleme uygulanmış görüntü.

Sobel kenar belirleme algoritmasından sonra görüntüyü biraz daha netleştirmek için Gaussian filtresinden geçirilmiştir. Görüntü üzerinde ağırlıklar belirlenerek komşuluk ilişkilerinden noktalar belirlenip çizgi haline getirilmiştir. Şekil 5.7. (a)'da örnek bir OCT görüntüsü ele alınmıştır. Bu görüntüden Şekil 5.7. (b)'de olduğu gibi en üst katman olan RNFL belirlenip çizdirilmiştir.



(a)



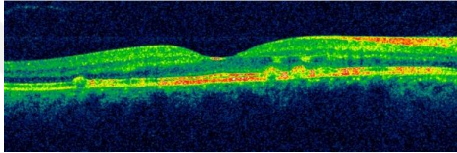
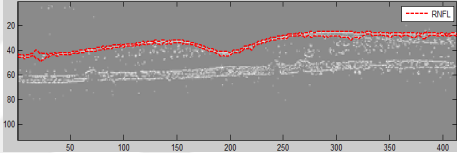
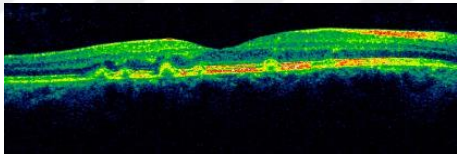
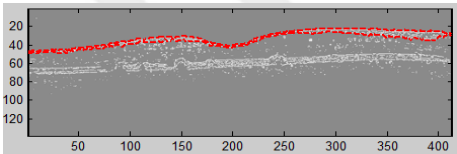
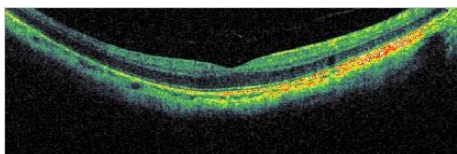
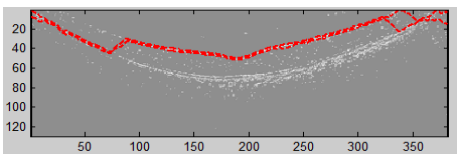
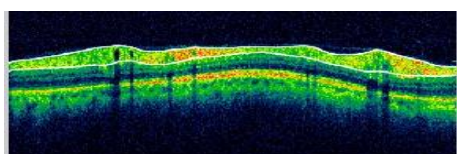
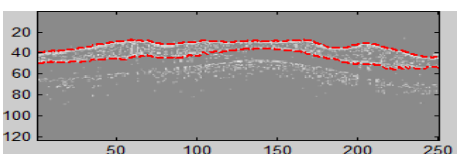
(b)

Şekil 5.7. (a) Orijinal görüntü (b) Retina katmanı çizdirilmiş görüntü

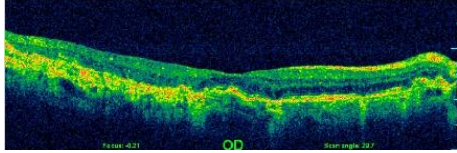
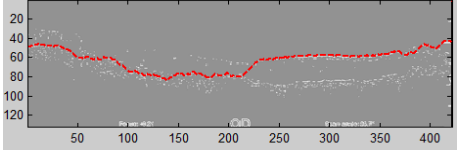
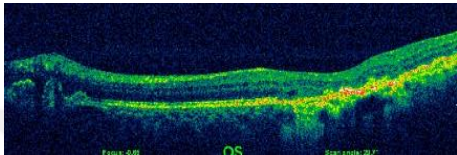
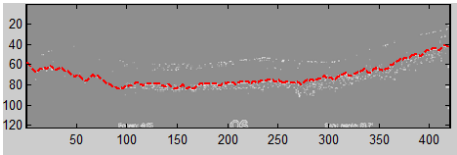
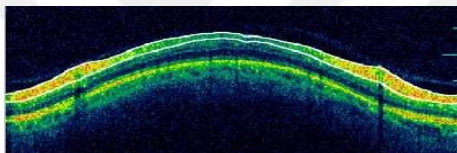
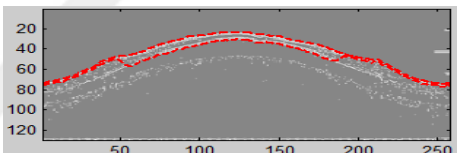
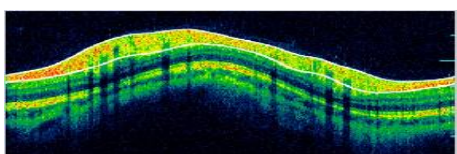
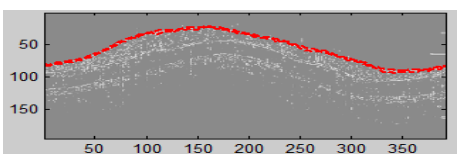
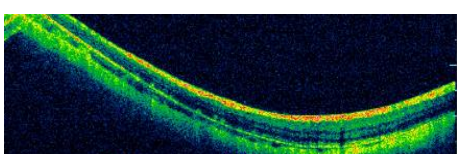
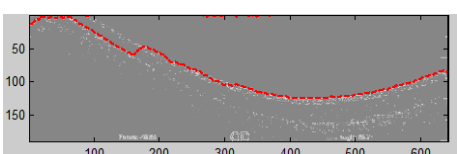
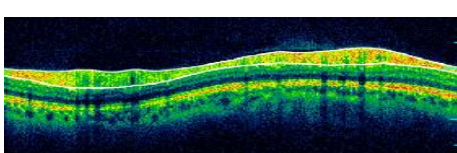
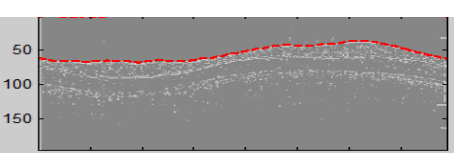
Glokom geç kalındığında körlüğe kadar uzanan önemli bir hastalık olduğundan dolayı tanı ve takibinde OCT kullanılmaktadır. OCT çekimi sonrasında görüntülerden üst katman kalınlığında artış olup olmadığının kontrolü yapılmaktadır. Bu üst katman olan RNFL'nin artması, kalınlaşması glokom seviyesinin arttığını göstermektedir [3].

Glokom hastalığı teşhisi konmuş farklı hastalara ait 20 OCT görüntüsü çıktıkları bizim geliştirdiğimiz algoritma sonucu RNFL katmanları tespit edilip çizdirilmiş görüntü verileri Tablo 5.1.'de gösterilmiştir.

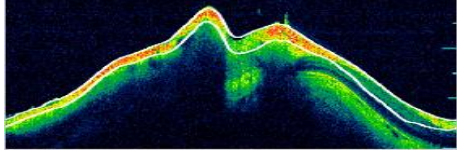
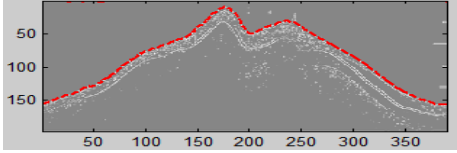
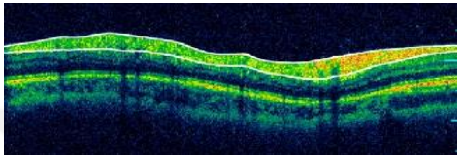
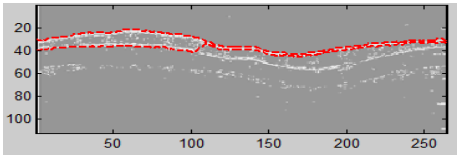
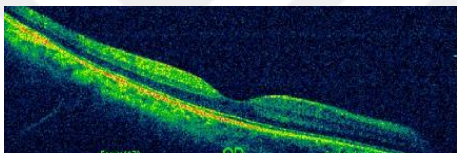
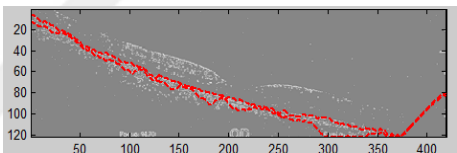
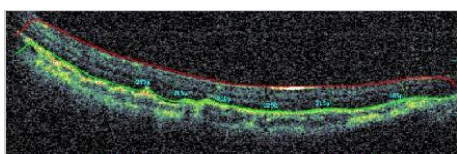
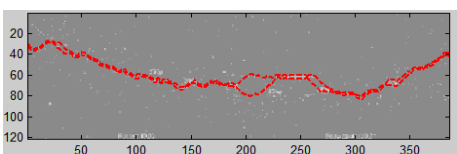
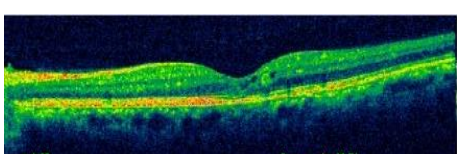
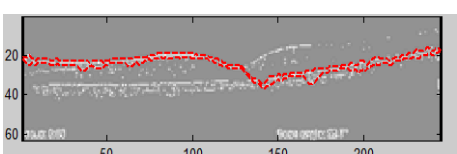
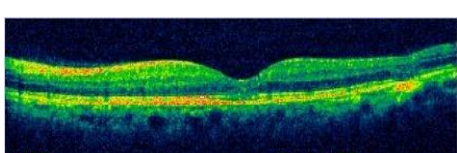
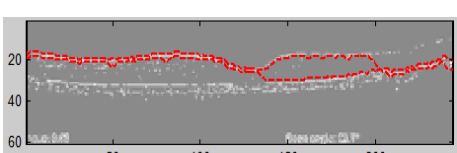
Tablo 5.1. Farklı hastalara ait RNFL katmanı çizdirilmiş görüntüler

Hasta	Orijinal Görüntü	RNFL Katmanı
1		
2		
3		
4		

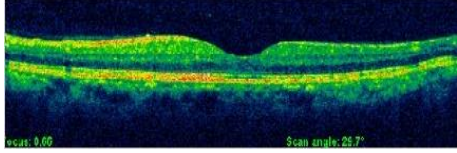
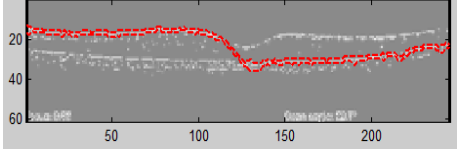
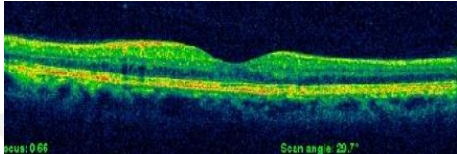
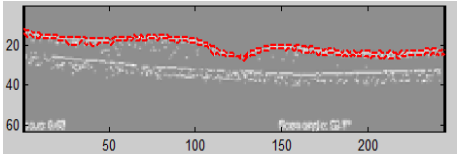
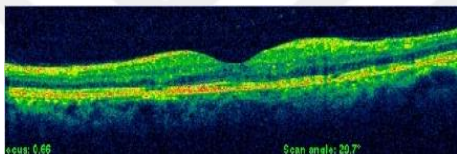
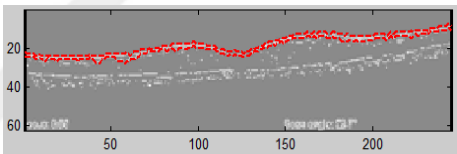
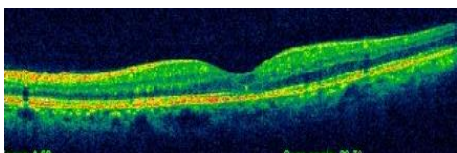
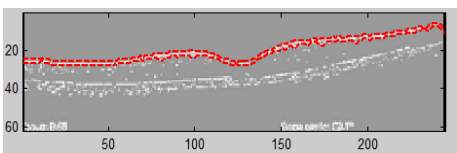
Tablo 5.1. (Devamı)

Hasta	Orijinal Görüntü	RNFL Katmanı
5		
6		
7		
8		
9		
10		

Tablo 5.1. (Devamı)

Hasta	Orijinal Görüntü	RNFL Katmanı
11		
12		
13		
14		
15		
16		

Tablo 5.1. (Devamı)

Hasta	Orijinal Görüntü	RNFL Katmanı
17		
18		
19		
20		

Tablo 5.1.'de olduğu gibi bazı görüntülerin çekim açısından veya görüntü üzerindeki gürültü düzeylerinden katman çizgilerinin bazı noktaları hatalı şekilde belirlenmiştir. Bunun için görüntü iyileştirmeleri yapılmıştır. Farklı algoritmalar ve yöntemler denerek sonuçlara yenidene bakılabilir. Hataların azalıp azalmadığı, sonuçların değişimi gözlemlenebilir.

Bu çalışmada Süleyman Demirel Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı kliniğinde bulunan uzmanlığını yapmakta olan hekim yardımıyla daha önce glom teşhisi konmuş 20 hastaya ait OCT görüntüsü kullanılmıştır. Bu hastalar belirlenirken teşhisi net olarak konmuş bilgisayar görüntü

taraması yapılarak seçilmiştir. Diğer glokom hastalığı konusundaki çalışmalarda Retina açısı değişimi, damarsal dağılımı, optik disk çukurluk oranı değişimlerine bakılarak çalışmalar yapılmıştır [99].

Sonuçta OCT çekimi sonucu elde edilen görüntüler üzerindeki katmalardan birisi olan RNFL katmanı analizi yapılmış olup buranın sınırları çizdirilerek hekimlerin bu katmanı daha rahat seçebilmeleri ve odaklanmaları sağlanmıştır.

Çalışmanın devamında diğer katman belirlemeleri yapılarak farklı hastalıklara ait çıkarımlar yapılabilir. Ayrıca fovea bölgesi tespiti, makula dejenerasyonu, göz içinde oluşan ödem tespiti ve miktarı gibi hastalıklara ait tespitler üzerine de çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Aydın, P., Akova, Y.A., Temel Göz Hastalıkları, Güneş Yayınevi, Ankara, 2001.
- [2] Fujimoto, J.G., Hee, M.R., Huang. D., et al., Principles of optical coherence tomography. In Schuman J.S., Puliafito C.A., Fujimoto J.G.: Optical coherence tomography of ocular diseases, Second edition. Thorofare, NJ: Slack Inc., P:3-20, 2004.
- [3] Aydın, A., Bilge, A.H., Optik Koherens Tomografinin Glokomda Yeri, Glokom-Katarakt Oftalmoloji Dergisi, Cilt 2, Sayı 2, 077-082, 2007.
- [4] Jaehne, B., Practical handbook on image processing for scientific applications, USA: CRC Press, 1997.
- [5] Bayram, B., Sayısal görüntü işleme ders notları-Giriş, 2006.
- [6] Peters, A., Lectures On Image Processing, Vanderbilt University, 2008
- [7] Shapiro, L., Stockman, G., Computer Vision. Ch 3, 2000.
- [8] Koozekanani, D., Boyer K., Roberts C., Retinal Thickness Measurements in Optical Coherence Tomography Using a Markov Boundary Model, IEEE, 2000.
- [9] Bagci, A. M., Ansari, R., Shahidi, M., A Method for Detection of Retinal Layers by Optical Coherence Tomography Image Segmentation, IEEE/NIH Life Science Sysytems and ApplicationsWorkshop, 2007.
- [10] Zongqing, L., Fan, L. Q. Y., A Variational Approach to Automatic Segmentation of RNFL on OCT Data Sets of the Retina, 3345-3348, 2009.
- [11] Garvin, M. K., Abràmoff, M. D., Wu, X., Russell, S. R., Burns T. L., Sonka, M., Automated 3-D Intraretinal Layer Segmentation of Macular Spectral-Domain Optical Coherence Tomography Images, IEEE Transactions on Medical Imaging, VOL. 28, 1436-1447, September 2009.

- [12] Kavitha, S., Karthikeyan, S., Duraiswamy, K., Early Detection of Glaucoma in Retinal Images Using Cup to Disc Ratio, Second International Conference on Computing, 2010.
- [13] Naseri, A., Pouyan, A. A., Kavian, N., An Image Processing Approach to Automatic Detection of Retina Layers Using Texture Analysis, Proceedings of the 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering, 3-4 November 2010.
- [14] Lu, S., Liu, J., Lim, J. H., Cheung, C., Wong, T. Y., Automated Layer Segmentation of Optical Coherence Tomography Images, 5th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications, 2035-2038, 2010.
- [15] Xu, J., Ishikawa, H., Wollstein, G., Schuman, J. S., 3D Optical Coherence Tomography Super Pixel with Machine Classifier Analysis for Glaucoma Detection, 33rd Annual International Conference of The IEEE EMBS Boston Massachusetts, USA, 3395-3398, August 30 – September 3, 2011.
- [16] Da, Q., Sun, Y., Automated Layer Segmentation of Optical Coherence Tomography Images, 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 142-146, 2011.
- [17] Shi, F., Chen, X., Zhao, H., Zhu, W., Xiang, D., Gao, E., Sonka, M., Chen, H., Automated 3-D Retinal Layer Segmentation of Macular Optical Coherence Tomography Images with Serous Pigment Epithelial Detachments, DOI 10.1109/TMI.2014.2359980, IEEE Transactions on Medical Imaging, 2014.
- [18] Cha, Y. M., Han, J. H., High-Accuracy Retinal Layer Segmentation for Optical Coherence Tomography Using Tracking Kernels Based on Gaussian Mixture Model, IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, VOL. 20, NO. 2, March/April 2014.
- [19] Megep ders notları.
- [20] <http://www.yenibiyoloji.com/goz-ve-gorme-duyusu-gozun-yapisi-tabakalari-kisimlari-gorevleri-3563/> Erişim Tarihi: 11.12.2016.
- [21] Başmak, H., Gözün Anatomisi ve Fizyolojisi, Türkiye Optik ve Optometrik Meslekler Derneği, 2014.
- [22] <https://www.ozguroptik.com/konjonktiva-nedir> Erişim Tarihi: 19.09.2014.
- [23] <http://www.tipacilar.com/konjonktiva/> Erişim Tarihi: 19.09.2014.

- [24] <https://www.optisyen.info/ekstraokuler-kaslar-goz-kaslari/> Erişim Tarihi: 19.09.2014.
- [25] Moses, R.A., Hart, W.M., The eyelids, Adler's Physiology of the eye, Clinical Application. The CV Mosby Company, Washington, Chapter 1:1-14, 1987.
- [26] Milder, B., The lacrimal apparatus, Adler's Physiology of the eye, Clinical Application. Ed.: Moses RA, Hart, WM. The CV Mosby Company, Washington, Chapter 2:15-35, 1987.
- [27] Waltman, S.R., Hart, W.M., The cornea, Adler's Physiology of the eye, Clinical Application. Ed.: Moses RA, Hart, WM. The CV Mosby Company, Washington, Chapter 3: 36-59, 1987.
- [28] American Academy of Ophthalmology, Fundamentals and Principles of Ophthalmology, Section 2, Part 1: Anatomy; 7-123, 2000.
- [29] Spalton, D.J., Hitching, R.A., Holder, G.E., Methods of Ocular Examination, Atlas of Clinical Ophthalmology, London, Mosby; Chapter 1:1-30, 1993.
- [30] Özçetin. H., Parson's Göz Hastalıkları, Teşhis ve tedavi. Atlas Tıp Kitapçılık yayınları, Ankara, Bölüm 1:3-23, 1989.
- [31] Gürün, R., Embriyoloji-anatomi. Ed.: Özkan Ş, Pazarlı H, Oğuz V, Akar S. Göz Hastalıkları, İÜ Tıp Fakültesi, İstanbul, Bölüm 1:1-40, 1997.
- [32] <http://www.gormekguzeldir.com/sayfa/37/glokom-nedir-ve-belirtileri-nelerdir> Erişim Tarihi: 30.10.2014.
- [33] <http://www.birincigozhastanesi.com/tr/glokom-goz-tansiyonu.html> Erişim Tarihi: 30.10.2014.
- [34] Retinal physiology and psychophysics, American Academy of Ophthalmology, 1991.
- [35] Fishman, G.A., The Electro-Oculogram. In: Fishman GA, Birch DG, Holder GA, Brigell MG (eds). Electrophysiologic Testing in Disorders of the Retina, Optic Nerve and Visual Pathway. 2nd ed. Singapore: American Academy of Ophthalmology, 157-170, 2001.
- [36] Doğan, Ö.K., Er, E., Oküler Elektrofizyolojik İncelemeler, Current Retina, 2016.
- [37] Mosby, J.R., Heckenlively, G.B., Practice of Clinical Electrophysiology of Vision, Principles and Year Book, United States of America, 1991.

- [38] Jones, R.M., Stevens, T.S., Gould S. Normal EOG values in young subjects. *Doc Ophthalmol Proc Ser*, 13: 93-97, 1977
- [39] Cross, H.E., Bard, L., Electro-oculography in Best's macular dystrophy. *Am J Ophthalmol*, 77: 46-50, 1974.
- [40] Miyake, Y., Horiguchi, M., Suzuki, S., Kondo, M., Tanikawa, A., Electrophysiological findings in patients with Oguchi's disease. *Jpn J Ophthalmol*, 40: 511-519, 1996.
- [41] Pinckers, A., Broekhuysse, R.M., The EOG in rheumatoid arthritis. *Acta Ophthalmol* 13., 61: 831-837, 1983.
- [42] Hawlina, M., Konec, B., New noncorneal HK-loop electrode for clinical electroretinography. *Doc Ophthalmol*, 81: 253-259., 1992.
- [43] Gündoğan, F.Ç., Erdem, Ü., Sobacı, G., Bayraktar, M.Z., Desen elektroretinogram (PERG) normal değerlerimiz *Gülhane Tıp Dergisi*, 48: 19-21, 2006.
- [44] Thompson, D., Drasdo, N., The effect of stimulus contrast on the latency and amplitude of the pattern electroretinogram. *Vis Res*, 29: 309-313, 1989.
- [45] Aykward, G.W., Billson, V., Billson, F.A., The wide-angle pattern electroretinogram: relation between pattern electroretinogram amplitude and stimulus area using large stimuli. *Doc Ophthalmol*, 73: 275- 283, 1989.
- [46] Gündoğan, F.Ç., Erdem, Ü., Sobacı, G., Bayraktar, M.Z., Desen elektroretinogram (PERG) normal değerlerimiz *Gülhane Tıp Dergisi*, 48: 19-21, 2006.
- [47] Bach, M., Hawlina, M., Holder, G.E., Standart for pattern electroretinography. *Doc Ophthalmol*, 101: 11-18, 2000.
- [48] Izatt, J.A., Hee, M.R., Swanson, E.A., Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol*, 112: 1584-1589, 1994.
- [49] Schuman, J.S., Hee, M.R., Puliafito, C.A. Quantification of nerve fiber layer thickness in normal and glaucomatous eyes using optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol*, 113: 586- 596, 1995.
- [50] Fujimoto, J.G., Hee, M.R., Huang, D., Optical coherence tomography of ocular diseases. Second edition. Thorofare, NJ: Slack Inc., P:3-20, 2004.

- [51] Schuman, J.S., Pedut-Kloizman, T., Hertzmark, E., Reproducibility of nerve fiber layer thickness measurements using optical coherence tomography. *Ophthalmology*,103:1889-1898, 1996.
- [52] Bayraktar, Ş., Türker, G., Erken glokom ve glokom şüphesi olgularında optik koherens tomografi ile elde edilen retina sinir lifi kalınlığı ölçümlerinin tekrarlanabilirliği, *T Oft Gaz.*, 30, 404- 408, 2000.
- [53] Williams, Z.Y., Schuman, J.S., Gamell, L., ve ark., Optical coherence tomography of nerve fiber layer thickness and the likelihood of a visual field defect. *Am J Ophthalmol*,134:538–546, 2002.
- [54] Üstündağ, C., Glokomlu gözlerde optik koherens tomografi ile saptanan retina sinir lifi kalınlıklarının görme alanı indeksleri ile korelasyonu. *T Oft Gaz.*,31:600-604, 2001.
- [55] Pieroth, L., Schuman, J.S., Hertzmark, E., Evaluation of focal defects of the nerve fiber layer using optical coherence tomography. *Ophthalmology*, 106:570-526, 1999.
- [56] Quigley, H.A., Addicks, E.M., Quantitative studies of retinal nerve fiber layer defects. *Arch Ophthalmol*,100:277-812, 1982.
- [57] Schuman, J.S., Wollstein, G., Farra, T., Aydın, A., Comparison of optic nerve head measurements obtained by optical coherence tomography and confocal scanning laser ophthalmoscopy. *Am J Ophthalmol*,135:504-512, 2003.
- [58] Wollstein, G., Schuman, J.S., Price, L.L., Aydın, A., Optical coherence tomography (OCT) macular and peripapillary retinal nerve fiber layer measurements and automated visual fields. *Am J Ophthalmol*,138:218-225, 2004.
- [59] Aydın, A., Bilge, A.H., Optik Koherens Tomografinin Glokomda Yeri . *Glokom- Katarakt Oftalmoloji Dergisi*, Cilt 2, Sayı 2. 024-082, 2007
- [60] Zangwill, L.M., Bowd, C., Berry, C.C., Discriminating between normal and glaucomatous eyes using Heidelberg Retina Tomograph, GDx Nerve Fiber Analyzer, and optical coherence tomograph. *Arch Ophthalmol*, 119:985-993, 2001
- [61] Gonzalez, R.C., Woods, R.E., Digital Image Processing, 3rd Edition, Prentice Hall, 2002.

- [62] Luhman, T., Robson, S. ve Kyle, S., Close Range Photogrammetry Principles, Metods and Applications, 2011.
- [63] Russ, C. J., The image processing hand book (3rd ed.). USA :CRC Press, 1999.
- [64] Hamilton, E., Jpeg File Interchange Format. C-Cube Microsystems, 1992.
- [65] Qidwai, U., Chen, C.H., Digital image processing: an algorithmic approach with MATLAB, CRC Press, 2010.
- [66] Krutsch, R. ve Tenorio, D., Histogram Equalization, Uygulama Notları, 2011.
- [67] Polat, R., Biyomedikal Görüntü Bölütleme, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim dalı, Elazığ, 2007.
- [68] Bayram, B. Dijital Görüntü İşleme, Lisans Ders Notları Yıldız Teknik Üniversitesi Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Bölümü, İstanbul, 2015.
- [69] Bellanger, M., Digital Processing of Signal: Theory and Practice, John Wiley and Sons, USA, 2000.
- [70] Öztaş, O. Görüntü İşleme, Lisans Ders Notları İstanbul Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, İstanbul.
- [71] Boykov, Y., Jolly, M.P., Interactive graph cuts for optimal boundary & region segmentation of objects in N-D images. In Proceedings of the International Conference on Computer Vision (ICCV), Cilt I, Sayfa: 105–112, 2001
- [72] Uslu, R., Elektronik Bir Hücresel Yapay Sinir Ağı Gerçeklemesi Olan ACE16K Üzerinde Görüntü Bölütleme. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2007.
- [73] Morse, B.S., Digital Image Processing, Ders Notları, Brigham Young Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Utah, 2000.
- [74] Jahne, B., Digital Image Processing. Springer, Heidelberg, 2002.
- [75] Acar, U., Uydu Görüntüleri ve Tıbbi Görüntülerden Benzer Görüntü İşleme Teknikleriyle Bilgi Çıkarımı, Doktora Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2011.
- [76] Otsu, N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms, IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, 9 (1) :62-66, 1979.

- [77] <http://www.cse.unr.edu/~bebis/CS791E/Notes/Thresholding> Erişim Tarihi: 12.02.2015.
- [78] Altuntaş, C., Çorumluoğlu, Ö., Filtreleme Yöntemi ile Digital Görüntü Zenginleştirme ve Örnek Bir Yazılım, Teknik-Online Dergi, Cilt. 10, Sayı 99-106, 2011.
- [79] Önder, M., Uydu görüntülerinden Ulusal Coğrafi Bilgi Sistemine Temel Oluşturacak Nitelikte Topografik Harita Üretimine Yönelik Analiz ve Öneriler, Doktora Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1997.
- [80] Young, I.T., Gerbrands, J.J., Viliet, L.J.V., Fundamentals of Image Processing, Delft University of Technology, 2007.
- [81] <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/gsmooth.htm> Erişim Tarihi: 22.02.2015.
- [82] https://www.cs.auckland.ac.nz/courses/compsci373s1c/PatricesLectures/Gauss%20Filtering_1up.pdf Erişim Tarihi: 22.02.2015.
- [83] Gonzalez, R.C., Woods, R.E., Digital Image Processing Using Matlab, Gatesmark, 2009.
- [84] Gündüz, M., Dijital görüntülerin Radyometrik Özelliklerine Göre Vektörel Çizim Dosyalarının Oluşturulması, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, 2006.
- [85] <http://www.bioss.ac.uk/people/chris/ch3.pdf> Erişim Tarihi: 25.02.2015.
- [86] Serra, J. Image Analysis and Mathematical Morphology, Academic Press, London, 1982.
- [87] Acar, U., Bayram, B., Building Extraction With Morphology, International Conference on Modelling Optimization and Computing, Cilt. 38, Sayfa: 3573-3578, 2009.
- [88] Davies, E.R., A modified Hough scheme for general circle location, Pattern Recognition Letters, 7, 37–43, 1987.
- [89] Yip, R.K.K., Tam, P.K.S., Leung, D.N.K., Modification of Hough transform for circles and ellipses detection using a 2-dimensional array, Pattern Recognition, 25, 1007–1022, 1992.

- [90] Pao, D.C.W., Li, H.F., Jayakumar, R., Shapes recognition using the straight line Hough transform: theory and generalizaion, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14, 1076–1089, 1992.
- [91] Ioannou, D., Huda, W., ve Laine, A. F., Circle recognition through a 2D Hough transform and radius histogramming, Image and vision computing,17(1), 15-26, 1999.
- [92] Jain, N., Jain, N., Coin recognition using circular Hough transform. Int. J. Electron. Commun. Comput. Technol, 2(3), 1, 2012.
- [93] Tong, Y., Wang, H., Pi, D., Zhang, Q., Fast algorithm of Hough transform-based approaches for fingerprint matching. In Intelligent Control and Automation, WCICA 2006. The Sixth World Congress on (Vol. 2, pp. 10425-10429). IEEE, 2006.
- [94] <http://www.isikdogan.com/turkce-blog/houghdonusumu-ile-dairesel-sekil-tespiti.html> Erişim Tarihi: 04.04.2015.
- [95] Duda, R.O., Hart, P.E., Use of the Hough Transformation to Detect Lines and Curves in Pictures. Comm. ACM, Volume:15, pp:11-15, 1972.
- [96] Aydoğan, D., Hough Dönüşüm Yöntemi İle Gravite Anomali Haritalarından Çizgiselliklerin Saptanması: Orta Anadolu Uygulaması, e-Journal of New World Sciences Academy Natural and Applied Sciences, 3, (4), A0106, 642-655, 2008.
- [97] Sobel, I., An Isotropic 3×3 Gradient Operator, Machine Vision for Three – Dimensional Scenes, Freeman, H., Academic Pres, NY, 376- 379, 1990.
- [98] Gonzalez, R.,Wintz P., Digital Image Processing, Addison –Wesley, 1987.
- [99] Khalil, T., Khalil, S., Syed, A.M., Review of Machine Learning Techniques for Glaucoma Detection and Prediction, Science and Information Conference, London, Pages 442, 2014.

ÖZGEÇMİŞ

Mehmet Erhan ŞAHİN, 09.09.1983’de Isparta’da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Isparta’da tamamladı. 2001 yılında Isparta Milli Piyango Anadolu Lisesi’nden mezun oldu. 2001 yılında başladığı Dumlupınar Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü’nü 2005 yılında bitirdi. 2005 yılında Dumlupınar Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü’nde yüksek lisans eğitimine başladı ve 2008 yılında bitirdi. 2009 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi’nde öğretim görevlisi olarak çalışmaya başladı. Halen Süleyman Demirel Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu Biyomedikal Cihaz Teknolojileri programında Öğretim Görevlisi olarak görev yapmaktadır.