

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**RETİNA GÖRÜNTÜLERİNDE
YAŞA BAĞLI MAKULA DEJENERASYONUNUN
OTOMATİK BÖLÜTLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Uğur ŞEVİK

**TEMMUZ 2007
TRABZON**

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

RETİNA GÖRÜNTÜLERİNDE
YAŞA BAĞLI MAKULA DEJENERASYONUNUN
OTOMATİK BÖLÜTLENMESİ

Uğur ŞEVİK

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
“Yüksek Lisans (Bilgisayar Mühendisliği)”
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 10.07.2007

Tezin Savunma Tarihi : 27.07.2007

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Cemal KÖSE

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Hüseyin PEHLİVAN

Enstitü Müdürü : Prof. Dr. Emin Zeki BAŞKENT

Trabzon 2007

ÖNSÖZ

Medikal cihazların verimli kullanılabilmesi için yazılımlarında buna paralel olarak geliştirilmesi gerekmektedir. Ülkemiz için böyle cihazların ve yazılımların üretilmesi önem arz eden bir yapılanmadır. Bu önem doğrultusunda yüksek lisans tez konusu seçiminde, sağlık bilimleri alanında faydalı olabilecek bir çalışma yapma ihtiyacı duyulmuştur.

Tez konumu seçmemde bana destek olan , uzun tez sürecinde zorlandığım ve bunaldığım zamanlarda, gerek önerdiği yöntemler ve verdiği destek, gerekse de gösterdiği yakın ilgisinden ötürü sayın danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Cemal KÖSE'ye en içten dileklerle teşekkür eder şükranlarımı sunarım.

Uzun tez süreci boyunca en zor zamanlarımda bana destek ve moral veren, kafa kafaya gece gündüz beraber çalıştığımız, bana kader ortaklığı yapan sevgili dostum Okyay GENÇALIOĞLU 'na sosuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez konumu seçmemde bana fikir veren, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen, gerek görüntülerin elde edilmesi, gerekse konu üzerinde tıbbi danışmanlığımı yapan sayın ağabeyim K.T.Ü Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları ABD. Başkanı Doç. Dr. Hidayet ERDÖL'e tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bunaldığımın zamanlarda her konuda yardımına koşan sayın hocalarım Enformatik Bölümü'nden Öğr.Gör. Yasin KAYA, Öğr.Gör. Özkan BİNGOL ve çalıştığım bölüm olan İstatistik ve Bilgisayar Bilimlerinde başta bölüm başkanım sayın Yrd. Doç. Dr. Zafer KÜÇÜK ve diğer bölüm hocalarıma her konuda göstermiş oldukları hoşgörü ve destekten dolayı teşekkür ederim.

Bu yola beraber çıktığımız, kader arkadaşım, sevgili kardeşim Kamil Öncü ŞEN'e bana göstermiş olduğu her türlü destek için şükranlarımı sunarım.

Her şeyden önce beni bu günlere getiren, her türlü fedakârlığı yaparak yetişmemi sağlayan biricik Ablama, sevgili Anneme ve Babama, sabır ve desteklerini eksik etmeyen eniştem ve yeğenlerime sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Bu çalışmanın hazırlanması esnasında bana desteği olan ve adını saymadığım nice dostlarıma ve Karadeniz Teknik Üniversitesi'ne teşekkür ederim.

Uğur ŞEVİK

Trabzon, 2007

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET.....	V
SUMMARY	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VII
TABLolar DİZİNİ.....	IX
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş	1
1.2. Göz ve Yapısı	2
1.3. Retinanın Yapısı	4
1.3.1. Retinanın Işık Algılama Özelliği.....	7
1.3.2. Retinanın Şekil Algılama Özelliği.....	7
1.3.3. Retinanın Kontrast Algılama Özelliği	7
1.3.4. Retinanın Renk Algılama Özelliği	7
1.4. Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu (YBMD) Hastalığı	8
1.5. Kullanılan Görüntü İşleme Teknikleri.....	12
1.5.1. Histogram İşlemleri	14
1.5.1.1. Yatay ve Düşey Toplam Histogramlar (YTH - DTH).....	15
1.5.1.2. Histogram Düzgünleştirme İşlemi.....	16
1.5.1.3. Yatay ve Dikey Toplam Histogramların Normalizasyonu	17
1.5.1.4. Yatay ve Dikey Toplam Histogram İçin Ağırlıklandırma.....	18
1.5.1.5. Histogram Eşitleme	19
1.5.2. Kullanılan Görüntü Filtreleme Çeşitleri	21
1.5.2.1. Görüntü Katlama İşlemi	21
1.5.2.2. Görüntü Yumuşatma İşlemleri	23
1.5.2.3. Kenar Algılama Filtreleri.....	25
1.5.2.3.1. Sobel Filtresi.....	27
1.5.2.3.2. Prewitt Filtresi	28
1.5.3. Bölgesel Tabanlı Görüntü Bölütleme	29
1.5.3.1. Bölge Benzerliği	29

1.5.3.2.	Bölge Büyütme Yöntemi	30
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	32
2.4.	İstatistiksel Tabanlı Bölütleme Uygulaması.....	40
2.4.1.	Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ).....	41
2.4.1.1.	Karakteristik Temsil İmgesinin (KTİ) Boyutunun Belirlenmesi.....	41
2.4.1.2.	Sağlıklı Retina Dokusunun İstatistiksel Özelliklerinin Çıkarımı	43
2.4.1.3.	Hata Hesabı	44
2.4.2.	İstatistiksel Olarak YBMD'nun Bölütlenmesi	45
2.4.2.2.	Benzer Dağılımlı Alanların İşaretlenmesi	47
2.4.2.3.	Bölütleme Sonucu Çıkan Damarların Eliminasyonu	48
2.4.2.4.	Bölütlenmiş Sağlıklı Alanların Tersinin Alınması	50
2.4.3.	Bölge Büyütme Yöntemiyle YBMD Hastalığının Bölütlenmesi	51
2.4.3.1.	Tohum Seçimi	52
2.4.3.2.	Bölge Büyütme Yönteminin Uygulanması.....	52
2.4.3.3.	Bölütlenen Sağlıklı Alanın Tersinin Alınması	54
3.	BULGULAR	56
3.1.	Filtreleme Sonucu Optik Diskin Bulunması Sonuçları	56
3.2.	İstatistiksel Bölütleme Sonuçları	59
3.3.	Bölge Büyütme Yöntemi ile Bölütleme Sonuçları	64
3.4.	İstatistiksel ve Bölge Büyütme Yöntemlerinin Karşılaştırılması	67
3.5.	YBMD'nun Zamana Göre Değişimi	70
4.	İRDELEME	72
5.	SONUÇLAR.....	73
6.	ÖNERİLER	75
7.	KAYNAKLAR.....	77
	ÖZGEÇMİŞ.....	79

ÖZET

İnsanoğlunun en önemli duyu organlarından biri olan göz, ilerleyen yaşla ve ortama bağlı olarak işlevselliği zayıflayabilir. Bu çalışmada, hastalardan elde edilen retina görüntüleri üzerinde çeşitli görüntü işleme teknikleri kullanarak, ilerleyen yaşla ortaya çıkan Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu (YBMD) sonucunda oluşan drusen denilen sarı parlak yapıların algılanıp bölütlenmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, ilk olarak drusenlerin bulunduğu makula bölgesinin lokalizasyonu için optik diskin bulunması hedeflenmiştir. Optik diskin bulunurken, optik disk üzerindeki damarların oluşturduğu kenar bilgilerinden faydalanmak için dikey kenar algılama filtreleri kullanılmıştır. Filtrelenmiş görüntü üzerinde dikey toplam parlaklık değeri histogramı hesaplanarak, parlak damar kenarlarının histogramda oluşturduğu maksimum değer tespit edilir. Bu maksimum değer büyük oranda optik disk üzerinden geçer. Böylece optik disk algılanıp makula ile olan geometrik ilişkisinden faydalanarak drusenlerin bulunduğu makula bölgesi lokalize edilir. Burada, bölütleme işlemine geçilmeden önce optik diskin eliminasyonunun gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Bunun nedeni, drusenlerin parlaklık dağılımı ile optik diskin parlaklık dağılımlarının benzer olmasıdır.

Retina üzerindeki yapılar, damarlar, optik disk, makula, retina dokusu ve hastalıklı dokular olarak sıralanabilir. Amaç, hastalıklı dokuların tespiti olduğu için retina üzerindeki diğer dokuların eliminasyonu gerekmektedir. Bu amaçla, istatistiksel ve bölge büyütme yöntemleri yardımıyla sağlıklı dokular bölütlenip, bölütlenen alanın tersi alınarak drusenlerin bölütlenmesi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, kullanılan bu yöntemler birbiriyle karşılaştırılarak çalışmanın sonuç kısmında verilmiştir.

Drusenlerin elle bölütlenip nicel verilerin toplanması oldukça zordur ve zaman almaktadır. Yapılan bu çalışma ile drusenler hakkında alan bilgisi, zaman içerisinde ki değişim ve gelişim evrelerinin belirlenmesi gibi veriler kolayca elde edilebilir. Böylece, hekimlerin, hastanın zamana göre takibi, uygulanan tedavinin faydalı olup olmadığı ve dozajının uygunluğu hakkında karar vermesi kolaylaşmış olur.

Anahtar Kelimeler: Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu, YBMD, Optik Disk, İstatistiksel Görüntü İşleme, Medikal Görüntü İşleme, Bölge Büyütme

SUMMARY

Automatic Segmentation of Age-Related Macula Degeneration on Retina Images

Age-Related Macula Degeneration (ARMD) is one of the most common eye diseases causing the vision lost over 65 years old. In this study, a method is proposed to determine the drusens or ARMDs which occur as yellow-white small accumulation on the macula in the beginning of the disease. In the application, the optic disc is first detected in order to localize the macula region. For the finding of optic disc, we used the vertical edge detection filter to benefit from the knowledge of the edges of the disc which results from vessels. Hence, the maximum value is obtained from the histogram of the filtered image by calculating the vertical total intensity value. Then, the maximum value is used to determine the optic disc. Then, macular region including drusen is localized from geometrical relation between the optic disk and macula. Finally, the macula is located, and then the optic disc is eliminated to prevent the mis-segmentation because of the similarity between the intensity distribution of drusen and optic disk before the segmentation.

In addition to the pathological lesions, the texture of an eye consists of vessels, optic disc and macula. Since our aim is to determine the pathological lesions, the normal retinal textures should be eliminated. In order to do this, a statistical and region growing methods are employed to segment the healthy areas of the macula. Then, a simple vessel elimination method is also used to segment the vessels in the macular area. Hence, the healthy texture is first segmented, and then the segmented image is inverted to determine the degenerated area with drusen.

Manual segmentation of ARMD is quite difficult and takes long time to segment. Thus, the user may easily make mistakes during the segmentation of the degenerated area. Therefore, it may not be quite suitable in determination and examination of the changes of the drusens. Hence, the proposed methods are employed to segment the images automatically. Here, consecutive images from the same patient are also compared with each other to follow up the changes of the diseases.

Keywords: Age-Related Macula Degeneration, ARMD, Statistical Image Processing, Histogram, Region Growing, Medical Image Processing

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. Gözün Yapısı	3
Şekil 2. Retinanın Yapısı	6
Şekil 3. YBMD Hastalığına sahip hastanın gördüğü görüntü	9
Şekil 4. Amsler Grid ve YBMD hastalarının Amsler Grid'i görme şekli	10
Şekil 5. Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu tipleri.....	11
Şekil 6. Görüntü İşleme adımları.....	12
Şekil 7. Parlaklık Histogram Dağılımı.....	14
Şekil 8. Yatay Düşey Toplam Histogram	15
Şekil 9. Düzgünleştirme için ortalama değer hesaplanması	16
Şekil 10. Düzgünleştirilmiş histogram	17
Şekil 11. a) Histogram eşitleme öncesi orijinal görüntü b) Histogram eşitleme uygulanması sonrası görüntü	20
Şekil 12. a) Histogram eşitleme öncesi histogram dağılım grafiği b) Histogram eşitleme sonrası histogram grafiği [9],.....	20
Şekil 13. Görüntü katlama yöntemi	22
Şekil 14. 3x3'lük örnek filtre matrisi.....	23
Şekil 15. Filtre matrisi komşuluk ilişkileri	23
Şekil 16. Ortalama Filtresinin uygulama adımları.....	24
Şekil 17. Filtrelenmiş parlaklık değerleri	24
Şekil 18. (a). İşlenmemiş retina görüntüsü (b). Ortalama filtresi uygulandıktan sonraki retina görüntüsü [8]......	25
Şekil 19. Robinson Filtresinin uygulanması.....	26
Şekil 20. Kirsch Filtresinin uygulanması.....	26
Şekil 21. Sobel Filtresi uygulaması	27
Şekil 22. Prewitt Filtresi uygulaması.....	28
Şekil 23. Bölge Büyütme a) Tohum Pikselleri, b) İlk İterasyon, c) Son İterasyon [9]......	31
Şekil 24. Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu olmuş bir hastanın retina görüntüsü.....	32
Şekil 25. YBMD bölütlemesi için akış diyagramı.....	33
Şekil 26. Dikey kenar algılama filtresinin uygulama sonucu	35

Şekil 27. Dikey toplam piksel histogramının uygulaması	37
Şekil 28. Optik Diskin karakteristik özellikleri	37
Şekil 29. Makula lokalizasyonu	39
Şekil 30. Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ)'nin hesaplanmasını	42
Şekil 31. Retina dokusuna ait KTİ için kümülatif hata – boyut grafiği	43
Şekil 32. Retina üzerinde KTİ'nin seçimi ve istatistiksel verileri	45
Şekil 33. KTİ ile taranan görüntülerin histogram dağılımları karşılaştırması. .	46
Şekil 34. Retinanın taranması ve KTİ'ye benzeyen alanların işaretlenmesi	47
Şekil 35. KTİ boyutu 21x21 ise	48
Şekil 36. KTİ boyutu 9x9 ise	48
Şekil 37. Retinada damar eliminasyonu	49
Şekil 38. Bölütlenmiş Sağlıklı Alanların Tersinin Alınması	51
Şekil 39. Bölge büyütme yöntemi adımları	53
Şekil 40. Bölge büyütme yönteminin uygulaması	54
Şekil 41. Bölge büyütme yönteminin uygulaması ve bölütlenen alanın tersinin alınması	55
Şekil 42. Sobel Filtresi sonucu bulunan optik disk dikey koordinatları	57
Şekil 43. Prewitt Filtresi sonucu bulunan optik disk dikey koordinatları	57
Şekil 44. Robinson Filtresi sonucu bulunan optik disk dikey koordinatları	58
Şekil 45. Frei – Chen Filtresi sonucu bulunan optik disk dikey koordinatları .	58
Şekil 46. İstatistiksel yöntemle bölütleme sonucu	60
Şekil 47. YBMD hastalığının orijinal görüntüsü	61
Şekil 48. YBMD hastalığının elle bölütlenmiş görüntüsü	62
Şekil 49. YBMD hastalığının istatistiksel yöntemle bölütlenmiş görüntüsü	62
Şekil 50. YBMD hastalığı elle ve istatistiksel yöntemle bölütleme karşılaştırması	63
Şekil 51. Bölge Büyütme yöntemi ile bölütleme sonucu	64
Şekil 52. YBMD hastalığının orijinal görüntüsü	65
Şekil 53. YBMD hastalığının elle bölütlenmiş görüntüsü	65
Şekil 54. YBMD hastalığının bölge büyütme yöntemi ile bölütlenmiş görüntüsü	66
Şekil 55. YBMD hastalığı elle ve bölge büyütme yöntemi ile bölütleme karşılaştırılması görüntüsü	66
Şekil 56. YBMD'nin istatistiksel yöntemle bölütlemesi	68

Şekil 57. YBMD'nin bölge büyütme yöntemi ile bölütlemesi.....	68
Şekil 58. YBMD istatistiksel yöntemin ve bölge büyütmenin bölütleme karşılaştırması.....	69
Şekil 59. YBMD hastalığının istatistiksel yöntem ile zamana göre değişiminin ölçümü.....	70

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1.	Sobel ve Prewitt kenar algılama çekirdek filtre matrisleri	26
Tablo 2.	Sobel ve Prewitt kenar algılama çekirdek filtre matrisleri ve katsayıları	36
Tablo 3.	Optik diskin algılanması ve makula lokalizasyonu sonuçları	59
Tablo 4.	Elle ve İstatistiksel Yöntemlerle bölütleme sonuçlarının karşılaştırılması	63
Tablo 5.	Elle ve Bölge Büyütme Yöntemleri ile bölütleme sonuçlarının karşılaştırılması	67
Tablo 6.	Elle, İstatistiksel ve Bölge Büyütme Yöntemleri ile bölütleme sonuçlarının karşılaştırılması.....	69
Tablo 7.	YBMD hastalığının zamana göre değişimini gösteren tablo.....	71

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Günümüzde ilerleyen teknoloji, gelişen donanım ve yazılım sistemlerinin desteği ile tıp alanındaki gelişmeler oldukça artmıştır. Özellikle, Tıbbi Görüntü Analiz ve İşleme sistemlerinde oldukça yol alınmıştır. Bu alanda kullanılan güçlü donanımın yanı sıra bu donanımlar yardımıyla çok daha hızlı çalışan, güçlü melez yöntemlerin kullanıldığı yazılımlarda geliştirilmeye başlanmıştır.

Tıbbi Görüntü İşleme yöntemlerinin kullanıldığı alanlardan biri olan retina analizi, göz muayenesinde çok önemli bir yer almaktadır. Özellikle uzman doktorların değişik göz rahatsızlıklarını teşhis ve tanı koyma adına bu analiz vazgeçilmez bir yöntem olmuştur. Göz hekimlerinin, zamana ve dış etkenlere bağlı olarak retinada oluşan kanamalar ve değişik lezyonların teşhis ve tanı koyabilmeleri için retina resimlerini mutlaka incelemesi gerekmektedir.

Retinada bulunan ve sarı nokta diye de bilinen makula bölgesi, göze gelen ışığın mercekte kırılıp retina üzerinde düştüğü ve burada görüntünün oluştuğu bölgedir. Makula bölgesinde, zamana bağlı olarak dejenerasyon olayı görülebilir. Oluşan dejenerasyonun kuru ve yaş tip olmak üzere iki çeşit tipi vardır. Kuru tip dejenerasyon sonucunda meydana gelen sarı, küçük ve rastgele yapılarda bulunan drusen denilen yapılar oluşur. Drusenlerin bu düzensiz yapısı hakkında hekimlerin tamamen gözle görüp nicel verilere sahip olması zordur. Bu çalışmanın amacı, yaşa bağlı olarak meydana gelen kuru tip makula dejenerasyonunun (drusen) bölütlenerek, alan gibi sayısal verileri göz hekimlerine sunmaktır.

Çalışmada, kullandığımız yöntemler istatistiksel dağılımların karşılaştırılması ve bölge büyütme yöntemi temeline dayanmaktadır. İstatistiksel dağılımların karşılaştırılması yönteminde retinada sağlıklı dokuları temsil eden en küçük Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ) diye adlandırdığımız $n \times n$ 'lik bir doku parçası seçilir. Bu karenin seçilmesinde belli adımlar vardır. Resimdeki sağlıklı bölgelerden rastgele 2×2 boyutundan 50×50 piksel boyutuna kadar kareler taranıp bunların optimize toplam hataları hesaplanır. Hata değeri en düşük kare, en uygun kare olarak seçilir. Bu karenin, ortalama parlaklık değeri ve frekansı, standart sapması, varyansı, maksimum parlaklık değeri ve frekansı gibi istatistiksel

değerleri bulur. Bulanık bu değerlerin retinadaki tüm sağlıklı bölgeler ile aynı değerlere sahip olduğu ve sağlıklı bölgeyi temsil ettiği kabul edilir.

Sağlıklı bölgelerin bölütlenmesi yapılırken damarlar ve diğer retina yapıları elimine edilerek sadece drusenlerin kalması sağlanır. Taralı bölgenin tersi alındığında drusenler bölütlenmiş olur. Bölütlenen bölgenin piksel bazında alan bilgisi, karşılaştırma ve karar verme aşamasında hekim için önemli bir referans bilgisidir.

Tezin ilk bölümü genel bilgiler olup; göz ve retinanın yapısı, yaşa bağlı makula dejenerasyonu, kullanılan görüntü işleme teknikleri hakkında genel bilgiler verilmiştir. İkinci bölümde; optik diskin bulunması için dikey kenar filtreleri, Karakteristik temsil İmgesinin hesaplanması, istatistiksel dağılımların histogramlar aracılığıyla karşılaştırılıp bölütlenmenin gerçekleştirilmesi, bölge büyütme yöntemlerinin çalışmada kullanımından bahsedilecektir. Üçüncü bölümde; alına sonuçlar ve diğer yöntemlerle karşılaştırmalar yapılmıştır. Son bölümde ise; gelecek çalışmalar ve önerilere yer verilmiştir.

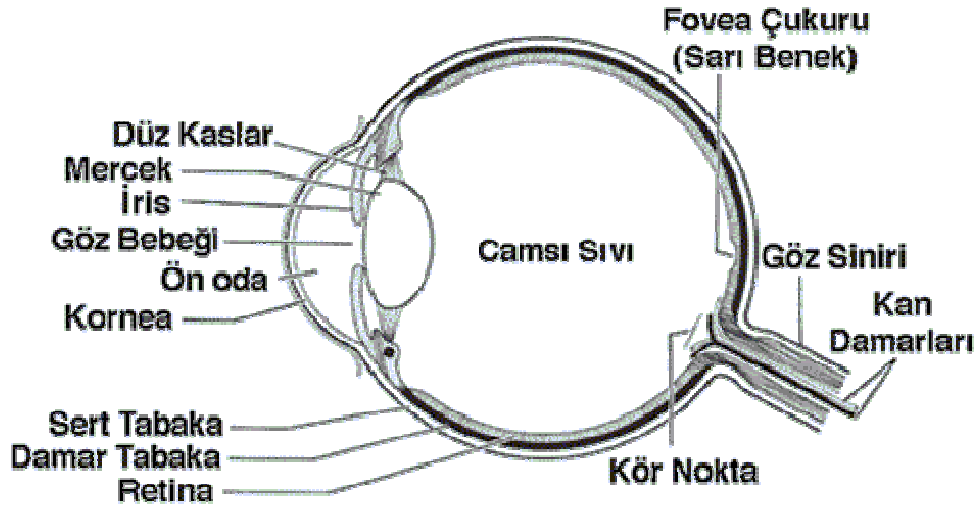
1.2. Göz ve Yapısı

Görme işlemini, mükemmel bir sistem içerisinde gerçekleştiren göz, etrafımızda meydana gelen olayları beyne iletmekle görevli olup, beyin ile dış çevre arasındaki en büyük köprülerden biridir. Genel yapısıyla, gözü bir analog fotoğraf makinesine benzetecek olursak, ön kısımdaki mercek görüntüyü arka kısımdaki hassas bölgeye yansıtmakla görevlidir. Bu bölgede fotoğraf makinesinde ışığa duyarlı fotoğraf filmi yer alırken, gözde retina tabakası bulunmaktadır. Retinaya düşen görüntüler buradaki milyonlarca sinir ucu tarafından alınarak beyindeki görmeyle ilgili merkeze iletilmekte ve görüntü algılanmaktadır. Fotoğraf makinesinde ise, görüntüsü alınan cismin uzaklığına bağlı olarak yapılması gereken odaklama ayarı, merceğin ileri geri oynatılmasıyla yapılırken, göz bu işlemi merceğin kırma derecesini değiştirerek sağlamaktadır. Işık yoğunluğu karşısındaki düzenlemeler fotoğraf makinesinde diyaframın açıklığının değiştirilmesiyle sağlanırken, göz bunu, iris adı verilen renkli kısım ile sağlamaktadır.

Göz bu kadar karmaşık işlemi çok küçük bir yer işgal ederek gerçekleştirir. Yaklaşık 2.5 cm. çapında küresel bir yapı taşıyan göz, kafanın ön kısmında kaş kemeri, elmacık kemikleri ve burun kemeri arasında oluşan göz çukurunun içinde yer alır.

Gözün ön kısmı hariç tüm çevresini sklera adı verilen beyaz ve sert renkli bir

tabaka oluşturur. Ön kısmı, kornea adı verilen saydam bir tabaka ile kaplanmıştır. Göz bebeği denilen açıklık ve bunu çevreleyen renkli tabaka (iris) korneanın arkasında yer alır. İrisi kontrol eden kaslar, korneadan giren ışığın şiddetine göre, ortada açıklığın (göz bebeği) genişliğini ayarlar. Buradan giren ışık irisin arkasında yer alan göz merceğinden geçerek gözün arka kısmındaki retina tabakasının üzerine düşer. Göz merceği görmenin net olabilmesi için odaklama görevini kendi şişkinliğini azaltıp arttırarak gerçekleştirir. Kalınlığı arttığı zaman kırma derecesi (diyoptri) artar, diyoptri azaltmak istediği zaman da kalınlığını azaltır.



Şekil 1. Gözün Yapısı

Kornea ile göz merceği arasındaki odacıkta (ön kamara) saydam bir sıvı bulunur. Sürekli olarak üretilen bu saydam sıvı, kornea ile irisin birleştiği köşedeki açıklıktan Schlemm kanalı ile kana karışır. Bu sıvının basıncı vücudumuz tarafından ayarlanmaktadır.

Göz küresinin içi, jelatin kıvamında saydam bir madde (corpus vitreum) ile doludur.

Gözün arka iç kısmını retina denilen 10 kattan oluşmuş bir tabaka kaplar. Retina tabakasını sklera ile retina arasında yer alan damar tabaka (choroid) besler. Fotoğraf filmine benzetilen bu tabakadaki rod hücreleri ışığı kon hücreleri ise rengi algılar. Rod hücreleri kon hücrelerinin yaklaşık 20 katı kadardır. Arkada göz merceğinin karşısına

gelen kısım (fovea) biraz çukur yapıdadır. Kon hücrelerinden yoğun olan bu kısımda, sarı leke (makula lutea) denilen ve merkezsiz görmeyi sağlayan bölge de yer alır.

Kon ve rod hücreleri üzerlerine gelen ışığı elektrik uyarıları haline çevirir. Buradaki sinir uçları birleşerek optik sinir adını alır ve elektriksel uyarıları beyindeki görme merkezine ulaştır ve böylece görünen madde algılanmış olur.

Görmenin daha güçlü olması için görüntünün olabildiğince sarı leke üzerine düşmesi tercih edilir. Bunun için de gözün, görülmesi istenilen cisme yönelmesi gerekir. Göz bu hareketini sklera tabakasına yapışan 6 adet kasla sağlar.

Gözün ön kısmındaki saydam tabakanın ve dışarıyla temas eden kısımların korunması için konjonktiva adlı ince bir zarla kaplanmıştır. Gerek bu tabakanın ve gerekse korneanın korunması ve kurumasının önlenmesi için gözyaşı adı verilen bir salgı üretilir. Göz çukuru içinde yer alan gözyaşı bezi sürekli olarak bu salgısını üretir ve fazlası, göz çukurunun buruna yakın kısmında yer alan bir kanalla (lakrimal kanal) burna akıtılır.

Gözün ön kısmında yer alan göz kapakları belirli aralıklarla kapanarak gözü nemlendirme görevini yaparken tehlike karşısında refleksiyle kapanarak gözü tehlikelerden korur.

Gözün birbirinden belirli açıklıkta iki tane olması üç boyutlu görmeyi (stereoskopi) sağlar. Böylece cisimlerin uzaklığını belirlemek de mümkün olabilmektedir [1],[2].

1.3. Retinanın Yapısı

Retina, göz küremizin içini kaplayan, ince yarı saydam ve hafif pembe-kırmızı renkli bir zarıdır. Kornea ve mercekten kırılarak geçen ışınlar buraya düşerek görüntünün elektrik sinyallerine çevrilip beyne gönderildiği yerdir. Kalınlığı 0.56-0.1 mm arasında değişir. Retina temelde iki ana katman olan iç duyuşal tabaka (nörosensöriyel) ve dış pigmentli tabakadan oluşmaktadır. İç duyuşal tabaka 10 ayrı hücreşel katmandan oluşmuştur. Görüntünün düştüğü nokta 9. kattadır. Bu noktanın çapı yaklaşık 1 milimetredir.

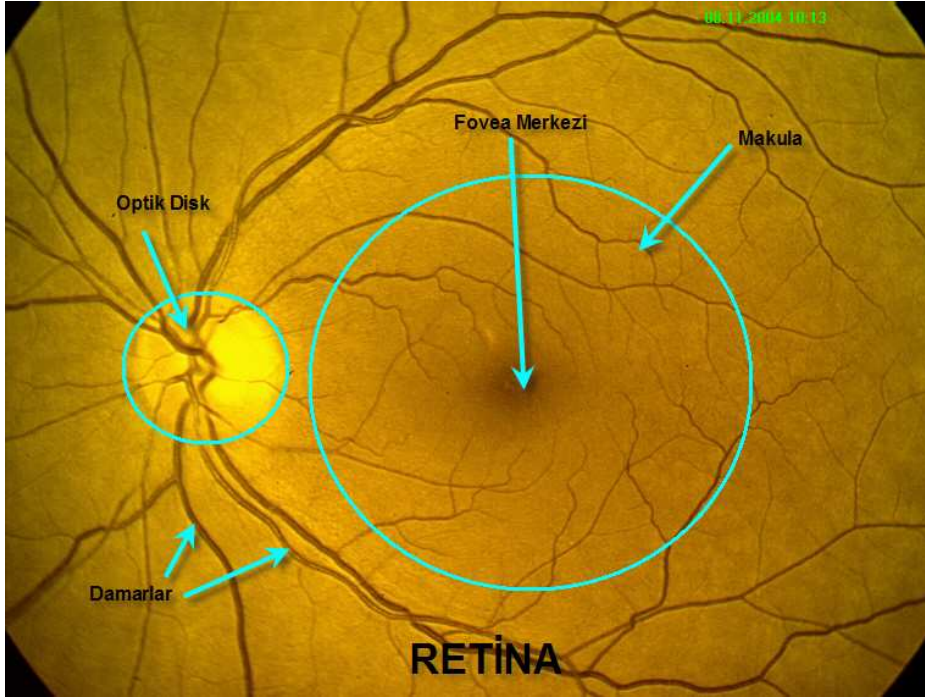
Işığın algılanması için gerekli elektrokimyşal reaksiyonlar temelde duyuşal tabakada meydana gelir. Duyuşal tabakanın en dış tabakasında ışığı algılayan fotoreseptör hücreleri yer alır. Fotoreseptör hücreleri görünür ışığı dalga boyuna yani rengine uygun olarak elektrik enerjisine çevirir. Bu uyarılar da retinanın en iç tabakasında yer alan

gangliyon hücreleri tarafından yapılır. İki çeşit fotoreseptör hücresi vardır; koni ve rod (baton) hücreleri.

Rod hücreleri, alacakaranlıkta görmemizden sorumludur ve objeleri, siyah ve beyazın değişen tonlarında görmemizi sağlar. Rod hücreleri 110-125 milyon kadardır. Koni hücreleri, ise hafif ışığa bile yanıt verebilirler ve parlak ışıkta ince detayları ve renkli görmemizi sağlar. Koni hücrelerinin sayısı 6.3-6.8 milyon kadardır. Retinanın değişik bölgelerinde rod ve koni hücrelerinin yoğunlukları farklıdır. Fovea (sarı nokta) denilen ve keskin görmemizin meydana geldiği bölgede rod hücresi bulunmaz burada koni hücreleri bulunur. Retinanın merkezinden uzaklaştıkça koni hücrelerinin yoğunluğu azalır rod hücrelerinin ise artar.

Nokta büyüklüğünde bir toz taneciğine yada yüksek bir tepeden uçsuz bucaksız bir manzaraya da bakılsa, görülen görüntü retina üzerindeki 1 milimetre kare genişliğinde, sarımsak bir bölge olan macula (macula lutea) üzerine düşer. Bu bölgenin çapı yarım milimetreden (0.4 mm.) daha küçüktür. Merkez bölümünde retina incelmıştır ve hafif bir çukurluk gösterir. Bu yere sarı nokta (fovea centralis) adı verilir. Burası görüntünün en net olduğu merkezdir. Bu alan tamamen koni hücrelerinden oluşur. Görüntü içindeki yüzlerce renk, şekil ve derinlik bu küçük bölgede en keskin halini alır. Foveanın dışında görme keskinliği 5-10 kat düşer. Bir cisme dikkatle bakıldığında, gözler bu cisimden gelen ışınları fovea üzerine düşürecek şekilde hareket ederler. Gözün hareketli olması da buna yardımcı olur. Foveadaki hücreler çoğunlukla yaşa bağlı makula dejenerasyonu denilen hastalıkta zarar görebilir.

Işığın belli renklerine özellikle yoğun biçimde reaksiyon veren üç ana koni grubu bulunmakta olup bunlar mavi, yeşil ve kırmızı koniler olarak sınıflandırılırlar. Kırmızı, mavi ve yeşil, doğada bulunan üç ana renktir. Bu renklerin farklı kombinasyonlarda ve tonlarda bir araya gelmeleri sonucunda diğer renkler oluşur. Kırmızı ve yeşil renk karıştırıldığında ortaya sarı renk çıkar. Pigment hücreleri de bu temel fizik kuralına göre çalışırlar; kırmızıya ve yeşile duyarlı olan konilerin eşit ölçüde uyarılmaları sarı renk algısını yaratır. Kırmızı, mavi, yeşil konilerin eşit uyarılması beyaz renk algısını yaratır. Üç ana rengi algılayan hücrelerin farklı şiddetlerde ve kombinasyonlarda uyarılmaları ile insan hayatındaki bütün renkler ortaya çıkar.



Şekil 2. Retinanın Yapısı

Retina üzerindeki optik disk, makula ve damarlar Şekil 2.'de görülmektedir.

Retinaya gelen görüntü direk olarak beyne iletilmez. Gelen görüntü öncelikle parçalanır ve parçalanmış görüntü tekrar beyinde birleştirilir. Gelen görüntünün sol tarafına ait olanı retinanın sağ tarafına, sağ taraftaki görüntüde retinanın sol tarafına düşer. Parçalar buradan ayrı ayrı beyne gönderilip burada yorumlanır.

Bir cisim görebilmek için göze giren ışık enerjisinin sinir uyarılarına dönüştürülmesi gerekir. Göze gelen ışınlar, bazı kimyasal ve elektriksel reaksiyonları başlatıcı fiziksel bir uyarılmaya neden olurlar. Bu uyarılma sonucu meydana gelecek olan görme olayı, koni ve rod hücrelerinde rodopsin olarak adlandırılan ve kökeninde A vitamini bulunan bir pigmente bağlıdır. Ağ tabakaya çarpan ışık, rodopsinin renksizleşmesine neden olur. Bu renksizleşme sonucunda sinir hücrelerini uyarma özelliği olan kimyasal bir madde açığa çıkar. Yoğun ışıkta özelliğini yitiren rodopsin, karanlıkta yeniden oluşur. Karanlık bir salona girildiği zaman kısa bir süre için görme olmaz. Bunun nedeni gözlerde o an yeterli rodopsin oluşmamasıdır. Bu maddenin yeniden sentezlenmesi ile görme tekrar netleşir. Yeteri kadar rodopsin üretilene kadar göz karanlıkta net göremez. Rodopsin dengesinin kurulması ile şekiller gittikçe daha belirginleşir. Karanlıktan tekrar parlak ışığa geçildiği zaman rodopsin birdenbire beyne çok miktarda ışık gönderir ve görüş

parlaklaşır. Şiddetli ışıktta rodopsinin parçalanması sentezlenmesinden çok daha hızlı olduğu için görmede aksaklık olur. Örneğin güneşli ve karlı havada oluşan göz kamaşmasının nedeni rodopsindir. Rodopsinin çoğu deforme olduktan sonra, beyne daha az sinyal gönderilmeye başlanır ve gözler ışığa adapte olur.

Maksimum göz keskinliğine sahip bir kişi, iğne ucu kadar parlak iki nokta arasındaki bir milimetrelilik mesafeyi on metreden algılayabilir.

Retinanın uyarılması sonucunda dört tip görüntü özelliği algılanır. Bunlar ışık, kontrast, şekil ve renktir.

1.3.1. Retinanın Işık Algılama Özelliği

Rod hücreleri düşük şiddette ışığı koni hücrelerinden daha iyi algırlar. Alacakaranlıkta görmemizi sağlayan hücreler rod hücreleridir. Parlak ışıktta ise koniler etkilidir. Gece gören hayvanlarda rod hücreleri çok daha fazladır.

1.3.2. Retinanın Şekil Algılama Özelliği

Çevremizdeki cisimlerin şekil ve hacimleri koni hücreleri sayesinde algılanır. Şekillerin keskinliği, konilerin birbirine yakın olarak yer aldığı foveada en yoğundur.

1.3.3. Retinanın Kontrast Algılama Özelliği

Kesin sınırlarla ayrılmamış bölgeler arasındaki küçük aydınlatma değişikliklerini algılama yeteneği son derece önemlidir. Birçok hastalıkta kontrast duyarlılığı kaybı görülür ve bu durum hastayı görme keskinliği kaybından daha fazla rahatsız eder.

1.3.4. Retinanın Renk Algılama Özelliği

Işığın farklı dalga boylarının beyin tarafından ayrı ayrı yorumlanması sonucunda renk kavramı doğar. Gözün içinde bulunan ışık alıcısı retina, dalga boylarını ayırt ederek renkleri görmemizi mümkün kılar.

1.4. Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu (YBMD) Hastalığı

Makula, sarı nokta da denilen ve keskin görmeden sorumlu retina tabakasının ortasında çok küçük bir alanı kapsamaktadır. Karşıya baktığımızda kornea ve lens tarafından ışık makulaya odaklanır. Görmemiz merkezde daha keskin kenarlara doğru ise daha zayıftır. Makular dejenerasyon işte bu sarı noktanın hasar görmesi sonucu ortaya çıkar.

Makular dejenerasyonun gelişmesinde temel risk faktörü ilerleyen yaştır. Gelişmiş ülkelerde özellikle 50 yaş üzerindeki popülasyonda ciddi görme kaybına yol açan bir retina hastalığıdır. Batılı ülkelerde 65 yaş üzerinde en sık görme kaybı sebebidir. Ağır görme kaybı yaşla birlikte artış göstermektedir. Bunun yanı sıra aile genetiği, cinsiyet (kadınlarda daha fazla), açık renkli göz, hipertansiyon, kalp hastalığı, sigara kullanımı ve UV ışınları da risk faktörleridir.

Makular dejenerasyon, makulanın dejenere olması sonucu meydana gelir. Makula dışında kalan retina alanları sayesinde çevresel görme korunur. Bu nedenle makular dejenerasyon tam olarak bir körlüğe yol açmaz, ancak yakın çalışmayı ve okumayı çeşitli optik yardımcı cihazlar olmadan imkansız hale getirebilir.

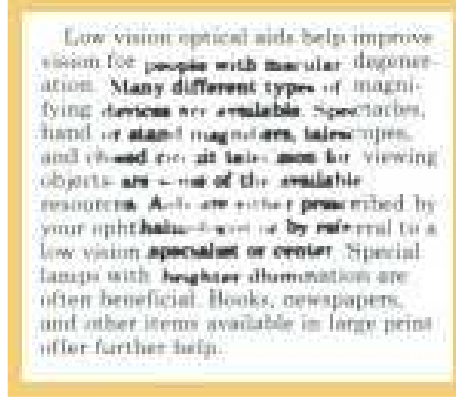
Makular dejenerasyonunun en sık görülen şekli, atrofik tiptir bu tipe kuru tip makular dejenerasyon da denir. Bu tipte görme kaybı yıllar içerisinde gelişir. Atrofik bulguların başlangıcından yaklaşık 10 yıl sonra görme 0.1 seviyesine iner. Kuru tip makula dejenerasyonunda, drusen denilen küçük, yuvarlak ve beyaz-sarı renkte birikintiler oluşur. Amacımız, drusen denilen yapıları bölütlenerek bunların alan ve şekil bilgisini elde etmektir.

Makular dejenerasyonunun daha az sıklıkta görülen tipi eksüdatif tiptir. Bu tipe yaş tip makular dejenerasyon da denilir. Yaş tip makular dejenerasyon daha az görülmele birlikte görmede ani bir azalma yapar. Gözün arkasında retinayı besleyen kan damarları ile retina arasında ince bir zar vardır. Bu zarın yırtılması ile birlikte damarlar makulaya doğru ilerleyerek fotoreseptör hücrelerde hasar yapabilirler.

Eğer makulada hasar meydana gelirse, keskin görmemiz bozulur. Bu durum bir fotoğrafın tam ortasında bulanık bir alan varmış gibi bir durum yaratır. Ancak periferik görme yani kenardan görme bozulmaz.

Eğer hastalık tek gözde ve başlangıç aşamasında ise durum hasta tarafından fark edilmeyebilir. Görme bozukluğu olarak aşağıdakiler izlenebilir:

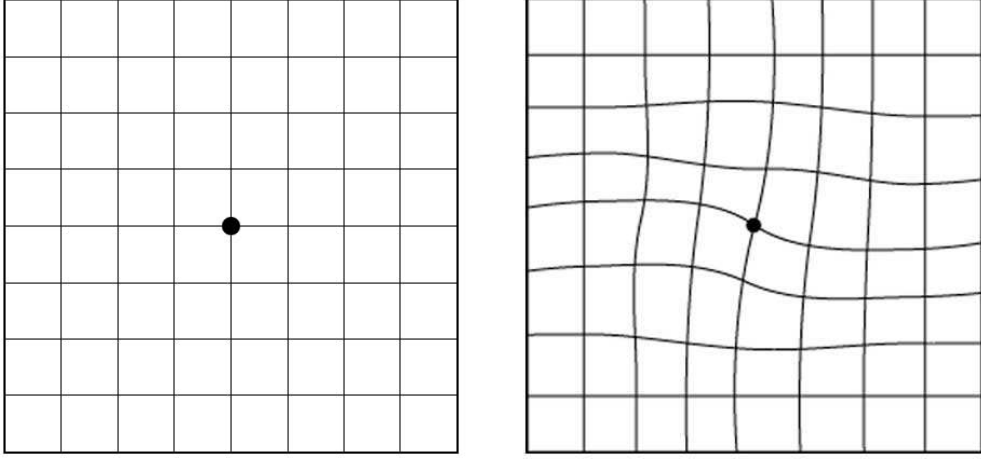
- Bulanık, puslu görme,
- Elektrik direkleri, kapı-pencere kenarları, yazıların satırları gibi düz çizgilerin dalgalı görünmesi,
- Görme alanının ortasında Şekil 3.'deki gibi karanlık ya da boş bir alanın belirmesi,



Şekil 3. YBMD Hastalığına sahip hastanın gördüğü görüntü

Makular dejenerasyon herkeste aynı şekilde ilerlemez ve bulgu vermez. Bazı kişilerde bir gözde görme bozulduğu halde diğer gözde uzun yıllar boyunca herhangi bir bozukluk izlenmezken bazı kişilerde ise kısa zamanda her iki gözde tutulum olabilir.

Görme keskinliğinde bir azalma hissedildiğinde hekim görme fonksiyon derecesini anlamak için çeşitli testler yapar. Makular dejenerasyon, oftalmoskopi denilen yöntem ile ya da çeşitli merceklerle makulanın incelenmesi sonucu anlaşılabilir. Bazı olgularda fundus fluoresein anjiyografi denilen ve damardan renkli bir ilacın verilmesi ile, ilacın retinadaki kan damarlarındaki dolaşımının görüntülenmesi prensibine dayanan bir tetkik gerekebilir. Kısaca FFA denilen tetkik sonrasında eğer varsa kan damarlarının yerleşimi rahatça saptanabilir.

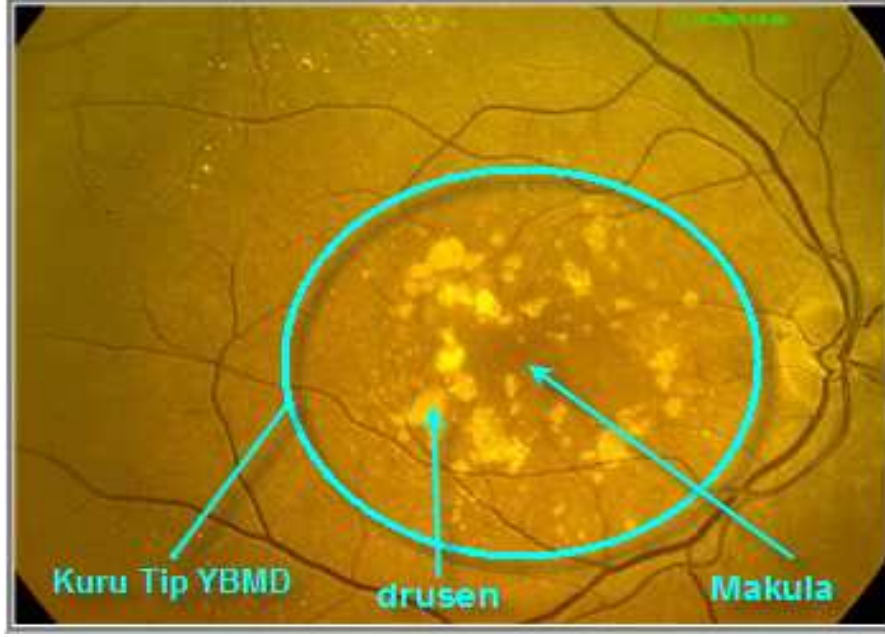


Şekil 4. Amsler Grid ve YBMD hastalarının Amsler Grid'i görme şekli

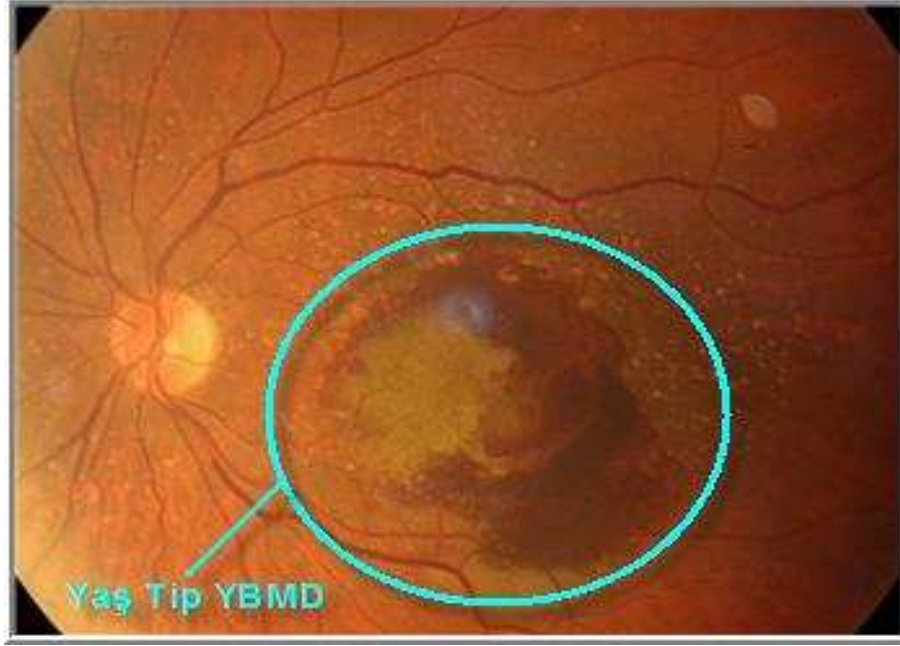
Bazı durumlarda hekimler Şekil 4.'de verilen Amsler Grid (ızgarası) denilen bir kağıda yakın gözlüklerinizi takarak ve her iki gözünüzle ayrı ayrı belli aralıklar içerisinde bakmanızı isteyebilir. Bundan istenen amaç erken tanı koymaktır.

Kuru tip makular dejenerasyon için belirgin tedavi edici olan herhangi bir tedavi yöntemi yoktur ancak çeşitli vitamin ve element takviyelerinin ve bazı antioksidan özelliğe sahip olan ilaçların hastalığın gidişini yavaşlatabildiği söylenmektedir

Daha az sıklıkla rastlanmakta olan yaş tipinde anormal olarak gelişme gösteren ve makulaya yarar yerine zarar veren damarların çok erken dönemde yakılarak geriletilmesi mümkündür. Eğer bu damarlar tam sarı nokta altında ise yapılacak lazer tedavisi erken dönemde görmenin hızla azalmasına neden olur. Ancak ileride gelişecek görme bozukluğundan belli bir oranda koruma sağlar. Lazer tedavisinin gerekliliği ve faydası kişiden kişiye de değişkenlik gösterebilmektedir [5].



Kuru tip Makula Dejenerasyonu



Yaş tip Makula Dejenerasyonu

Şekil 5. Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu tipleri

Son yıllarda tam sarı nokta altında gelişen yeni damarların geriletilmesi için bazı yeni tedavi yöntemleri geliştirilmektedir. Bir kısmında yeni bazı ilaçlar kullanılmakta iken, bazılarında yeni lazer tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Klinik olarak en yaygın ve kabul gören tedavi yöntemi olan, fotodinamik tedavide vücuda, damardan verteporfirin

(visudyne) adı verilen bir ilaç verilir. Bu ilaç lazer ışığını normal insan dokularından daha kolay emer. Retina altında yer alan patolojik damarlar bu fotosensitif ilacı çevre dokulardan daha yüksek oranda içermektedir. Bu bölgeye uygulanan lazer ışığı seçici olarak bu patolojik dokuyu etkiler. Başarı şansı yaklaşık %50'ler civarındadır, ve zaman içerisinde tekrarlanması gerekebilir. Bu tedavi yöntemine, göz içerisine enjekte edilen kortikosteroidli ilaçlar da eklenebilir, bu durumda başarı şansında bir miktar artış ve tekrar yapma gerekliliğinde bir miktar azalma saptanmıştır. Ancak bu durumda göz içi basıncında artış olabilmektedir.

Bu tür hastalar hiç bir zaman bu hastalıktan dolayı tam olarak kör olmazlar çevresel görme sayesinde temel gündelik işler yardımsız yerine getirilebilir. Ancak okumak ya da uzağı daha net görmek için çeşitli optik destek cihazlarına gerek olabilir [3],[4], [5].

1.5. Kullanılan Görüntü İşleme Teknikleri

Görüntü işleme, kaydedilmiş olan dijital (elektronik) görüntü verilerini, elektronik ortamda analiz ederek amaca uygun şekilde değiştirmeye yönelik yapılan bilgisayar çalışması olarak tanımlanabilir. Görüntü işleme yöntemleri mevcut görüntü ve grafikleri değiştirmek, bölütleme veya iyileştirmek için kullanılır.

Görüntü işleme sistemlerinin çalışmasında birçok işlem basamakları vardır. Bu temel basamakları Şekil 6.'da gösterilmiştir [6].



Şekil 6. Görüntü İşleme adımları

Görüntü işlemede ilk adım görüntüyü gerçek dünyadan dijital ortama cihazlar yardımıyla almaktır. Bu cihazlarda, bir görüntü algılayıcı ve algılanan görüntüyü sayısal

hale dönüştüren sayısallaştırıcı birim bulunmaktadır. Eğer görüntü sensörü görüntüyü doğrudan sayısal hale dönüştürmüyorsa, elde edilen görüntü analog görüntüdür. Bir analog/sayısal dönüştürücü yardımıyla sayısal hale dönüştürülebilmektedir. Günümüzde ise, dijital fotoğraf kameraları sayesinde gerçek dünyadan direk olarak sayısal görüntü elde edilebilir.

Sayısal görüntü elde edildikten sonraki ilk basamak ise ön-işlemedir. Ön-işleme, elde edilen sayısal görüntüyü kullanmadan önce daha başarılı bir sonuç elde edebilmek için, görüntünün bazı ön işlemlerden geçirilmesidir. Ön-işlemeye örnek olarak; kontrastın ayarlanması, görüntüdeki gürültülerin azaltılması veya yok edilmesi, görüntüdeki bölgelerin birbirinden ayrılması gibi yöntemler verebiliriz.

Ön-işlemler bittikten sonra bölütleme (segmentation) basamağına geçilir. Bölütleme, görüntüdeki bir nesnenin, zeminin veya görüntü içerisindeki ilgilenilen değişik özelliklere sahip bölgelerin birbirinden ayrıştırılması işlemidir. Bölütleme görüntü işlemenin en zor uygulamasıdır. Bölütleme yöntemlerinin sonuçlarında belli bir hata oranı olabilmektedir. Bölütleme bir görüntüdeki nesnenin sınırları, şekli veya o nesnenin alanı gibi ham bilgiler üretir. Görüntü içerisindeki nesnelerin şekilleri ile ilgileniliyorsa, bölütleme yönteminin o nesnenin kenarları, köşeleri ve sınırları hakkında bilgi vermesi beklenir. Fakat görüntü içerisindeki nesnenin yüzey kaplaması, alanı, renkleri, iskeleti gibi iç özellikleriyle ilgileniliyorsa bölgesel bölütleme kullanılması gerekir. Örüntü (pattern) tanıma gibi oldukça karmaşık problemlerin çözümü için her iki bölütleme metodu da bir arada kullanılması gerekebilmektedir [7], [8].

Bölütleme'den sonraki basamak, görüntünün gösterimi ve tanımlanmasıdır. Ham verilerin görüntüde ilgilenilen ayrıntı ve bilgilerin ön plana çıkarılması ile yapılır.

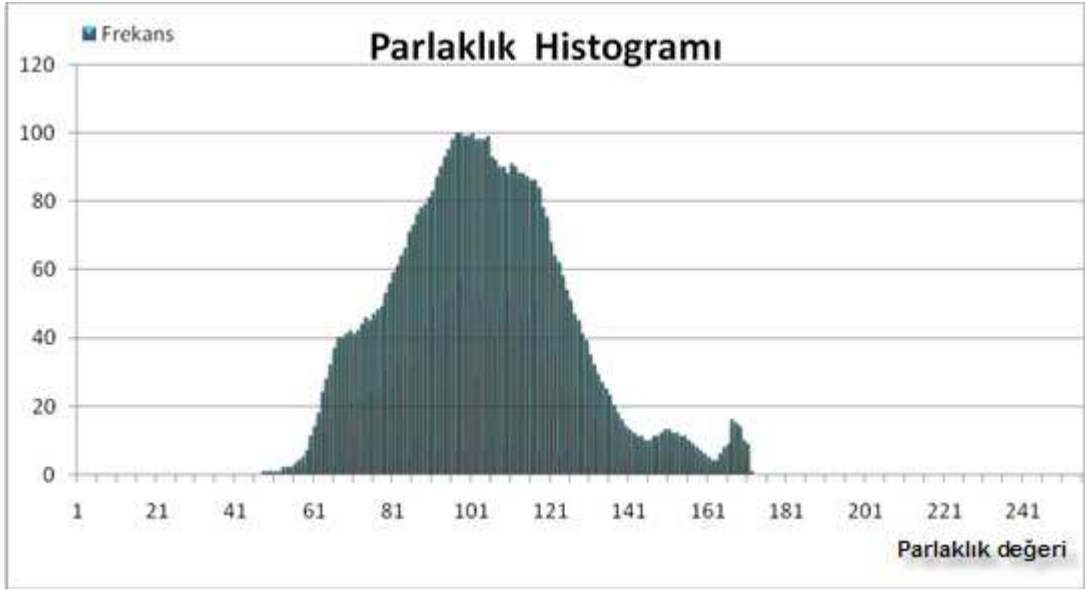
En son kısım ise tanıma ve yorumlamadır. Bu aşamada ise görüntünün içerisindeki nesnelerin veya bölgelerin önceden belirlenen tanımlamalara göre etiketlenmesidir.

Görüntünün alınması ve gösterilmesi dışında görüntü işleme fonksiyonlarının çoğu temel görüntü işleme algoritmalarına göre yazılmış yazılımlardan ibarettir. Bilgisayarların bazı kısıtlamalarını aşmak ve işlem hızının daha da arttırılmamasının istendiği durumlarda, görüntü işleme fonksiyonları, donanımla elde edilmeye çalışılabilir.

Bu bölümde, Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu hastalığının bölütlenebilmesi için, retina görüntüsü üzerinde uygulanan görüntü işleme yöntemlerinden bahsedilecektir [6].

1.5.1. Histogram İşlemleri

Histogram, sayısal bir resim içerisinde her renk değerinden kaç adet olduğunu gösteren grafikdir. Bu grafiğe bakılarak görüntünün parlaklık durumu ya da tonları hakkında bilgi sahibi olunabilir. Görüntü işleme çerçevesinde, bir görüntünün histogramı normalde piksel parlaklık frekanslarını tutan 256 elemanlı bir dizi veya vektör olarak düşünülebilir [8], [11].

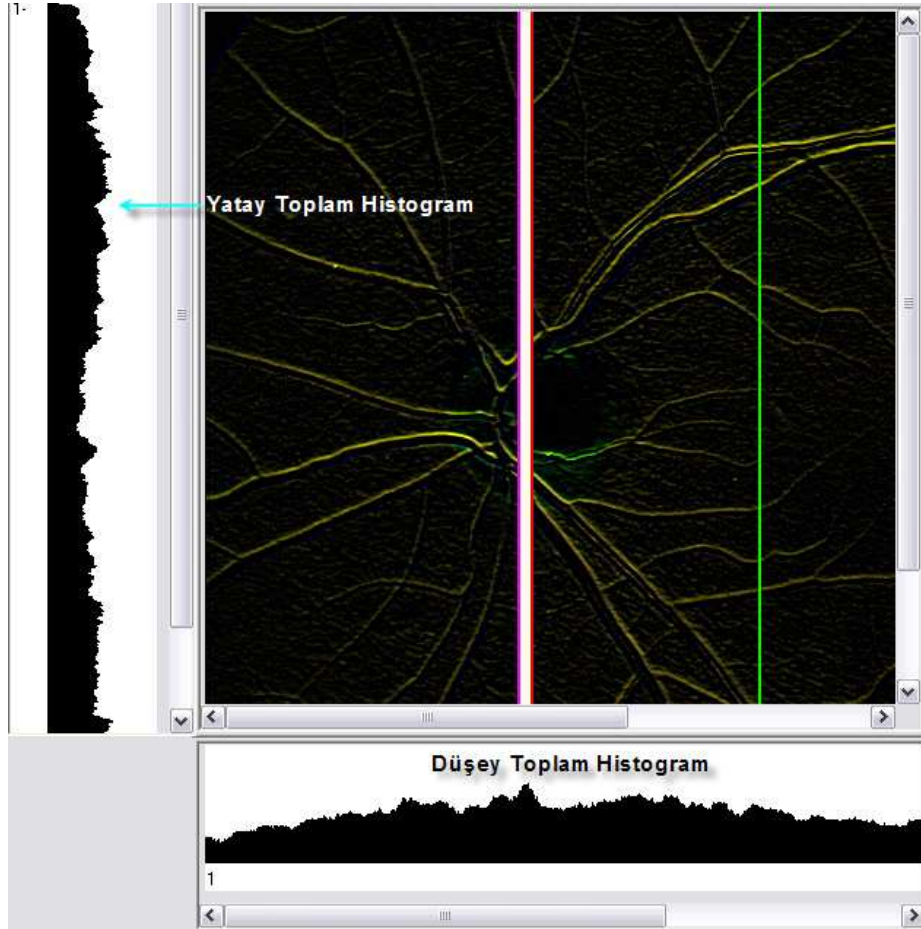


Şekil 7. Parlaklık Histogram Dağılımı

Parlaklık Histogramı, bir görüntüdeki piksellerin gri seviye değerlerinin kümülatif frekans dağılımının kaydını tutan kümülatif histogramdır. 8-bitlik gri ölçekli görüntüler için “0” siyah ve “255” beyaz parlaklık seviyesi olmak üzere 256 adet parlaklık seviye değerlerine sahiptir. Görüntü işlemede ihtiyaç duyulan en önemli referans kaynağıdır. Renkli görüntülerin de histogramları elde edilebilir. Bunlar ister kırmızı, yeşil veya mavinin bireysel histogramları ve isterse de kırmızı, mavi ve yeşil kanalları ve piksel sayısını temsil eden her noktadaki parlaklıklarla birlikte üç eksenli bir 3-B histogram olabilir [11], [12].

1.5.1.1. Yatay ve Düşey Toplam Histogramlar (YTH - DTH)

Yatay ve Düşey Toplam Histogramlar, görüntüdeki satır ve sütun parlaklık değerlerinin kümülatif toplamıyla elde edilen histogramlardır. Yatay Toplam Histogram (YTH) her bir satırın, Düşey Toplam Histogram (DTH) ise her bir sütunun parlaklık değerlerinin toplamıyla elde edilir.



Şekil 8. Yatay Düşey Toplam Histogram

m : Görüntüdeki Satır Sayısı

n : Görüntüdeki Sütun Sayısı

$f(i,j)$: i,j koordinatındaki pikselin parlaklık değeri olmak üzere;

Yatay Toplam Histogram Vektörü (YTH):

$$YTH_i = \sum_{j=0}^M f(i, j) \quad i: 0...m-1, j: 0...n-1 \quad (1)$$

Düşey Toplam Histogram Vektörü (DTH):

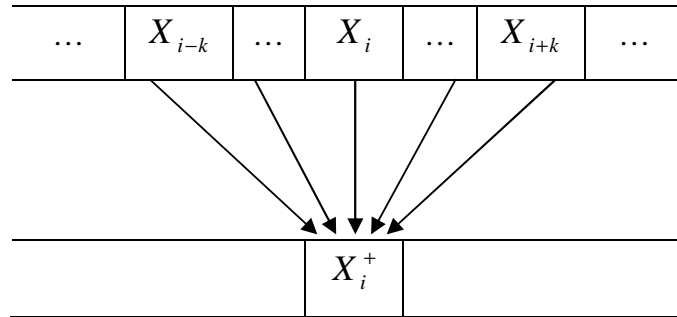
$$DTH_j = \sum_{i=0}^N f(i, j) \quad i: 0...m-1, j: 0...n-1 \quad (2)$$

Yatay ve Dikey Toplam Histogram, görüntü üzerindeki parlaklık değerlerinin yoğun olduğu bölgelerin belirlenmesinde kullanılır. Görüntü üzerinde parlaklık yoğunluğu belli olan doku yada cisimlerin bölütlenmesinde yararlı olabilecek bir referanstır.

1.5.1.2. Histogram Düzgünleştirme İşlemi

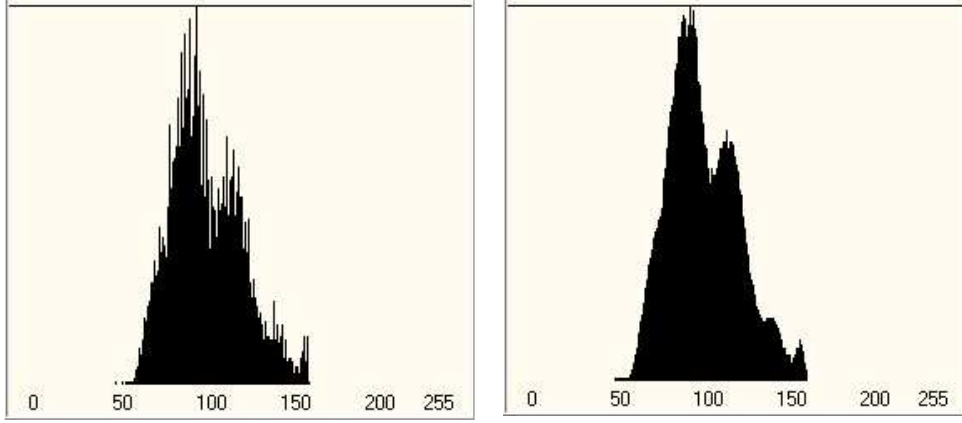
Histogram üzerindeki frekans değerlerinin ani artış ve düşüşü, histogram işlemeyi olumsuz yönde etkileyebilir. Histogram düzgünleştirme yöntemi (Histogram Smoothing), parlaklık histogramı yada yatay veya düşey toplam histogramlarında karşılaşılan frekans değerleri arasındaki farkları azaltarak histogram üzerindeki geçişleri yumuşatır (Şekil 7).

Bu yöntemde öncelikle bir k kalite katsayısı belirlenir. Bu katsayı değeri değiştirilecek vektör elemanının öncesinden ve sonrasında kaç elemanın ortalama hesabına katılacağını göstermektedir. Daha sonra histogram vektöründeki her bir eleman için bu ortalama işlemi yapılarak yeni düzgünleştirilmiş vektör değerleri elde edilir [9].



Şekil 9. Düzgünleştirme için ortalama değer hesaplanması

$$X_i^+ = \frac{X_{i-k} + \dots + X_{i-1} + X_i + X_{i+1} + \dots + X_{i+k}}{2.k + 1} = \frac{\sum_{t=i-k}^{i+k} X_t}{2.k + 1} \quad (3)$$



Şekil 10. Düzgünleştirilmiş histogram

Bu işlemde vektörlerin başlangıcında ve sonunda kalite katsayısına göre indisler vektör boyutunu aşabilir. Örneğin, kalite katsayısı 4 ise, bu durumda ilk değer hesaplanırken sadece 1., 2. ve 3. değerlerin ortalaması alınır. 2. değer hesaplanırken ise 1., 2., 3. ve 4. değerlerin ortalaması alınır ve bu şekilde devam edilir. Aynı şekilde vektörün sonundaki elemanlar da benzer bir mantıkla hesaplanır. Kalite katsayısına göre ortalamaya alınacak vektör elemanları da değişir [10].

1.5.1.3. Yatay ve Dikey Toplam Histogramların Normalizasyonu

Yatay ve Dikey Toplam Histogramlar hesaplanırken her satır ve sütunun parlaklık değerleri toplanarak gerçek değerler bulunur ve bu histogramlar gerçek toplam değerlerine göre çizilir. Fakat bu toplam değerlerin bir standarda sahip olması gerekir. Çünkü değerlerin karşılaştırması ve tutarlılığı bakımından bu önemli bir adımdır.

$$H_i = \text{round}(100x(H_i / \max(H_i))) \quad (4)$$

H_i , görüntüdeki i . indisteki toplam parlaklık değerlerinin tutan histogram vektörü, i , yatay toplamda satırların indisi, dikey toplamda sütunların indisi, $\max(H_i)$ en büyük vektör eleman değeri ve round en yakın tamsayı değerine yuvarlama fonksiyonudur.

Tüm vektör elemanlarının yeni değerleri hesaplanır. Böylece en büyük frekans değeri 100 olmakla beraber tüm elemanlar bu aralıkta kendilerine uygun değerleri alırlar ve normalize edilmiş bir histogram dizisi oluştururlar.

1.5.1.4. Yatay ve Dikey Toplam Histogram İçin Ağırlıklandırma

Yatay ve Dikey Toplam Histogramlar hesaplanırken görüntüdeki bazı bölgeleri histogram üzerinde ön plana çıkartmak için toplam histogramlara bir eşik değeri uygulanabilir. Eşik değeri altındaki veriler göz ardı edilirken, eşik değerinin üstündeki veriler ile histogram yeniden hesaplanır. Yeni hesaplanmış bu histograma ağırlıklandırılmış histogram denir.

Örneğin, N elemanlı Dikey Toplam Histogram vektörü için;

m görüntünün eni, n boyu;

$i:0...n-1, j:0...m-1$;

$f(i,j)$: i . satır j . sütundaki piksel parlaklık değeri;

T : Ağırlıkladırma katsayısı için eşik değeri;

S : her satır için T eşik değerini aşan sütun sayılarını tutan vektör dizisi olmak üzere;

Her bir DTH vektör elemanı için eşik değerini aşan sütun sayısı hesaplanır.

$$w_{ij} = \begin{cases} 1 & f(i, j) \geq T \\ 0 & f(i, j) < T \end{cases} \quad (5)$$

$$S_i = \sum_j^M w_{ij} \quad (6)$$

Bu sayede her satır için belirli bir eşik değerinin üzerindeki parlaklık seviyeleri hesaplama katsayısına etki yapacaktır.

K , görüntüdeki her bir satır için katsayı vektörü

$$K_i = \frac{S_i}{M} \quad (7)$$

olarak hesaplanır. Son olarak, tüm satır toplam değerleri kendi indislerine karşılık gelen katsayı vektöründeki değerlerle çarpılarak yeni ağırlandırılmış toplam değerleri elde edilir.

$$DTH_i = DTH_i \cdot xK_i \quad (8)$$

elde edilen bu yeni histogram normalize edilebilir. Böylece T eşik değerine göre ağırlıklandırılmış DTH vektör dizisi elde edilmiş olur.

1.5.1.5. Histogram Eşitleme

Histogram, sayısal bir görüntü içerisinde her parlaklık seviyesinden kaç adet olduğunu gösteren 256 elemanlı bir grafikdir. Bu grafiğe bakılarak görüntünün parlaklık durumu ya da tonları hakkında bilgi sahibi olunabilir.

Histogram eşitleme, renk değerleri düzgün dağılımlı olmayan görüntüler için karışıklık artırarak görüntüyü iyileştirme metodudur. Görüntünün tümüne uygulanabileceği gibi sadece belli bir bölgesine de uygulanabilir. Tüm görüntüye uygulanırsa global histogram eşitleme, görüntünün belli bir bölgesine uygulandığında ise lokal histogram eşitleme adını alır.

Bu yöntemde, yüksek frekanslı piksel seviyesi geniş piksel alanına, düşük frekanslı piksel seviyesi ise dar piksel alanına yerleştirilmektedir. Bu sayede çok kullanılan piksel seviyeleri belirgin hale dönüştürülmektedir.

Uygulanışı:

- Resmin histogram vektörü (H) bulunur.
- Histogramdan yararlanılarak kümülatif histogram bulunur. Kümülatif histogram, histogramın her değerinin kendisinden öncekiler ve kendisinin toplamı ile elde edilen değerleri içeren grafikdir.
- Kümülatif histogram değerleri yeni görüntüde olmasını istenilen maksimum renk (8 bitlik gri seviyede "255") değeri ile çarpılıp görüntüdeki toplam nokta (piksel) sayısına ($M \times N$) bölünmesiyle normalize edilerek yeni histogram vektör elemanları (O_i) elde edilir (9).

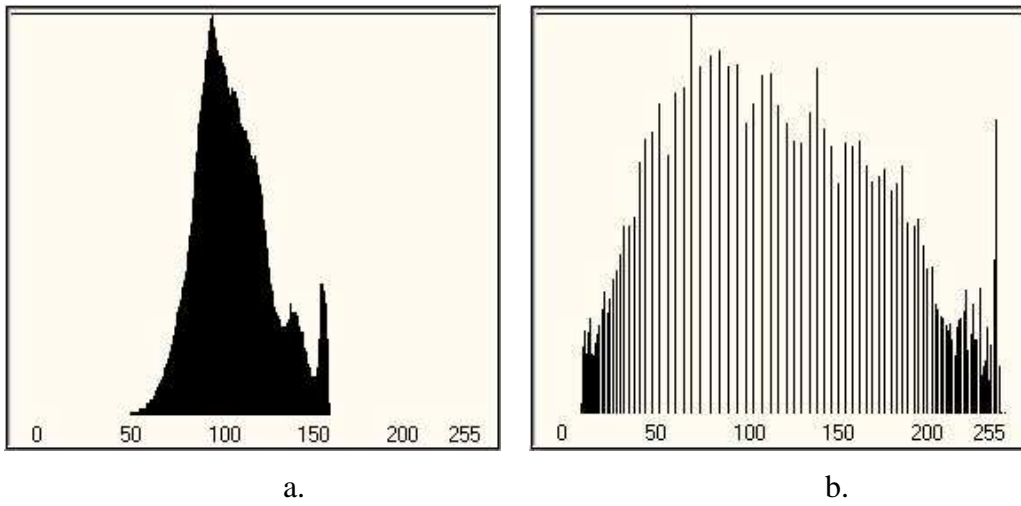
$$O_i = \left[\sum_{j=0}^i H_j \right] \times \frac{\text{Maks.Par.Seviyesi}}{\text{ToplamPikselSayı}} \quad (9)$$

- Normalize olmuş histogram değerleri ile görüntünün renk değerleri tekrar güncellenirse görüntüye histogram eşitleme metodunu uygulanmış olur [9], [10].

Şekil 9 ve 10'da histogram eşitleme öncesi ve sonrası görüntülerle bunların histogramlarının nasıl değiştiği görülmektedir.



Şekil 11. a) Histogram eşitleme öncesi orijinal görüntü b) Histogram eşitleme uygulanması sonrası görüntü



Şekil 12. a) Histogram eşitleme öncesi histogram dağılım grafiği b) Histogram eşitleme sonrası histogram grafiği [9],.

Histogram eşitleme sayesinde görüntü üzerindeki pek çok detay daha belirgin hale gelmiştir. Şekil 9’da retinadaki optik disk bölgesi biraz daha aydınlatılarak bölütlenmesi kolay hale getirilmiştir. Şekil 10.a’da da görüldüğü gibi 50 ile 150 arasındaki parlaklık değerleri arasında yoğunlaşmış dar bir alanda yer almaktadır. Histogram eşitleme uygulandıktan sonra 10.b’deki duruma dönüştürülerek, dar olan histogram aralığı 0-255 değerleri arasına yayılmıştır. Histogram eşitlemenin tanımından da anlaşıldığı gibi histogram üzerindeki yüksek frekanslı piksel seviyeleri geniş piksel alanına, düşük frekanslı piksel seviyeleri ise dar piksel alanına yerleştirilmiştir [10], [12].

1.5.2. Kullanılan Görüntü Filtreleme Çeşitleri

Sayısal görüntüler, her zaman kaliteli biçimde elde edilmeyebilir. Görüntü üzerinde görüntüler, renk bozuklukları veya odaklanma probleminden kaynaklanan bulanıklık gibi istenmeyen dış etkenler olabilir. Görüntü üzerindeki nesnelerin algılanıp bölütlenebilmeleri için detayların kalitesi arttırılmak istenebilir. Tüm bu amaçlara ulaşabilmek için görüntü işlemede filtrelerden yararlanır. Filtreler, görüntü üzerindeki kenar, renk ve geometrik detayların daha belirgin hale getirilmesi veya belirli ayrıntıların ayıklanması için uygulanan operatörlerdir.

Farklı amaçlar için farklı filtreleme operatörleri vardır [10], [11], [12]. Bunlara:

- Kenar keskinleştirme
- Kenar yakalama
- Görüntü yumuşatma ve bunun gibi daha birçok amaçla kullanılan filtreler örnek verilebilir.

1.5.2.1. Görüntü Katlama İşlemi

Görüntü katlama (Konvolüsyon), kendisinin ve komşu piksellerin ağırlıklandırılmış katsayılarla sahip çekirdek matrisi ile matematiksel işlemler yapılarak, görüntünün yumuşatılması veya keskinleştirilmesi gibi işlemleri gerçekleştirmeye yarayan bir tekniktir. Görüntü katlamada, bir pikselin değeri çevresindeki piksellerin ağırlıklı ortalaması ile bulunmaktadır. Komşuların gri seviyeleri katlama çekirdeği olarak adlandırılan bir matrisin katsayılarına göre ağırlıklandırılır [12].

Katlama işlemi aşağıdaki şekilde ifade edilmektedir;

$$g(x, y) = \sum_{j=-n}^n \sum_{i=-m}^m k(i, j) f(x-i, y-j) = k.f \quad (11)$$

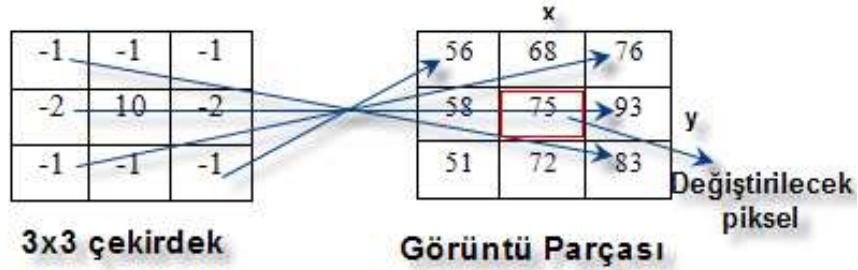
k : katlama çekirdeği,

f : işlenecek görüntü,

w, h : görüntü piksel boyutu olmak üzere;

$$m = \frac{(w-1)}{2} \text{ ve } n = \frac{(h-1)}{2} \text{ olur.}$$

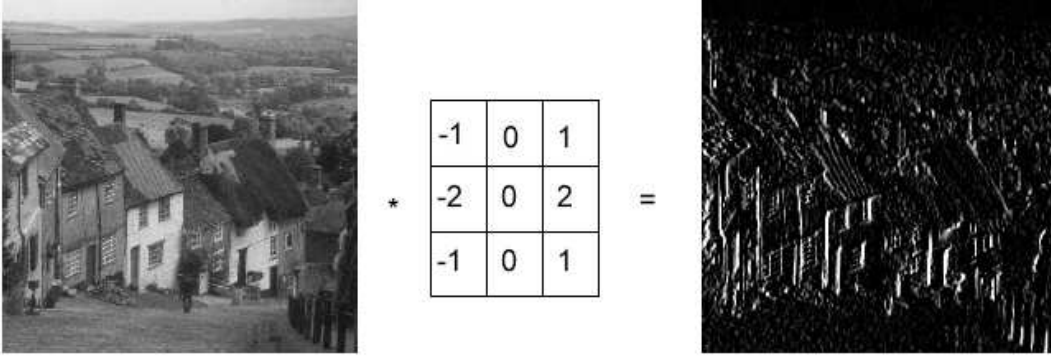
Katlama çekirdeği matris formundadır ve boyutları 3x3, 5x5, 7x7, 9x9, 11x11 şeklinde olabilir. Çekirdek matrisi tanımlandığı amaca yönelik olarak görüntüde işleme dahil edilir.



Şekil 13. Görüntü katlama yöntemi

$$\begin{aligned} g(x,y) &= k(-1,-1)f(x+1,y+1) + k(0,-1)f(x,y+1) + k(1,-1)f(x-1,y+1) + k(-1,0)f(x+1,y) \\ &+ k(0,0)f(x,y) + k(1,0)f(x-1,y) + k(-1,1)f(x+1,y-1) + k(0,1)f(x,y-1) \\ &+ k(1,1)f(x-1,y-1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} g(x,y) &= (-1 \times 83) + (-1 \times 72) + (-1 \times 51) + (-2 \times 93) + (10 \times 75) + (-2 \times 58) + (-1 \times 76) \\ &+ (-1 \times 68) + (-1 \times 56) = 42 \end{aligned}$$



Şekil 14. 3x3'lük örnek filtre matrisi

Örneğin Şekil 14.'deki filtre matrisi ile görüntü filtrelendiğinde bu matrisi tüm görüntü üzerinde 3x3 lük pikseller şeklinde uygulanır [10].

i-1, j-1	i, j-1	i+1, j-1
i-1, j	i, j	i+1, j
i-1, j+1	i, j+1	i+1, j+1

Şekil 15. Filtre matrisi komşuluk ilişkileri

Bir görüntüde i, j pikselin komşuluk ilişkisi yukarıda verilmiştir. Görüntünün i . sütun ve j . satır elemanı için yukarıdaki örnek filtre matrisini (12) formülü ile uygulanır.

$$g'_{i,j} = (-1xg_{i,j-1}) + (-1xg_{i-1,j}) + (-1xg_{i,j}) + (-1xg_{i+1,j}) + (-1xg_{i,j+1}) \quad (12)$$

1.5.2.2. Görüntü Yumuşatma İşlemleri

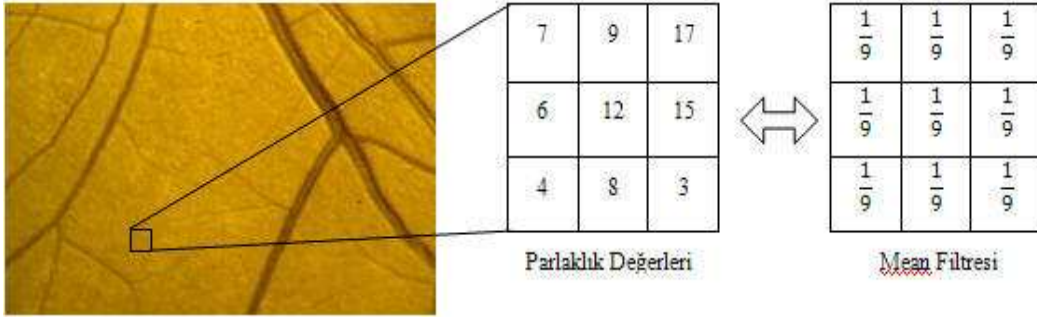
Sayısal görüntüler elde edilirken, çevresel veya görüntü alma cihazından kaynaklanan gürültü ve kirlilik meydana gelebilir. Bu gürültülerin elimine edilmesi veya azaltılması için ortalama filtresi kullanılır. Bu filtre, filtre maskesinin komşuluklarında yer alan piksellerin ortalaması alınarak merkezdeki piksele atama işlemine dayanır.

Ortalama filtresi, uygulaması kolay ve sezgisel bir görüntü yumuşatma yöntemidir. Genel amacı, komşu pikseller arasındaki büyük parlaklık değerleri farklarını aritmetik,

geometrik veya harmonik ortalama kullanarak azaltıp görüntü üzerindeki istenmeyen gürültüleri azaltmaktır. Bu çalışmada, aritmetik ortalama filtresi kullanılmıştır. Aritmetik ortalama filtresi,

$$\hat{f}(x, y) = \frac{1}{mn} \sum_{(s,t) \in S_{xy}} g(s, t) \quad (13)$$

olarak hesaplanır (13). Ortalama filtresi bir katlama filtresi (convolution filter) olarak düşünülebilir. Katlama filtreleri genellikle $n \times n$ biçiminde çekirdek bir kare matris kullanılarak bütün görüntüye kullanılır [7], [8].



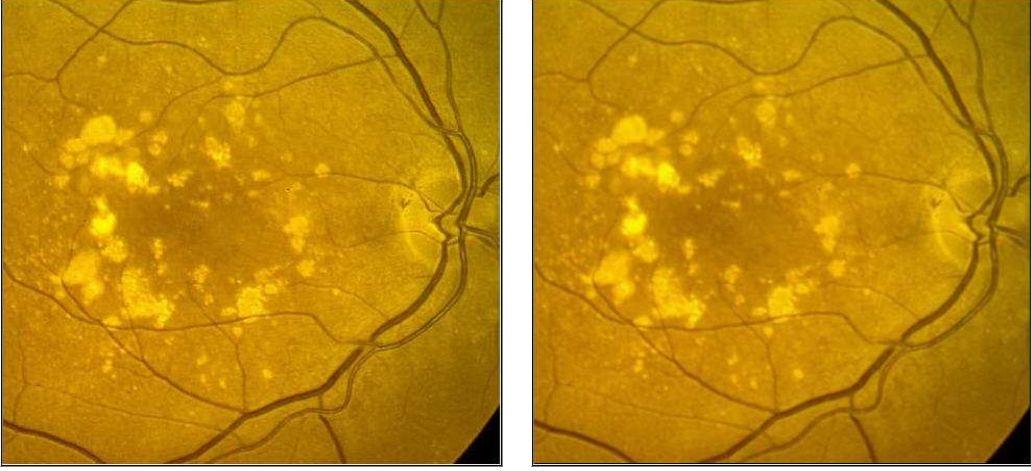
Şekil 16. Ortalama Filtresinin uygulama adımları

$$\text{Ortalama} = 7+9+17+6+12+15+4+8+3 = 81/9 = 9$$

*	*	*
*	9	*
*	*	*

Şekil 17. Filtrelenmiş parlaklık değerleri

Şekil 16.'da görüldüğü gibi filtreleme görüntüden gelen 3×3 'lük parlaklık değerleri matrisine ortalama filtresi uygulanmıştır. Matris elemanlarının ortalaması, Şekil 17.'deki gibi matrisin orta elemanı olan 9 değeri ile yer değiştirmiştir. Bu hesaplama görüntüdeki tüm pikseller için uygulanmaktadır.



Şekil 18. (a). İşlenmemiş retina görüntüsü (b). Ortalama filtresi uygulandıktan sonraki retina görüntüsü [8].

1.5.2.3. Kenar Algılama Filtreleri

İşlenecek olan görüntü üzerindeki dokuları ayırt etmek için dokular arası sınırları belirlemek gerekir. Kenar, gri seviyede veya renklerde meydana gelen ani değişimler olarak tanımlanabilir. Kenar bulma işlemini üç ana adımda gerçekleştirilmektedir.

- Gürültülerin Azaltılması : Anlamli kenarların ve dokuların orijinal yapısını bozmadan, gürültü denilen piksel parçacıklarının eliminasyonu.
- Kenar Pekiştirme : Kenarları daha belirgin hale getirerek keskinleştiren bir filtrenin kullanılması.
- Kenar Algılama : Filtreleme sonucunda ortaya çıkan bilgilerin hangilerinin anlamlı kenar, hangilerinin gürültü olduğuna karar verilmesi.

Dikey kenar filtresi mevcut katsayı matrisine bağlı olarak dikey detayları, yatay kenar filtresi de yatay detayları daha ayrıntılı biçimde belirginleştirir. Yatay ve dikey çekirdek filtre matrisine sahip kenar algılama yöntemlerinden bazılarını, Sobel , Prewitt, Robinson, Kirsch ve Frei –Chen maskeleri olarak sıralayabiliriz [8], [9], [11], [12], [14].

Tablo 1. Sobel ve Prewitt kenar algılama çekirdek filtre matrisleri

<i>Sobel (Yatay)</i>				<i>Sobel (Dikey)</i>			
$\frac{1}{4}x$	1	2	1	$\frac{1}{4}x$	-1	0	1
	0	0	0		-2	0	2
	-1	-2	-1		-1	0	1
<i>Prewitt (Yatay)</i>				<i>Prewitt (Dikey)</i>			
$\frac{1}{3}x$	1	1	1	$\frac{1}{3}x$	-1	0	1
	0	0	0		-1	0	1
	-1	-1	-1		-1	0	1

Bu filtre operatörleri gürültüye karşı duyarlıdır. Bu etkinin giderilmesi için farklı doğrultularda matrisler tanımlanmıştır. Sobel ve Prewitt filtreleri için yatay ve dikey olmak üzere iki matris kullanılırken, Kirsch ve Robinson filtrelerinde, tüm pusula yönleri için sekiz adet çekirdek matris kullanılır [10], [14].

$$\begin{array}{cccc}
 R_0 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} & R_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix} & R_2 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} & R_3 = \begin{bmatrix} 2 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -2 \end{bmatrix} \\
 R_4 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} & R_5 = \begin{bmatrix} 0 & -1 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \\ 2 & 1 & 0 \end{bmatrix} & R_6 = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} & R_7 = \begin{bmatrix} -2 & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 2 \end{bmatrix}
 \end{array}$$

Şekil 19. Robinson Filtresinin uygulanması

$$\begin{array}{cccc}
 K_0 = \begin{bmatrix} -3 & -3 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & 5 \end{bmatrix} & K_1 = \begin{bmatrix} -3 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} & K_2 = \begin{bmatrix} 5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} & K_3 = \begin{bmatrix} 5 & 5 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} \\
 K_4 = \begin{bmatrix} 5 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & -3 & -3 \end{bmatrix} & K_5 = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & -3 \end{bmatrix} & K_6 = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & 5 \end{bmatrix} & K_7 = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & 5 & 5 \end{bmatrix}
 \end{array}$$

Şekil 20. Kirsch Filtresinin uygulanması.

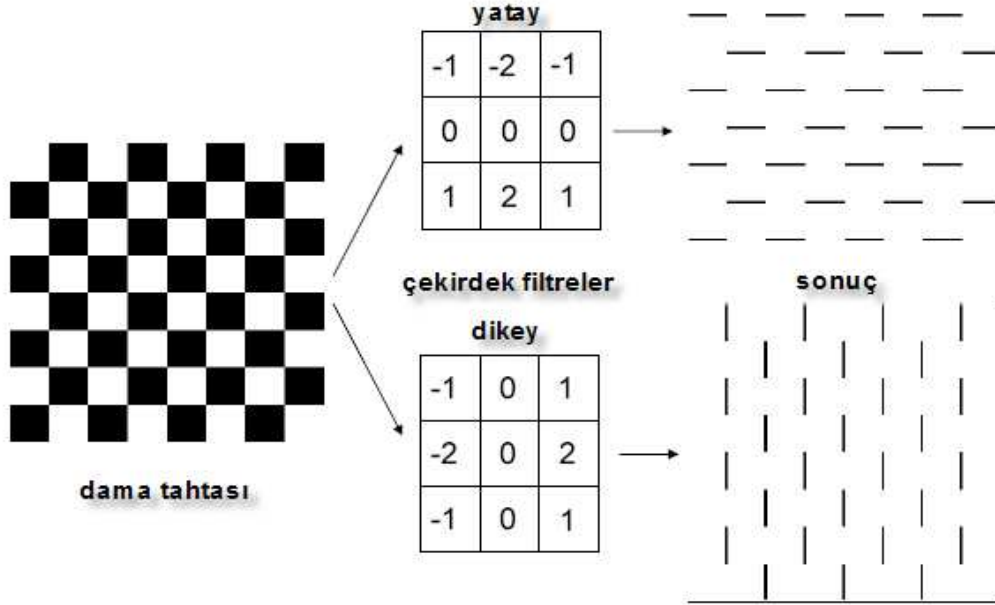
1.5.2.3.1. Sobel Filtresi

Sobel Filtresi, görüntüdeki dikey ve yatay detayları algılayan iki farklı çekirdek matrisine sahiptir. Bu matrisler ayrı ayrı uygulanabilirlikleri yanı sıra her ikisi birden de kullanılabilir. (formül)

$$M_{sobel}[x][y] = \sqrt{(G_h[x][y])^2 + (G_v[x][y])^2} = |G_h[x][y]| + |G_v[x][y]| \quad (14)$$

$$G_h[0..(height-1)][0..(width-1)] \text{ ve } G_v[0..(height-1)][0..(width-1)]$$

sobel filtresinin uygulanması anında sonuçların saklandığı dizilerdir. Aşağıdaki dama tahtası örneğinde çekirdek filtreleri ve sonuçları belirgin biçimde görülebilir [9].



Şekil 21. Sobel Filtresi uygulaması

Sobel filtresinin kenar yön belirlemesi de aşağıdaki bağlantı ile yapılabilir [9].

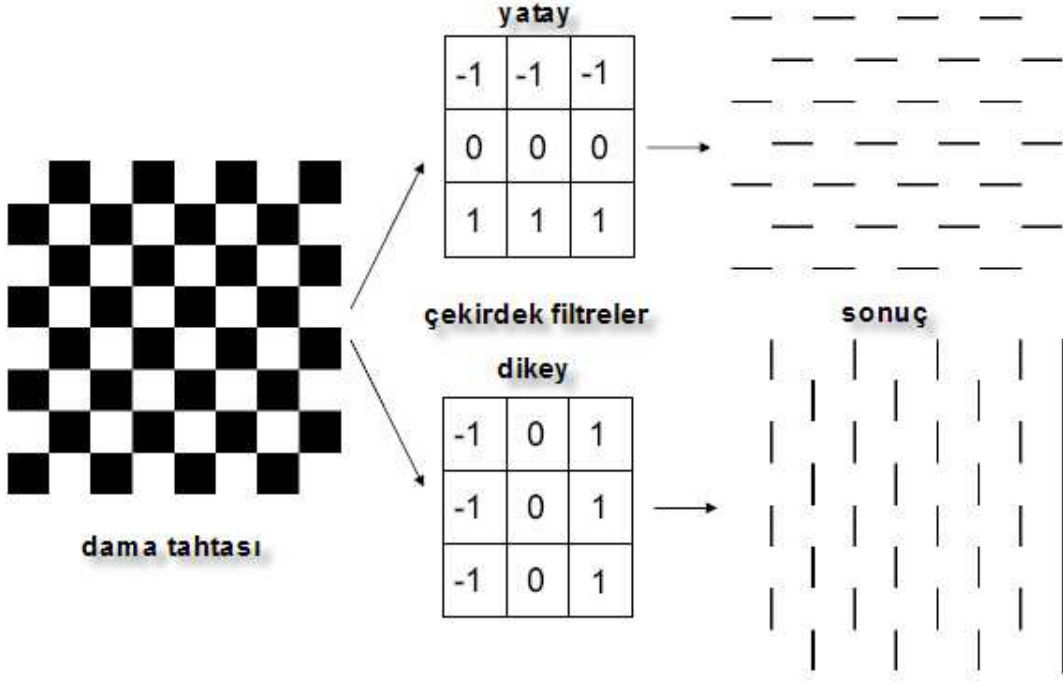
$$\phi_{sobel}[x][y] = \tan^{-1} \left(\frac{G_v[x][y]}{G_h[x][y]} \right) \quad (15)$$

1.5.2.3.2. Prewitt Filtresi

Prewitt filtresi, Sobel filtresine benzer şekilde dikey ve yatay olmak üzere iki çekirdek filtre matrisine sahiptir [9].

$$M_{prewitt}[x][y] = \sqrt{(Gh[x][y])^2 + (Gv[x][y])^2} = |Gh[x][y]| + |Gv[x][y]| \quad (16)$$

şeklinde sobel filtresine benzer bir yöntemle uygulanır. Dama tahtası örneğini prewitt'te uygularsak;



Şekil 22. Prewitt Filtresi uygulaması.

Prewitt filtresi de kenar yön belirleme de (15) bağıntısını kullanır [9].

1.5.3. Bölgesel Tabanlı Görüntü Bölütleme

Bölge işlemleri, görüntü üzerindeki nesnelere birbirinden ayırma ve kendilerine özgü çeşitli nicel, morfolojik, konumsal, şekilsel vb. özelliklerin çıkarılması gibi işlemleri kapsar.

1.5.3.1. Bölge Benzerliği

Birbiriyle benzer bölgelerin pikselleri düzenli bir dağılıma sahiptir. Bu düzgün dağılımı gri seviye, renkli veya diğer formattaki resimlerin hepsinde görülebilir. Pikseller arasındaki benzerlik birkaç yöntemle bulunabilir.

$$P(R) = \begin{cases} \text{Doğru} & \text{Eğer } |f(j,k) - f(m,n)| \leq \Delta \\ \text{Yanlış} & \text{diğer durumlarda.} \end{cases} \quad (17)$$

şeklinde bir yaklaşım yöntemi kullanılabilir. Buradaki (j,k) ve (m,n) R bölgesindeki komşu herhangi iki pikselin koordinatlarıdır. Δ ise piksellerin R bölgesine dahil etmek için kullanılan pikseller arasındaki fark eşiğidir. Bu fark eşiği değiştirilerek bölge alanları optimize edilebilir. Δ eşik değerinin kullanılmasının en büyük nedeni, aynı bölge olmalarına karşın dış etkenlerden azda olsa etkilenerek değişim gösteren komşu pikseller arasındaki küçük farkların göz ardı edilmesini sağlamaktır. Böylece birbirine yakın pikseller bölgelere ayrılabilir [9], [11], [12].

Bir başka bölge ayırma yöntemi de,

$$P(R) = \begin{cases} \text{Doğru} & \text{Eğer } |f(j,k) - \mu_R| \leq \Delta \\ \text{Yanlış} & \text{diğer durumlarda.} \end{cases} \quad (18)$$

şartı ile gerçekleştirilebilir. Burada, $f(j,k)$ R bölgesindeki pikselin gri seviyedeki değeri, (j,k) bu pikselin R bölgesindeki koordinatıdır. μ_R ise, R bölgesine dahil olan tüm piksellerin gri seviye ortalamalarıdır. Özellikle bölge büyütme yönteminde seçilen tohum bölgesel bir tohumsa, (18) bağıntısında μ_R ortalaması tohum olarak kullanılabilir [9].

1.5.3.2. Bölge Büyütme Yöntemi

Bölge büyütme yöntemi, adından da anlaşıldığı gibi bir tohum pikselin seçilerek bu tohumdan başlayıp komşu pikselin belli bir eşik altında karşılaştırarak görüntü üzerindeki bölgelerin bölütlenmesini sağlar. Bu yöntemdeki amaç, birbirine benzer piksellerin bir araya gelerek görüntü üzerindeki bölgelerin ayrıştırılmasıdır [9], [13].

Bir pikselin bölgeye dahil olabilmesi için;

- Daha önce bir başka bölgeye dahil edilmemiş olması,
- Bulmak istediğimiz bölgenin komşusu olması,
- Piksellerin eklenmesiyle oluşan yeni bölge düzgün dağılıma sahip olması,

Gerekmektedir [9], [13].

Bölge büyütme yöntemi aşağıdaki algoritma ile verilebilir [9].

f bölgeleri büyütülecek resim olmak üzere;

Her R_1, R_2, \dots, R_n bölgeleri birer tohuma sahip olsunlar;

repeat

for $i = 1$ to n *do*

for R_i bölgesinin kenarları p olmak üzere *do*

for bütün komşular p olmak üzere *do*

x, y komşu koordinatları

μ_i , R_i bölgesinin gri seviye ortalaması

if (komşu piksel bakılmamışsa) *and* $(|f(x, y) - \mu_i| \leq \Delta)$ *then*

Yeni komşuyu R_i bölgesine ekle

Yeni μ_i 'yi güncelle

end if

end for

end for

end for

until bölgeye hiçbir piksel katılmayana dek.

0	0	5	6	7
1	1	5	8	7
0	1	6	7	7
2	0	7	6	6
0	1	5	6	5

0	0	5	6	7
1	1	5	8	7
0	1	6	7	7
2	0	7	6	6
0	1	5	6	5

0	0	5	6	7
1	1	5	8	7
0	1	6	7	7
2	0	7	6	6
0	1	5	6	5

a.

b.

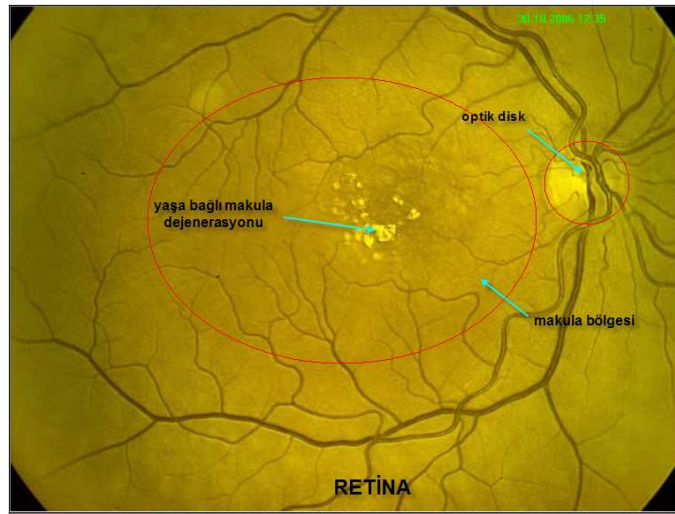
c.

Şekil 23. Bölge Büyütme a) Tohum Pikselleri, b) İlk İterasyon, c) Son İterasyon [9].

2.YAPILAN ÇALIŞMALAR

Medikal görüntü işleme, tıbbi teknolojik cihazlardan elde edilen kaliteli hasta görüntülerinin işlenip analiz edilmesini içeren bir konudur. Bir başka deyişle, hekimlerin bir hastalığın veya yapısal bozukluğun daha iyi teşhis edip uygulanacak tedavi yönteminin ve tedavinin yapılması gereken yerin tespitinin doğruluğu için yapılan çalışmaları içerir. Medikal görüntüler değişik yöntemlerle elde edilebilir. Örneğin, radyolojik görüntüleme yöntemlerinden biri olan MRG günümüzde objelerin ve özellikle insan vücudunun hasar verilmeden ve ameliyat yapılmadan görüntülenmesi ve izlenmesi için kullanılan çok etkin bir tekniktir. Göz hastalıklarının incelenmesinde de bazen kullanılabilir. Ama göz hastalıklarının teşhisinde çoğunlukla sayısal fundus kameralar yardımıyla görüntüler elde edilir. Günümüz teknolojisi her gün yeni yöntemler ve cihazlar üretmeye devam etmektedir.

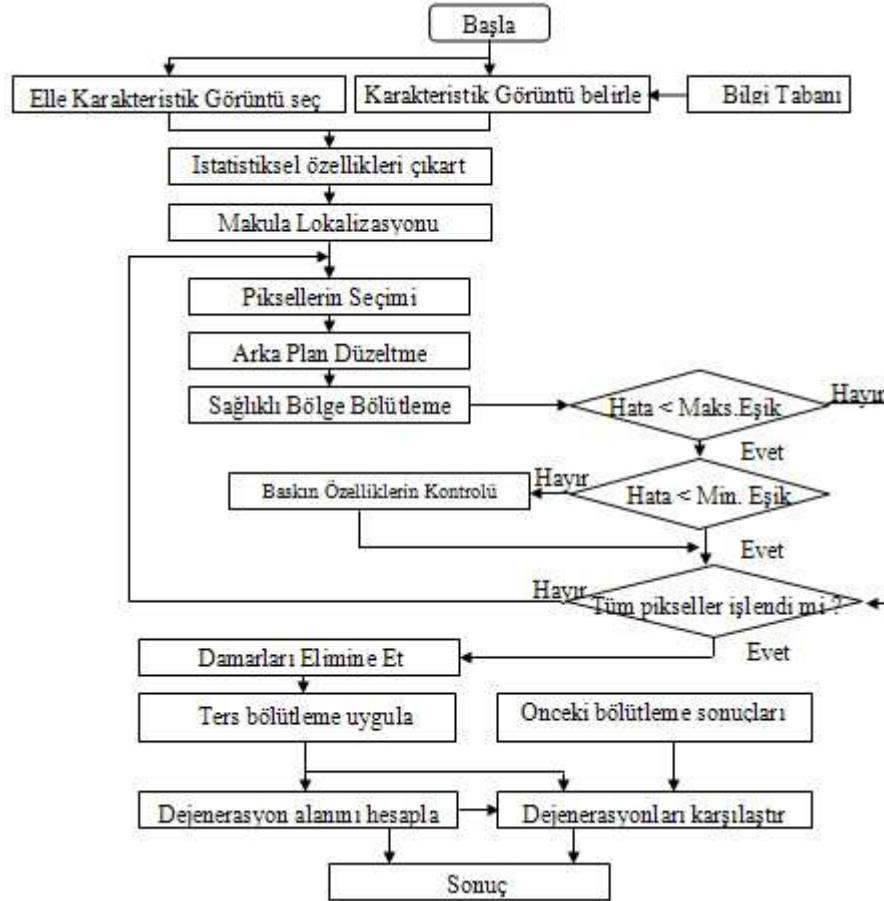
Bu çalışmada kullanılan retina görüntüleri, sayısal fundus kameralar yardımıyla alınan ve 24-bit bmp formatında görüntülerdir. Çalışmanın genel amacı kaliteli sayısal retina görüntüleri üzerinde görüntü işleme yöntemleri kullanılarak, retinanın makula (sarı nokta) denilen bölgesinin lokalizasyonu ve burada zamana bağlı olarak oluşan Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu (YBMD) hastalığının teşhisi olarak belirtebiliriz.



Şekil 24. Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu olmuş bir hastanın retina görüntüsü

Şekil 24.'de de görüldüğü gibi, retina üzerinde farklı görünüm ve geometrik özelliklere sahip birçok yapı bulunmaktadır. Retinada en düşük parlaklık değerine sahip olan yapı damarlardır. Büyük damarlar belli bir açıyla ve hiperbol şeklinde retina görüntüsünde en parlak değere sahip ve yaklaşık 1.5mm çapında yuvarlak şekilde olan optik diskte birleşmektedir. Makula ise sağ gözde optik diskin solunda , sol gözde ise sağında olmak üzere 5 mm çapında bir bölgede yer alır. Tüm bu nicel veriler lokalizasyon işlemlerinde kullanılabilir sabit değerlerdir.

Çalışmanın amacı YBMD hastalığının algılanıp bölütlenmesi olarak belirlenmiştir. Yapılan çalışmaları aşağıdaki akış diyagramı ile verebiliriz.



Şekil 25. YBMD bölütlemesi için akış diyagramı

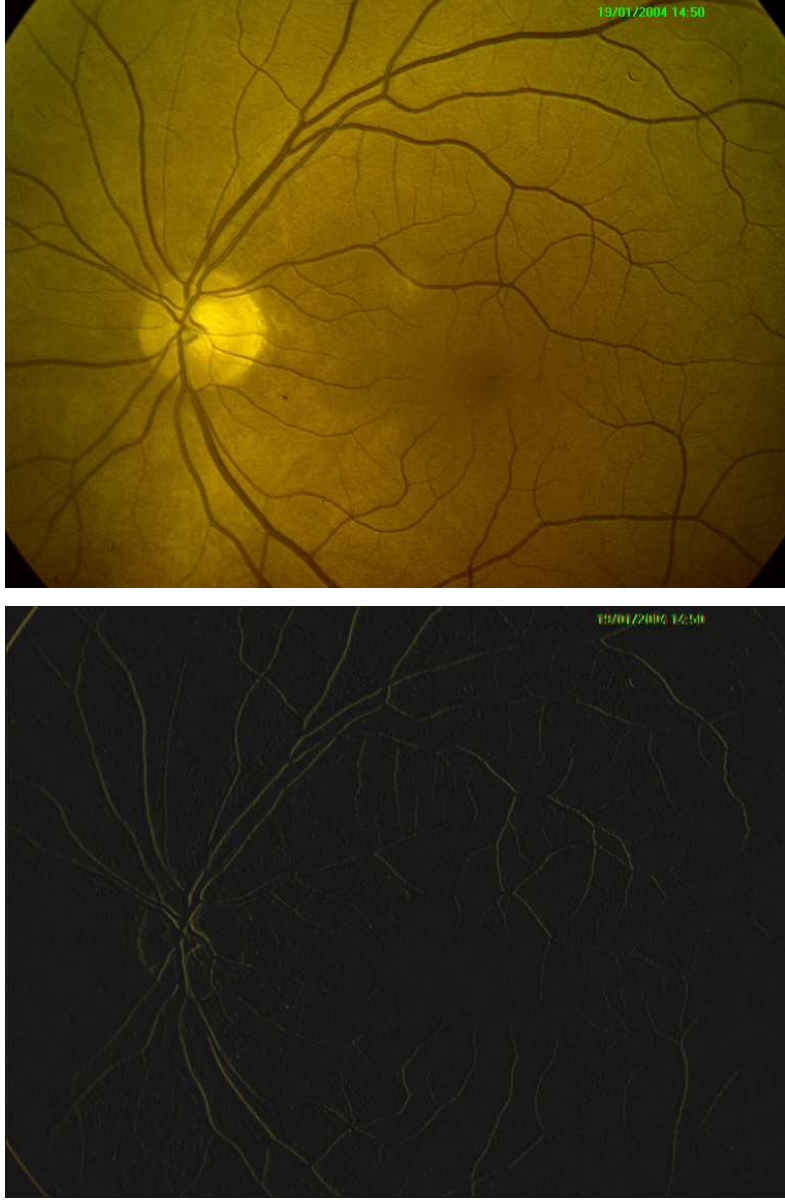
YBMD hastalığı adından da anlaşılabilceği gibi retinadaki sarı nokta olarak da bilinen makula bölgesinde oluşur. Retina üzerinde birçok çeşitli özelliklere sahip dokular bulunduğundan bölütleme yapılacak alan olan makulanın lokalize edilmesi gerekir. Çünkü, optik diskin rengi ve dokusu, hastalık sonucu oluşan drusen denilen parlak, sarı dokulara, çok benzer. Öyleyse optik diskin bir şekilde eliminasyonunun yapılması gerekir.

Çalışmanın lokalize olmuş makula bölgesinde yapılabilmesi için retina üzerinde referans alınabilecek sabit bir bölge olmalıdır. Buda optik disk olabilir. Literatürde optik diskin bölütlenmesi ile, ilgili birçok çalışma mevcuttur [15], [16], [17], [18], [19], [20], [25]. Bu çalışmalar incelenecek olursa, genel olarak optik diskin bir daire biçiminde geometrik yapısı, damarların bir hiperbol oluşturup optik diskte birleşmesi optik diskin dokusal özellikleri ve parlaklık değeri gibi istatistiksel ve geometriksel özelliklerinden faydalandığı görülür [16].

Bu çalışmada ilk olarak retina üzerinde optik diskin bulunduğu konum ve bu konuma göre incelenen görüntünün hangi göze ait olduğu bilgisi ile beraber makulanın optik diske göre sağda veya solda olduğu bilgisini elde edilmesi amaçlanmıştır. Elde edilen bu bilgiler ışığında makulanın çap ve etrafındaki kılcal damarların yoğunluğu göz önüne alınarak optik diskin konumu yardımıyla sabit bir dikdörtgen koordinat sistemi içerisinde alınarak lokalize edilir.

2.1. Dikey Kenar Bulma Filtresinin Uygulanması

Optik diskin algılanmasında damarların büyük bir rolü vardır. Damarlar optik disk üzerinde birleşirler ve burada yoğunlaşırlar. Damarlarla arka plan rengi farklı olduğundan dolayı bu iki fark arasında keskin kenarlar bulunabilir. Bu kenarların bulunması için dikey kenar bulma filtresi kullanılır.



Şekil 26. Dikey kenar algılama filtresinin uygulama sonucu

Kullanılan dikey kenar algılama filtreleri Sobel ve Prewitt olarak söyleyebiliriz. Yapılan çalışmalarda Sobel ve Prewitt dikey kenar algılama filtreleri arasında sonucu değiştirecek bir fark olmadığı saptanmıştır [13]. Kullanılan filtre matrisleri,

Tablo 2. Sobel ve Prewitt kenar algılama çekirdek filtre matrisleri ve katsayıları

<i>Sobel (Dikey)</i>			<i>Prewitt (Dikey)</i>				
$\frac{1}{4}x$	-1	0	1	$\frac{1}{3}x$	-1	0	1
	-2	0	2		-1	0	1
	-1	0	1		-1	0	1

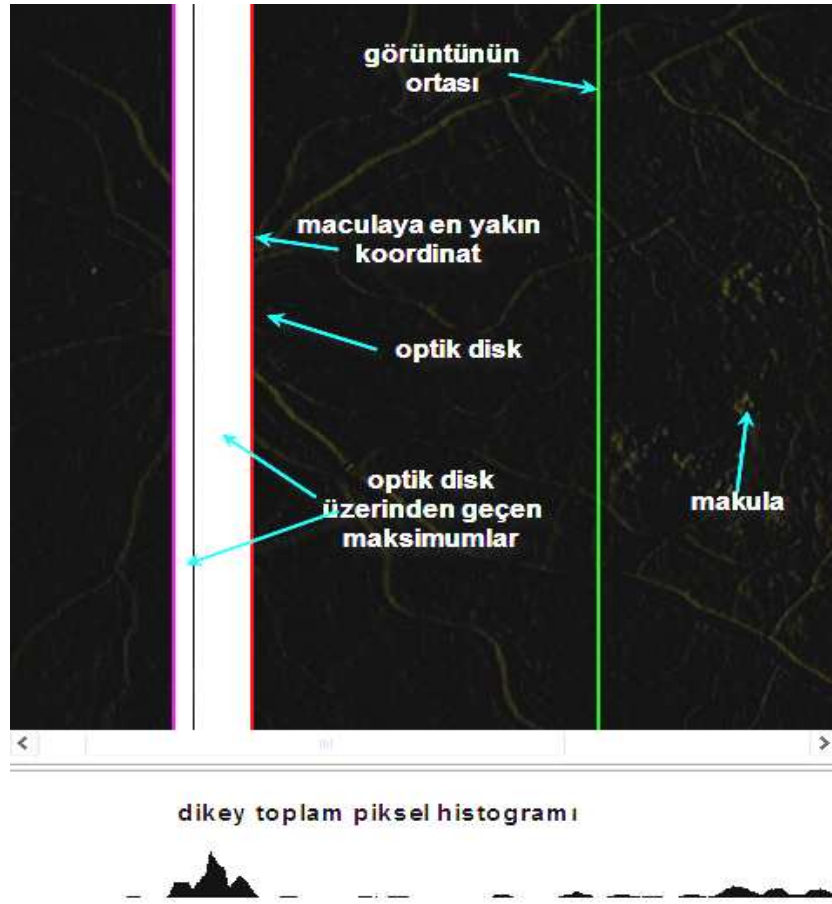
2.2. Optik Diskin Bulunması

YBMD hastalığının görüldüğü retinadaki makula bölgesinin lokalizasyonu için optik diskin bulunması gereklidir. Optik diskin bulunması için onun karakteristik özelliklerinden faydalanılır. Optik diskin bazı karakteristik özellikleri,

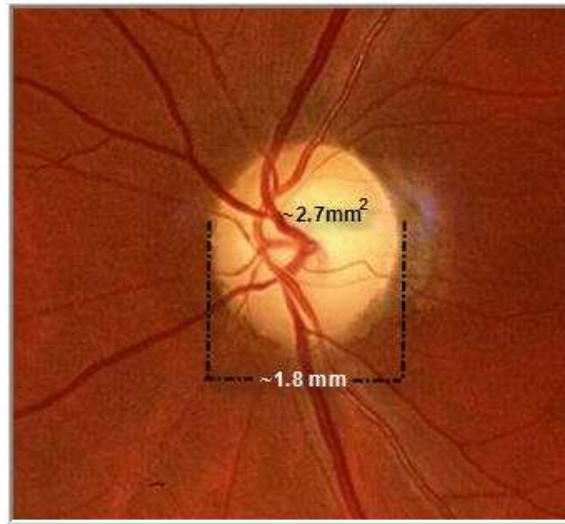
- Optik diskin parlaklık değeri,
- Çap uzunluğu (yaklaşık 1.8 mm),
- Alanı (yaklaşık 2.7 mm²),
- Retina üzerindeki damarların bir parabol çizerek optik disk bölgesinde kesişmesi,

şeklinde sıralayabiliriz. Görüntüsü de Şekil 28’de verilmiştir [15], [16], [17], [18], [19].

Bu çalışmada optik diskin bulunması için retina üzerindeki ana damarların optik disk üzerinde bir araya gelerek yoğun bir damar bölgesi oluşur. Burada her damar bir kenar oluşturur. Eğer retina görüntüsü üzerine yatay veya dikey bir kenar algılama filtresi uygulanırsa optik disk etrafında yoğun ve parlak kenarlar meydana gelecektir.



Şekil 27. Dikey toplam piksel histogramının uygulaması



Şekil 28. Optik Diskin karakteristik özellikleri

Filtrelemeden sonra görüntünün dikey toplam histogramı alındığında parlak kenarların olduğu bölgelerin histogram değerleri de yüksek olacaktır. En yoğun kenar bölgeleri de optik disk üzerinde olduğundan, optik diskin dikey koordinatı üzerinde bir maksimum histogram değeri bulunacaktır.

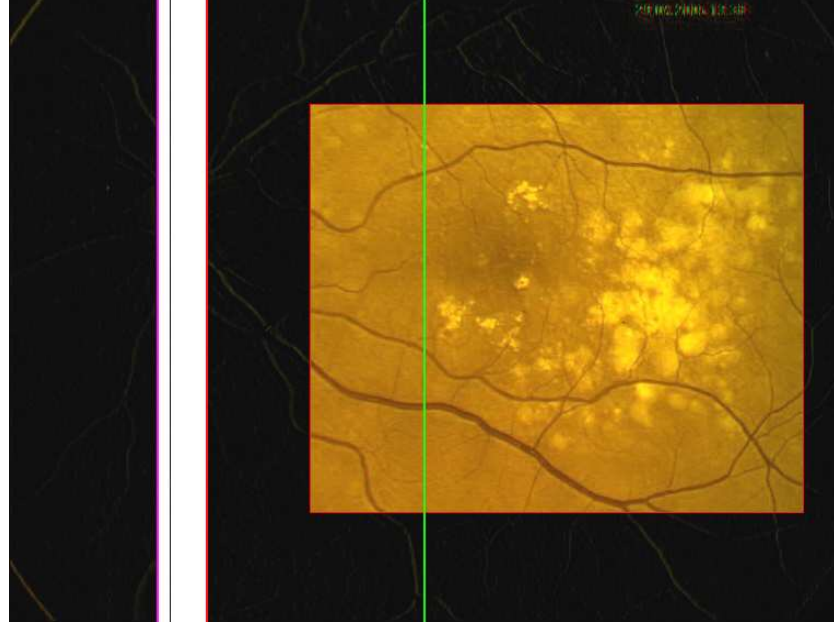
Şekil 27.'deki dikey toplam histogramda görüldüğü gibi, optik disk üzerindeki görüntünün y eksenleri maksimum değerlere sahiptir. Maksimum değer belli bir eşiği altındaki diğer y koordinatları da alınır, tam optik disk üzerinde belli bir aralık meydana gelir. Optik disk bu aralığın içerisinde bulunur. Burada önemli olan optik diskin hangi göze ait olduğudur. Şekil 27.'deki optik disk görüntünün sol yarısında bulunduğu için makula, optik diskin sağ tarafında yer alır. Bu bilgide, histogram üzerindeki maksimum nokta (Max), görüntünün orta çizgisinin (Orta) sağında veya solunda olma konumuna göre elde edilir. Kısaca (19)'daki şart bağıntısıyla bulunabilir.

$$OptikDisk = \begin{cases} Sağda, & \text{Eğer } Max > Orta \\ Solda, & \text{Eğer } Max < Orta \end{cases} \quad (19)$$

Sağlıklı retina görüntülerinde optik diskin algılanmasındaki başarı oranı oldukça yüksek çıkmıştır. Bu sonuçlar, tezin sonuçlar kısmında yer alacaktır. Çalışmanın amacı YBMD hastalığına sahip retina görüntülerinde çalışmaktır. Hastalıktan dolayı meydana gelen drusenlerin oluşturduğu yapılar, dikey kenar filtresi uygulandıktan sonra tıpkı damarlarda oluşan kenarlar gibi parlak keskin değerler oluşabilir. Dolayısıyla hesaplanan dikey toplam histogramın maksimum noktaları bu drusenlerin yoğun olduğu bölgelere kayabilir ve optik diski bulma işlemleri hata ile sonuçlanabilir. Ortaya çıkan bu problem yine parlaklık değerlerinden çözülebilir. Drusenler parlak ve sarı yapıya sahip olduğundan, sobel veya prewitt filtresi uygulandıktan sonra bu drusenlerin parlaklık değerleri hala yüksek çıkmaktadır. Öyleyse bu bilgi kullanılarak, dikey toplam histogram belli bir eşik altında yeniden çizilebilir. Yapılan deneyler sonucunda, retina görüntüsü üzerinde uygulanan sobel veya prewitt filtrelerinden sonra üst parlaklık değeri 25 ve alt parlaklık değeri 10 olmak üzere bu aralık içerisine giren parlaklık değerleri göz önüne alınarak dikey toplam histogram yeniden hesaplanmıştır. Sonuç olarak görülmüştür ki, bu aralıktaki alınan parlaklık değerleri histogramında maksimum nokta yine optik disk üzerinde yer almıştır.

2.3. Makulanın Lokalizasyonu

Optik diskin yeri bulunduktan sonra geometrik ve konumsal bilgiler yardımıyla makulanın yerinin tespiti zor değildir. Normal bir retinada makula, optik diskle 15° yapacak şekilde sağ gözde optik diskin solunda, sol gözde ise optik diskin sağında yer alır.



Şekil 29. Makula lokalizasyonu

YBMD hastalığı makula bölgesinde ve ana damarların çizdiği hiperbolun arasında geniş bir alana yayılmış olabilir. Bu sebepten dolayı makulayı lokalize ederken optik diskin bulunduğu aralıktaki sınır doğruları göz önüne alınır. Eğer, optik disk sağda ise aralığın minimum indeksli doğrusu, optik disk solda ise aralığın maksimum aralıklı doğrusuna göre makulanın bulunduğu alan tespit edilir.

Optik diskin bulunmasının ardından, makulaya en yakın olan optik disk üzerindeki maksimum noktadan 100 piksel makulaya doğru 100'er pikselde üst ve alttan olmak üzere makula bölgesi belirlenir.

2.4. İstatistiksel Tabanlı Bölütlenme Uygulaması

YBMD hastalığının bölütlenmesi çalışmanın amacı olarak belirlenmişti. Retina üzerinde YBMD hastalığıyla ilgisi olmayan bölgeler çıkartılıp makula lokalizasyonu gerçekleştirildi. Çalışmanın bu aşamasında, YBMD hastalığının bölütlenmesi ile ilgili yöntemler irdelenecektir.

Retina görüntüsüne genel olarak bakıldığında, ilk olarak retina dokusu, damarlar, optik disk, makula ve varsa hastalıklardan medya gelen sağlıklı bölgeler görülür. Bu yapıların hepsi birbirinden farklı istatistiksel ve geometriksel yapılara sahiptir. Çalışmanın amacı hastalık nedeniyle oluşan parlak sarı renkte bulunan drusenlerin bölütlenmesiydi. Bu çalışmada öncelikle sağlıklı dokular ve damarların bölütlenmesi ele alınmıştır. Bölütlenen alanın tersi alındığında geriye YBMD sonucu meydana gelen drusenler ortaya çıkacaktır.

İstatistiksel olarak bir bölgenin benzeri, o bölgenin dağılımı, varyansı, standart sapması ve ortalaması gibi değerleri karşılaştırarak bulunabilir. Doku analizinde en çok kullanılan yöntemlerden biride istatistiksel verilerden faydalanılarak yapılan bölütlenme işlemidir. Görüntü üzerindeki istatistiksel verilerin benzetim yöntemi olarak da söylenebilir. Bu benzetme yöntemi elbette bir hata eşiği (T) altında gerçekleştirilir. Örneğin, iki çekirdek görüntünün ortalama karşılaştırması yapılsın. μ_1 birinci görüntünün, μ_2 ise ikinci görüntünün ortalamaları olmak üzere;

$$R(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{Eğer } |\mu_1 - \mu_2| < T \\ 0, & \text{diğer durumlarda} \end{cases} \quad (20)$$

Burada ortalamalar farkı T hata eşiğinin altında ise $R(x,y)$ değeri 1 olur ve ortalamalar birbirine benzerdir denilebilir.

Çalışmada kullanılan istatistiksel benzetim metodunun ilk adımı olarak, retina dokusu denilen sağlık bölge dokusunu temsil edebilecek en küçük görüntü boyutunu ve bunun istatistiksel değerlerinin bulunması olayı gerçekleştirilir. Temsil görüntüsüne, Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ) denilebilir.

2.4.1. Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ)

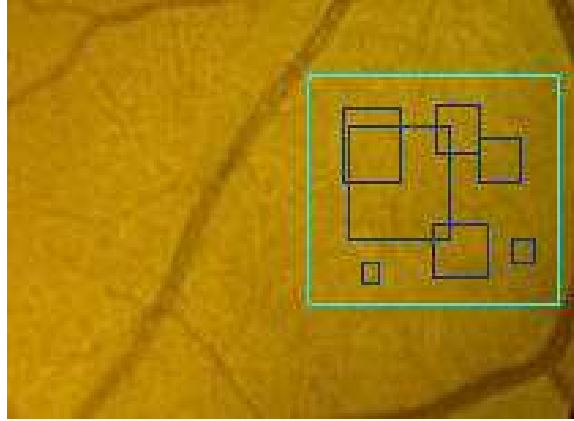
Bir dokunun istatistiksel verilerini temsil eden Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ)'nin belirlenmesi, bölütleme işlemi için çok önemlidir. Çünkü KTİ'nin boyutu değiştiğinde, içermiş olduğu istatistiksel değerlerde değişecektir. Bu da matematiksel olarak ortalama ve varyansı değişmesi anlamına gelir. Örnek verilecek olursa, bir ülkede seçimlerden önce birçok anket yapılır. Anket sonuçları ülke bazında genelleştirilerek, ülke genelinde tüm partilerin oy dağılımı yüzdeler biçiminde verilir. Halbuki anket tüm ülkedeki seçmen üzerinde uygulanmamıştır. Ülkenin her yerinden rastgelelik çatısı altında seçmenler seçilmiş ve bu seçmenlerin kararları tüm ülkenin kararı olarak genelleştirilmiştir. Buna istatistikte örneklem seçimi denir. Örneğin ankete katılan 2007 seçmenin kararı, tüm ülke seçmenlerinin hangi partilere oy verecekleri hakkında tahmin yürütmeye yarar. KTİ de, bir dokunun örnekleme olarak ele alınabilir.,

2.4.1.1. Karakteristik Temsil İmgesinin (KTİ) Boyutunun Belirlenmesi

Anket örneğinde anlatıldığı gibi örneklem seçimi rastgele olmak zorundadır. KTİ'nin seçimi de istatistiksel bir anlamı olması adına, doku üzerinde rastgele örneklerin seçilmesi ile yapılır. Temsili yapılacak dokunun sınırları içinde onu temsil edebilecek en küçük boyutlu çekirdek kare, tohum bölgesi olarak rastgele seçilir. Seçilen bu tohumun gri seviye histogram dağılımı hesaplanır. Hesaplanan bu histogram dağılım vektörü önce yumuşatılır (smoothing) sonra maksimum değere sahip vektör elemanı 100 olmak üzere tüm değerler normalize edilir. Normalize edilmiş histogram üzerinden ortalama parlaklık seviyesi ve sayısı, varyansı ve standart sapması gibi istatistiki bilgiler hesaplanılarak kaydedilir. Rastgele olarak doku üzerinde temsil karesi boyutunda kaç adet örnek alınacağı kullanıcı tarafından belirlenebilir. İlk olarak seçilen tohum bölgesinin boyutu ile aynı boyutta olan örnek temsil kareleri, temsili yapılacak dokunun sınırları içinde farklı ve rastgele koordinatlarda seçilerek, aynı tohum bölgesi gibi dağılım özellikleri hesaplanır. Burada örnek temsil karelerinin hesaplanan her bir histogram ortalaması ile tohum karesinin histogramının ortalamaları üst üste karşılaştırılır ve ortalamadan standart sapma değeri kadar aşağı ve yukarı değerler arasında kalan aralıkta karşılaştırma yapılır. Karşılaştırma sonucu ortaya çıkan farklar örnekler arasındaki hatalardır ve bu hata

farkların mutlak değeri içerisinde toplanmasıyla hesaplanır. Seçilen kare boyutundaki örneklem için tüm hatalar kümülatif olarak toplanır ve o kare boyutunun temsil hatası hesaplanmış olur. Kümülatif hata hesaplama işlemi, daha önce belirlenen maksimum kare boyutuna ulaşılan kadar tüm örneklem kare boyutları için hesaplanır. Hesaplanan kümülatif hata değerlerinden, komşu kareler arası farkın fazla olmadığı ve en düşük değere sahip olan kare boyutu Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ)'nin boyutu olarak seçilir. KTİ, işlem yapılacak dokuyu istatistiki olarak temsil edebilecek ve görüntü içinde dolaştırılabilecek bir tarama karesi olarak belirlenmiştir.

Şekil 30.'da bir retina görüntüsünden alınan örnek sağlıklı bir doku alınmıştır. Şekil 30.'da görülen en dıştaki dikdörtgen örneklem testinin yapılacağı bölgenin sınırlarını belirler. Diğer karelerde 2x2 boyutundan 50x50 boyutuna kadar alınan örnek kareleri göstermektedir. Her boyut kare için bölge sınırlarını aşmamak üzere 100'er örnek deneme seçilerek ilk tohum karesiyle karşılaştırıp birer kümülatif hata değeri hesaplanmıştır.



Şekil 30. Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ)'nin hesaplanmasını

Denemeler sonucunda oluşan boyut-kümülatif hata grafiği aşağıda verilmiştir. Şekil 31.'de görüldüğü gibi yaklaşık 7x7'lik bir boyuttaki örnek tüm dokuyu temsil edebilecek hata değerleri minimum olan KTİ boyutu olarak söylenebilir.

$f(x, y)$: l boyutlu dokunun x, y koordinatlarındaki pikselin parlaklık seviyesi olmak üzere;

$$\mu_l = \frac{\sum_t [H_t, t]}{\sum_t [H_t]} \quad (21)$$

$$\sigma_l^2 = \frac{\sum_x \sum_y [f(x, y) - \mu_l]^2}{\left(\sum_t H_t \right) - 1} \quad (22)$$

$$\sigma_l = \sqrt{\sigma_l^2} \quad (23)$$

şeklinde verilir.

2.4.1.3. Hata Hesabı

Hata hesabını gerçekleştirmek için hem l boyutlu ilk olarak seçilen tohum kare, hem de deneme karelerine ait birer standart sapmanın iki katı kadar üst ve alt sınır alınarak belirlenen boyutta bir vektör oluşturulur. Yani vektörün boyu, standart sapmanın dört katı ve birde ortalama değer eklenerek oluşturulur. Oluşan bu vektörlerin karşılaştırma için çıkarılacak orta elemanları, her bir histogramın ortalama parlaklık seviyesinin frekansına denk gelmektedir.

$$D_t = [H_{t\mu-2\sigma}, \dots, H_{t\mu-1}, H_{t\mu}, H_{t\mu+1}, \dots, H_{t\mu+2\sigma}] \quad (24)$$

$$D_d = [H_{d\mu-2\sigma}, \dots, H_{d\mu-1}, H_{d\mu}, H_{d\mu+1}, \dots, H_{d\mu+2\sigma}] \quad (25)$$

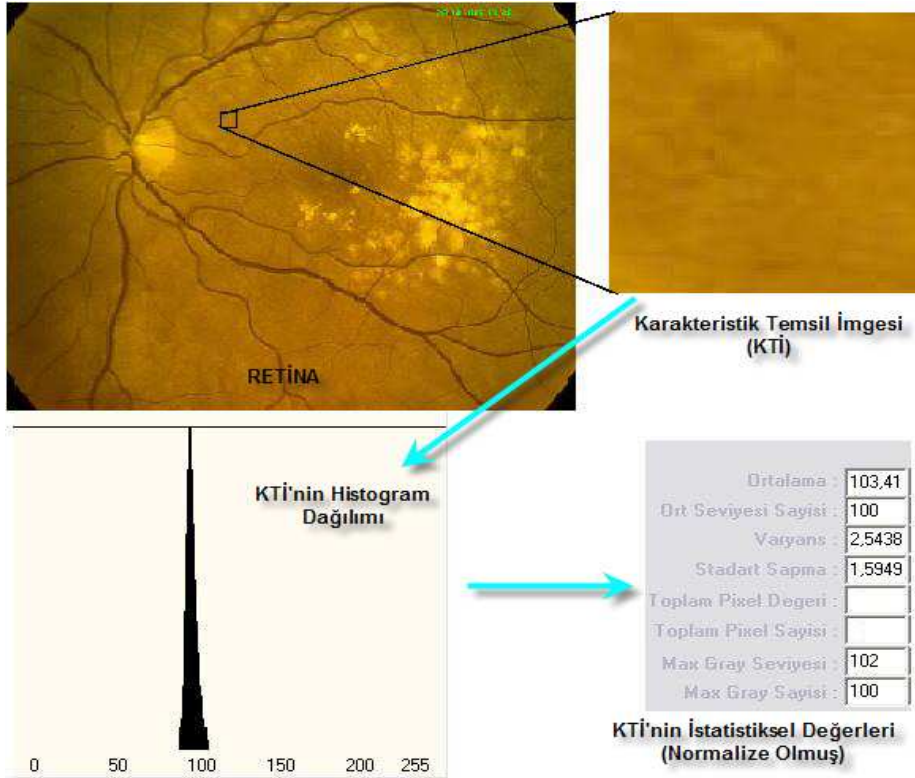
D_t, D_d sırasıyla tohum ve deneme hata hesabı için karşılaştırma vektörleri olmak üzere \mathcal{E} kümülatif hata değeri bu iki vektörün elemanlarının farkının mutlak değerlerinin toplamı olarak ifade edilir. (26)

$$\varepsilon = \sum |D_i - D_d| \quad (26)$$

İki dağılım vektörü ortalamada karşılaştırıldıktan sonra standart sapmanın iki katı kadar öncesi ve sonrası aralığında tüm parlaklık seviyelerine ait normalize histogram değerlerinin farkları alınarak toplanır. Bu toplam her denemeden elde edilerek mevcut boyut için toplam kümülatif hata değeri bulunur.

2.4.2. İstatistiksel Olarak YBMD'nun Bölütlenmesi

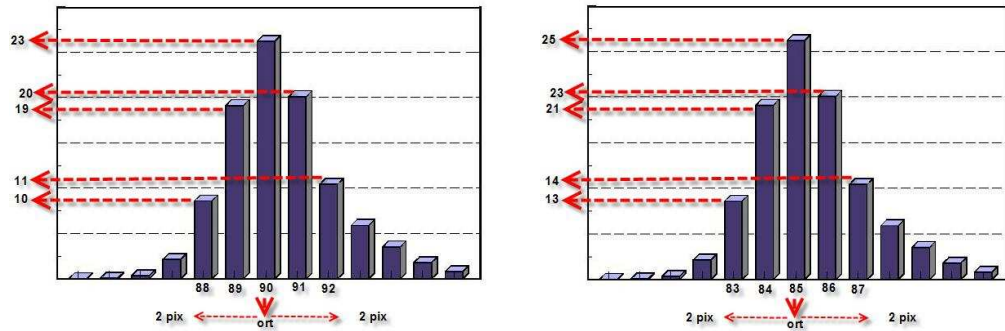
Retina dokusunun taranıp YBMD hastalığının bölütlenmesi için kullanılacak olan, sağlıklı retina dokusunu temsil eden en küçük KTİ boyutu bulunmuştu. Buradaki amaç, sağlıklı retina dokusundan bir referans KTİ karesi elle seçilip, bütün retina görüntüsünün bu referans KTİ ile dağılımlarının karşılaştırılıp, benzer dağılımlara sahip olan kısımları sağlıklı olarak işaretlemektir. Buradaki dağılımların karşılaştırılması KTİ'nin optimum boyutu bulunurken yapılan dağılım karşılaştırılmasına benzemektedir [23].



Şekil 32. Retina üzerinde KTİ'nin seçimi ve istatistiksel verileri

2.4.2.1. Histogram Dağılımlarının Karşılaştırılması

Retina görüntüsünde ilk olarak sağlıklı bölgeden referans bir KTİ seçilir. Seçilen KTİ'nin boyutu daha önce bulunan optimum kare boyutu kadardır. Şekil 32.da görüldüğü gibi KTİ'nin dağılım histogramı ve istatistiksel verileri tüm retina üzerindeki pikseller taranmadan önce karşılaştırma için kaydedilir. Karşılaştırma işlemi iki değer karşılaştırılarak yapılır. Bunlardan biri ortalama diğeri de maksimum parlaklık değeridir. Şekil 31.de KTİ'nin ortalaması 103,41 ve maksimum parlaklık değeri ise 102'dir. Bu çalışmada her iki değere göre de karşılaştırma yapılmıştır. Karşılaştırma, KTİ'nin ortalama yada maksimum parlaklık değeri ile taranan retina görüntüsü üzerinden gelen KTİ boyutundaki doku parçalarının ortalama veya maksimum değerleri üst üste karşılaştırılıp, histogramda çakışan bu noktanın alt ve üst parlaklık değer frekanslarının mutlak değer farkları kümülatif olarak toplanır. Çıkan kümülatif toplamlar normalize edilerek daha önceden belirlenen hata eşiği sınırları içerisinde ise KTİ boyutundaki taranan karenin ortasındaki piksel işaretlenir ve taranacak olan kare bir piksel kayarak aynı değerler yeniden hesaplanır ve karşılaştırılır. Görüntünün hepsi tarandıktan sonra sağlıklı retina dokuları bölütlenmiş olur.



Şekil 33. KTİ ile taranan görüntülerin histogram dağılımlarının karşılaştırılması.

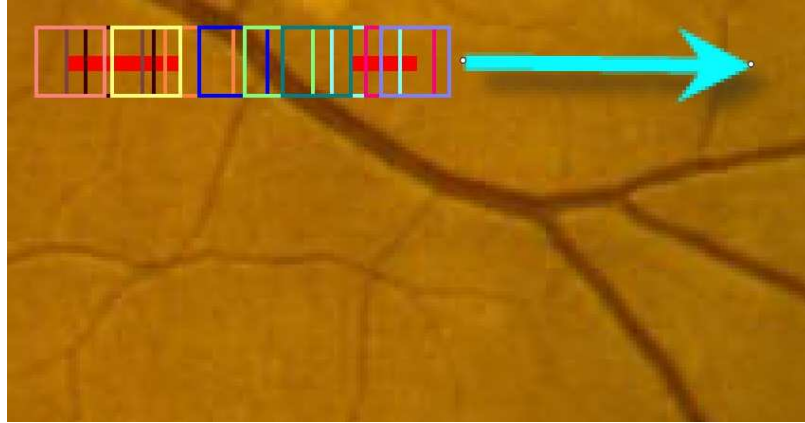
$$\text{Mutlak_Hata} = |88[10] - 83[13]| + |89[19] - 84[21]| + |90[23] - 85[25]| + |91[20] - 86[23]| + |92[11] - 87[14]|$$

$$\text{Mutlak_Hata} = 3 + 2 + 2 + 3 + 3 = 13$$

Burada 0 – 255 arasındaki parlaklık histogramının her bir değeri bir dizi indeksi olarak kabul edilirse 88[10], 88 değerlikli parlaklığın frekansının 10 anlamına gelmesi demektir. Burada kümülatif mutlak hata 13 çıkmıştır. Eğer kabul edilebilir hata eşiğimiz 13'ten büyükse Şekil 33.'deki dağılım histogramları birbirine benzerdir denir. Bir başka deyişle dokuların dağılımları benzerdir ve aynı dokunun devamıdır denilebilir.

2.4.2.2. Benzer Dağılımlı Alanların İşaretlenmesi

KTİ görüntü üzerinde dolaştırılırken referans görüntü ile dağılımları karşılaştırılıp aynı doku olup olmadığına karar veriliyordu. Eğer karşılaştırılan bölgenin çıkan sonuçları hata eşiği sınırları içerisinde ise karenin matris elemanlarından ortadaki piksel elemanı işaretlenir ve bu piksel bölütleme sınırları içerisine alınır.

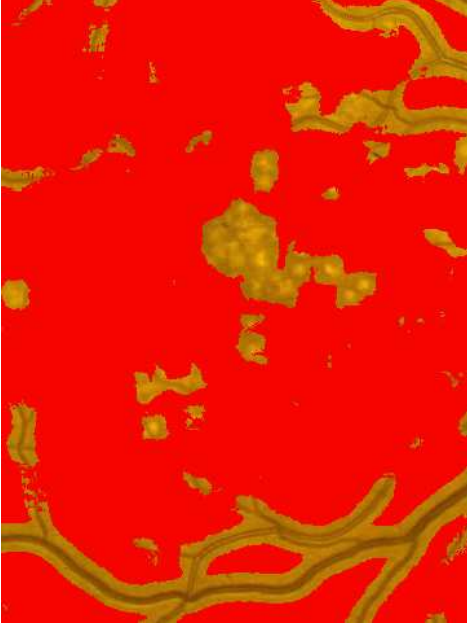


Şekil 34. Retinanın taraması ve KTİ'ye benzeyen alanların işaretlenmesi

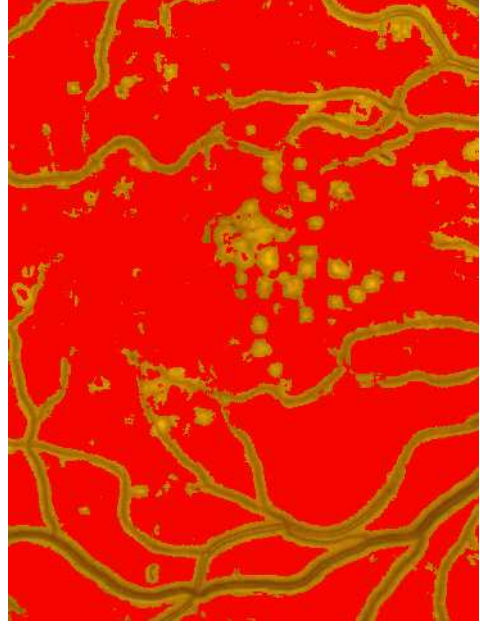
Şekil 34.'de görüldüğü gibi, KTİ boyutunda görüntü üzerinde tarama işlemi yapılmaktadır. Eğer tarama karelerinin dağılım özellikleri KTİ'ye benziyorsa ortadaki piksel işaretlenir. Tarama esnasında damar dokusu veya başka doku içeren karelerin dağılımları farklı olduğu için karelerin orta kısımları işaretlenmemiştir.

$$G(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{Eğer } |\mu_{KTİ} - \mu_i| \leq \varepsilon \\ 0, & \text{Eğer } |\mu_{KTİ} - \mu_i| > \varepsilon \end{cases} \quad (27)$$

(27)'de $G(x,y)$ işaretlenecek olan piksel, μ_{KTI} KTİ'nin ortalaması, μ_i taranan görüntü üzerinde taranan kare dikdörtgenlerin ortalaması ve ε ise önceden belirlenen hata eşiği değeridir. Bu şartlar altında, retina dokusu, arka plan olarak bölütlenmiş olur. Geriye damarlar, lezyonlar, optik disk gibi farklı dağılım gösteren yapılar kalmıştır.



Şekil 35. KTİ boyutu 21x21 ise



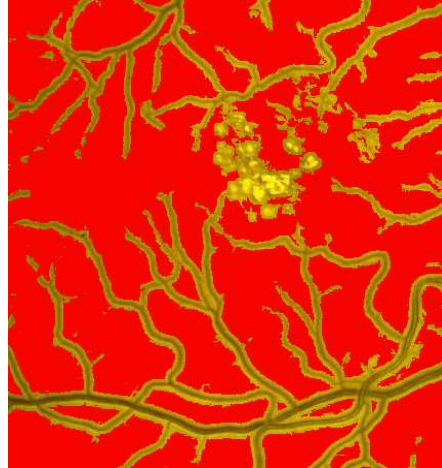
Şekil 36. KTİ boyutu 9x9 ise

Burada KTİ'nin boyutu çok önemlidir. Şekil 35.'de görüldüğü gibi büyük boyutlu bir KTİ seçilirse retina dokusunu içermeyen alanlar, dağılımı değiştirdiği için bölütleme oranı düşer. Bir başka deyişle Şekil 34.'deki görüntüde kare boyutu büyük olursa damarlara yakın retina dokularının bölütlenmesi azalır. Aksine Şekil 36.'daki küçük boyutlu seçilen KTİ damarların ve diğer yapıların kenarlarının bölütlenmesi açısından daha iyi sonuç verir. Çünkü küçük boyutlu KTİ'ler, damarların yakınına dağılımları bozulmadan yaklaşırlar. Bu da bölütlenmiş alanın büyük olmasını sağlar.

2.4.2.3. Bölütleme Sonucu Çıkan Damarların Eliminasyonu

Kısmi olarak, damarlar ve diğer yapıların haricinde retina dokusunun bölütlenmesi gerçekleşmişti. Amaç, makula dejenerasyonu hastalığının bölütlenmesi olduğu için diğer tüm yapıların elimine edilmesi gerekir. Şekil 37.'de görüldüğü gibi, istatistiksel bölütleme

yönteminin uygulanmasından sonra geriye makula bölgesinde damarlar ve YBMD sonucunda oluşan drusenler kalmıştır [21], [22], [24], [25].



Şekil 37. Retinada damar eliminasyonu

Burada amaç doğrultusunda damarların elimine edilmesi gerekmektedir. Şekil 37a'da görüldüğü gibi damarların parlaklık oranı hem drusenlerden hem de retina dokusundan daha düşüktür. Ayrıca makula bölgesinin dokusal yapısından kaynaklanan düşük parlaklık bölütlemeyi etkilemektedir. Öyleyse parlaklık değeri burada ayırt edici bir özellik olarak kullanılabilir. Bu bağlamda bölütleme esnasında bir T eşik değeri kullanılarak damarların ve makula dokusunun eliminasyonu gerçekleştirilebilir.

$$G(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{Eğer } |\mu_{KTI} - \mu_i| \leq T \\ 0 & \text{diğer durumlar} \end{cases} \quad (28)$$

(28) bağıntısındaki KTI'nin ortalaması μ_{KTI} ile taranan karelerin ortalamaları μ_i farkı T eşik değerinden küçükse taranan kare, KTI'nin dağılımıyla karşılaştırılmadan direk olarak işaretlenir. Böylece damar ve damar gibi retina dokusunun parlaklığından daha az parlaklığa sahip dokular karşılaştırma işlemine tabii tutulmadan sağlıklı olarak bölütlenir. Bu bölütleme sonucunda Şekil 37.c'de görüldüğü gibi parlaklık değerleri yüksek olan drusenler ortaya çıkar [21], [22], [24].

2.4.2.4. Bölütlenmiş Sağlıklı Alanların Tersinin Alınması

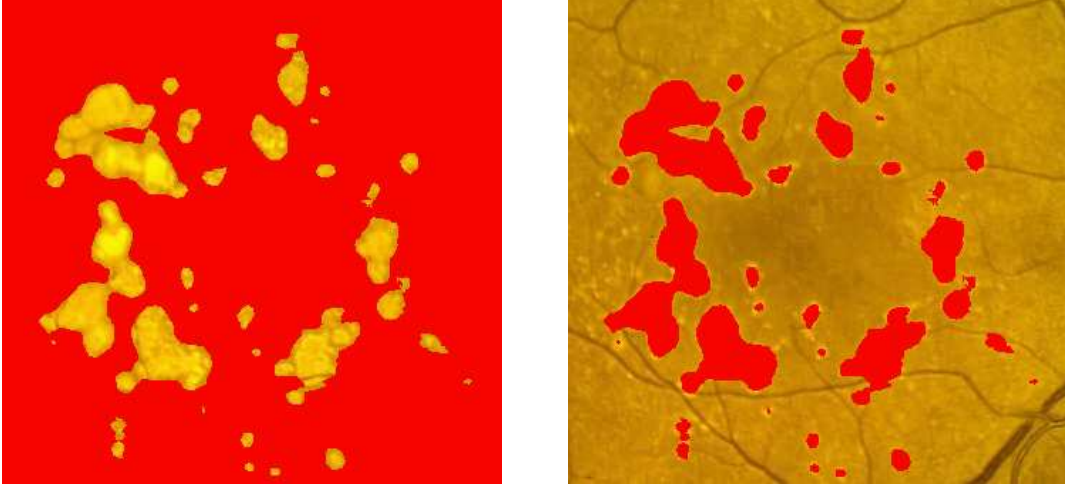
Şekil 37.c'de YBMD hastalığına bağlı olarak gelişen yüksek parlaklık değerlerine sahip drusenler, damarların ve retina dokusunun eliminasyonu sonucunda bölütlenmişti. Amaç, YBMD hastalığına bağlı drusenleri tespit edip, oluşan bu drusenler hakkında nicel veriler elde etmektir. Sağlıklı retina dokusu ve damarların bölütlenmesi sonucu bölütleme ters yönden yapılmıştır. O halde, mevcut bölütlenmiş görüntünün tersi alındığında yani bölütlenmiş alanlarla bölütlenmemiş alanlar yer değiştirildiğinde drusenler bölütlenmiş duruma geçecektir.

Şekil 38.'de damarlar ve retina dokusu bölütlenmiş makula bölgesinin tersi alındığında sadece drusenlerin bölütlendiği görülmektedir.

Bölütlenmiş sağlıklı alanların tersinin alan işlemin genel çalışma mantığı,

$$f(x, y) = \begin{cases} \text{orjinal} & \text{Eğer } g(x, y) = \text{kırmızı} \\ \text{kırmızı} & \text{Eğer } g(x, y) = \text{orjinal} \end{cases} \quad (29)$$

(29) bağıntısında, Şekil 38.'deki orijinal renkte yani drusenlere ait olan pikseller kırmızıya , kırmızı olan pikseller ise orijinal görüntüye çevrilmiştir.



Şekil 38. Bölütlenmiş Sağlıklı Alanların Tersinin Alınması

2.4.3. Bölge Büyütme Yöntemiyle YBMD Hastalığının Bölütlenmesi

Bölge büyütme (Region Growing), görüntü üzerindeki farklı dokuları, kendilerine özgü nicel, morfolojik, konumsal, renksel vb. özelliklerin çıkartılmasıyla birbirinden ayırma yöntemlerinden biridir. Bölge büyütme yöntemi, komşu piksel analiz işlemine dayanır. Bölütlenmesi istenilen dokudan bir tohum olarak ve bu tohumun hemen komşusundan başlayıp belli bir eşik değeri altında bölütleme olayına başlanır. Komşu tabanlı karşılaştırma yöntemine dayanan bölge büyütme, görüntü sonuna gelene kadar bölütlenmesine devam eder.

Bölge büyütme tabanlı sistemlerde, tohum seçimi tek bir pikselle olabileceği gibi belli bir bölge seçilip bu bölgenin ortalaması alınarak da uygulanabilir. Retina dokusunun bölütlenmesinde bölge tabanlı tohum seçimi yapılmıştır. (30) bağıntısında μ_R seçilen bölgenin ortalaması olarak atanır.

$$P(R) = \begin{cases} \text{Kabul} & \text{Eğer } |f(j,k) - \mu_R| \leq \Delta \\ \text{Red} & \text{diğer durumlarda.} \end{cases} \quad (30)$$

Bağıntısında μ_R ortalaması sabit alınabileceği gibi R bölgesine yeni dahil edilen pikselin değeri de katılarak yeniden hesaplanıp güncellenebilir [9]. Güncellenen ortalama kullanıldığında bölütleme oranı daha yüksek olacaktır. Özellikleri daha keskin bölgeler için bölütlemenin doğruluğu açısından sabit ortalama kullanılması daha avantajlıdır.

2.4.3.1. Tohum Seçimi

Bölge büyütme yönteminin ilk ve en önemli aşaması tohum seçimidir. Tohum seçimi, görüntü üzerinde bir piksel olabileceği gibi bir bölgenin ortalaması da olabilir. Ayrıca görüntü üzerinde birden çok tohumda seçilebilir.

Bu çalışmada tohum seçimi bölgesel olmuştur. Bunun nedeni, bölütlemek istediğimiz retina dokusunun saf veya bir başka deyişle tek renk bir yapıya sahip değildir. Dolayısıyla tohum seçimi retina dokusu üzerinden alınan bir bölgenin parlaklık ortalaması değeri alınarak yapılmıştır [9].

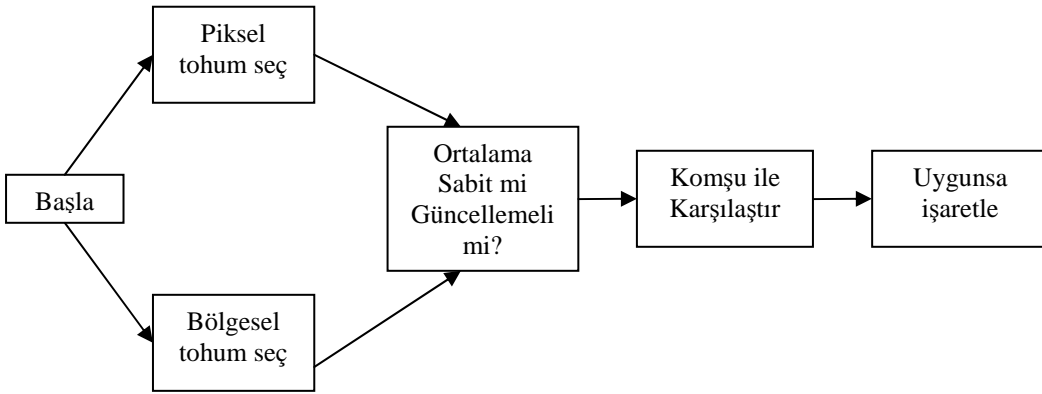
Bölütleme, tohum olarak seçilen bölgenin hemen komşu piksellerinden başlayarak gerçekleştirilmiştir.

2.4.3.2. Bölge Büyütme Yönteminin Uygulanması

Bölge büyütme yöntemi, tohum olarak sağlıklı retina dokusu üzerinde bir bölge seçilip bu bölgenin ortalaması tohum değeri olarak alınıp komşu piksellerin karşılaştırılması şeklinde uygulanmıştır. Bölgeye giren piksellerin değerleri de eklenerek yeniden bir bölge ortalaması hesaplanmış ve bir sonraki piksel bu yeni ortalama değerine göre karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma belli bir hata eşiği altında yapılmıştır. Bu hata eşiği kullanıcı tarafından seçilebildiği gibi, tohum olarak seçilen ilk bölgenin standart sapması da alınabilmektedir. Ayrıca bu standart sapma yine kullanıcının seçebileceği bir katsayı ile çarpılıp hata eşiği aralığı genişletilebilir.

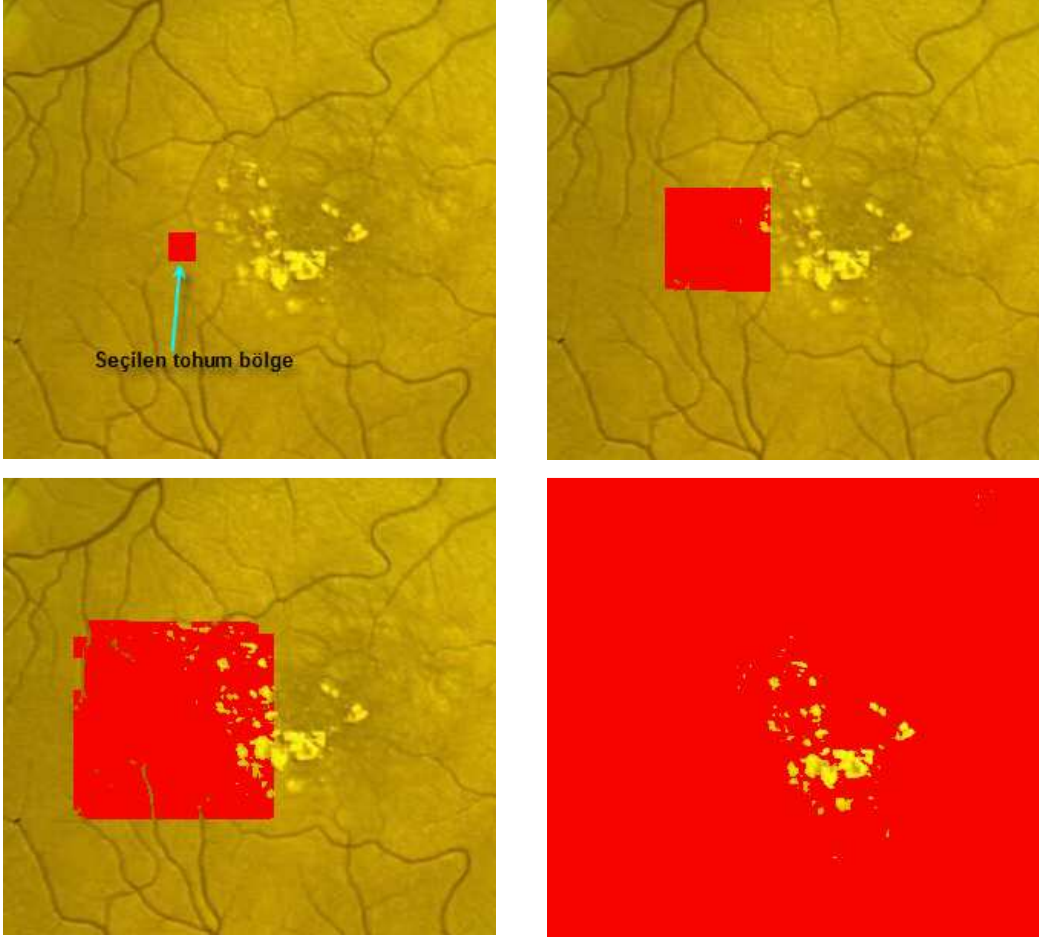
Tohum bölgesi ve hata eşiği seçildikten sonra tohum olarak belirlenecek olan tohum bölgesinin ortalama değerinin sabit mi yoksa güncellemeli mi olacağına karar verilir. Yapılan karşılaştırmalarda güncellemeli ortalama daha iyi sonuç verildiği gözlenmiştir. Bunu sebebi de retina dokusunun birbirine yakın fakat değerleri arasında fark olabilecek yapıda olmasıdır. Bu neden tohum olarak bu farklı piksellerin ortalamalarının alınması daha uygun olacaktır [9].

Bölge büyütme yönteminin uygulamasını adımlar halinde gösterecek olursak;



Şekil 39. Bölge büyütme yöntemi adımları

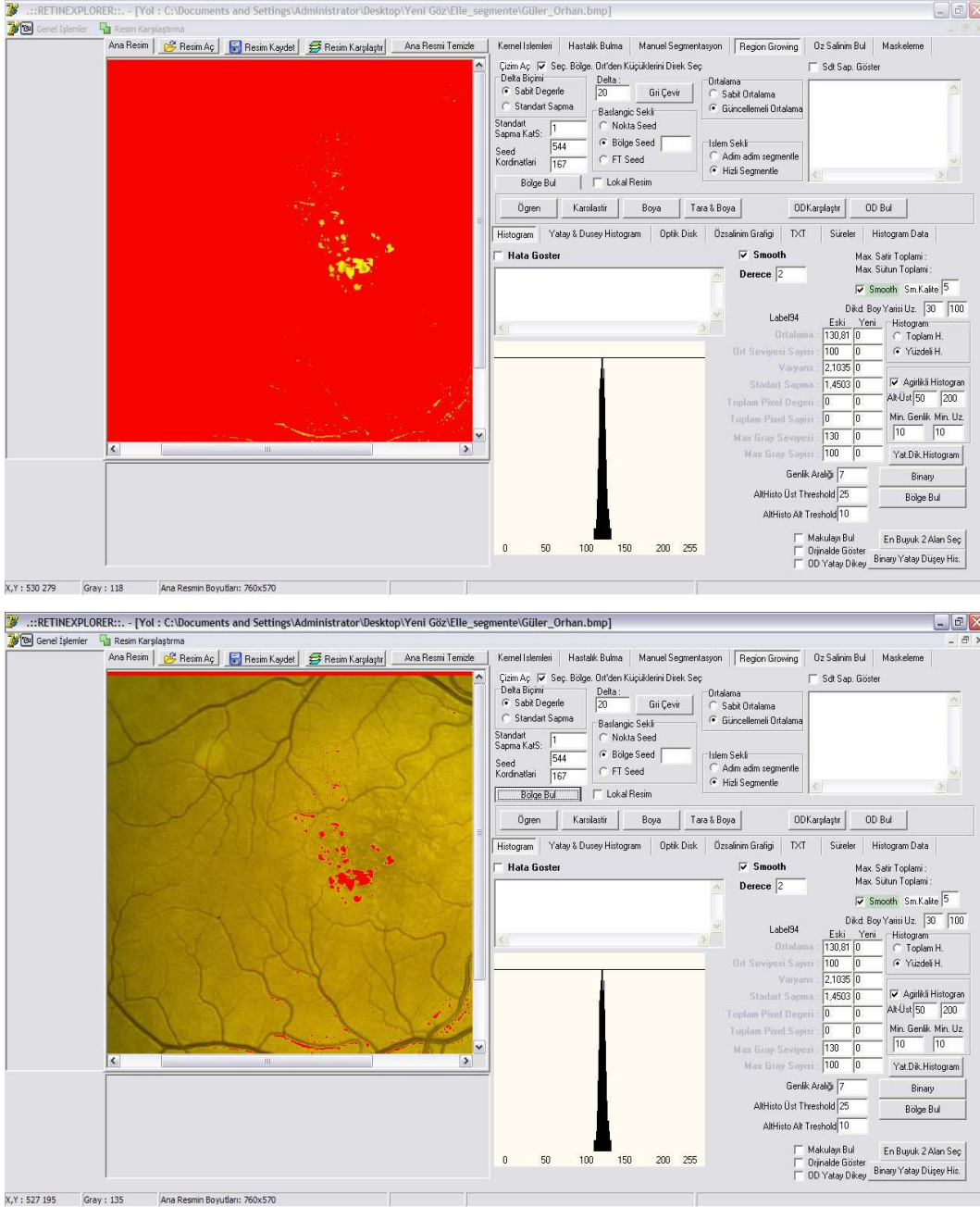
Retina dokusunun bölütlenmesi için kullanılan bölge büyütme yönteminin uygulamadaki bazı adımları Şekil 40.'da gösterilmiştir. Buradan da görüldüğü gibi yapılan bölütleme seçilen bölgenin komşuları bölütlenerek devam etmektedir.



Şekil 40. Bölge büyütme yönteminin uygulaması.

2.4.3.3. Bölütlenen Sağlıklı Alanın Tersinin Alınması

Bölge büyütme yöntemi, sağlıklı retina dokusunu istatistiksel bölütleme yöntemindeki gibi damarlarda dahil olmak üzere bölütleyerek geriye sadece drusenlerin kalmasını sağlamaktaydı. Amaç drusenlerin bölütlenmesi olduğu için 2.4.2.4 de anlatılan istatistiksel yöntemde bölütlenen sağlıklı alanın tersini alınması yöntemi burada da aynen uygulanmaktadır.



Şekil 41. Bölge büyütme yönteminin uygulaması ve bölütlenen alanın tersinin alınması

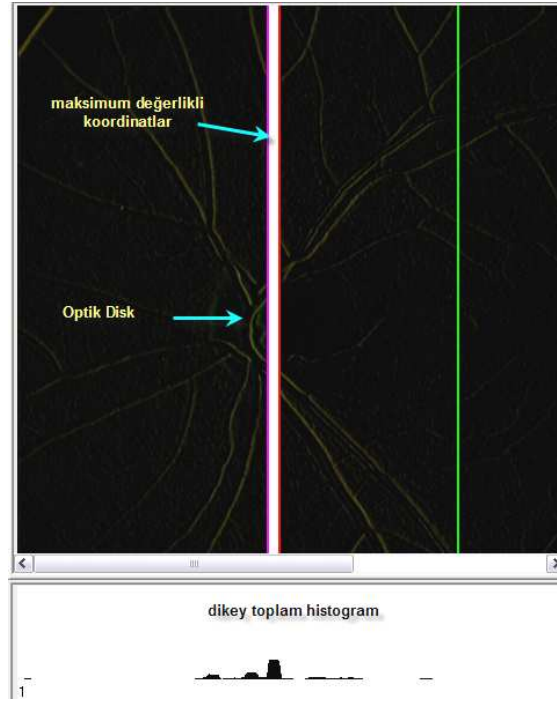
3. BULGULAR

Bu bölümde, retinanın sarı bölge denilen makula bölgesinde oluşan Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu (YBMD) hastalığı sonucunda sarı, parlak ve küçük leke biçimindeki drusen denilen yapıların, istatistiksel ve bölge büyütme yöntemleri kullanılarak bölütleme ve karşılaştırma sonuçları verilecektir.

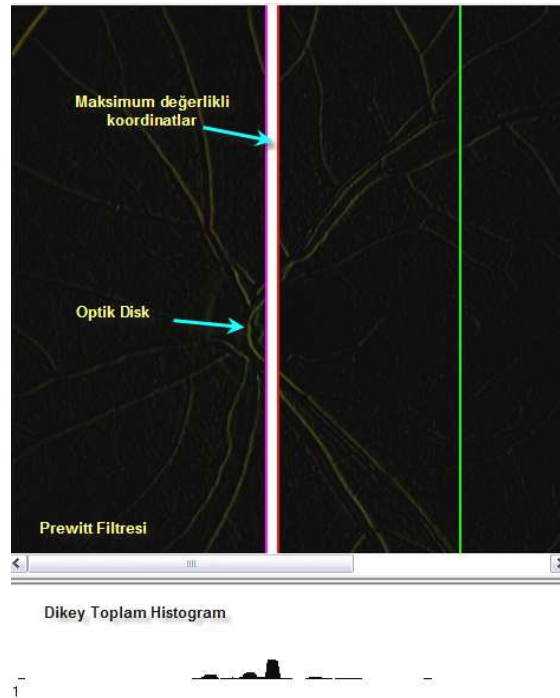
3.1. Filtreleme Sonucu Optik Diskin Bulunması Sonuçları

YBMD hastalığı sonucu oluşan ve bölütlenmesi amaçlanan drusenlerin yapısı, Optik Disk denilen ve damar boğumlarının birleştiği bölgeye çok benzemektedir. Optik diskin yapısı drusenlere benzer parlak bir yapıdadır. Ayrıca makula lokalizasyonu için optik disk bir referans bölgesidir. Bu amaçla optik diskin retina üzerinde bulunması çalışmanın önemli bir aşamasıdır [17], [18].

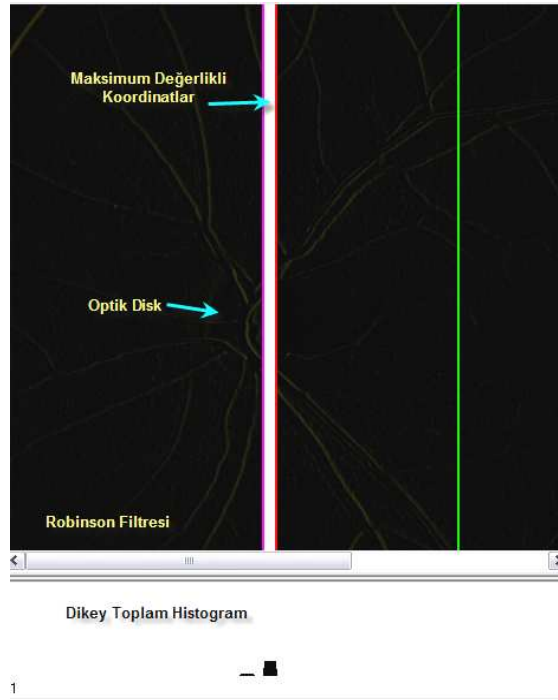
Optik diskin bulunması için dikey kenar algılama filtreleri kullanılmıştır. Dikey kenar algılama filtrelerinin kullanılma sebepleri, retina üzerinde bulunan ana damarların optik disk üzerinde birleşmeleri nedeniyle, optik diskin bulunduğu dikey koordinatlarda filtreleme sonucu damarlara ait parlak kenarlar oluşmasıdır. Görüntünün dikey toplam histogramı hesaplandığında bu parlak dikey kenarların değerleri yüksek olacağından histogram üzerinde bir maksimum bölge oluşturlar. Bu maksimum bölge de optik diski dikey koordinatta sınırlar içerisine alır.



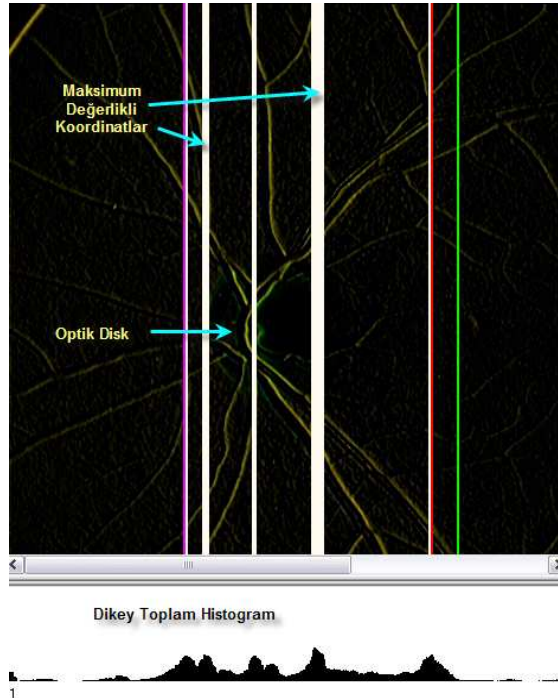
Şekil 42. Sobel Filtresi sonucu bulunan optik disk dikey koordinatları



Şekil 43. Prewitt Filtresi sonucu bulunan optik disk dikey koordinatları



Şekil 44. Robinson Filtresi sonucu bulunan optik disk dikey koordinatları



Şekil 45. Frei – Chen Filtresi sonucu bulunan optik disk dikey koordinatları

Dikey kenarları algılamada kullanılan bazı filtreler Sobel, Prewitt, Robinson ve Frei-Chen dikey kenar algılama filtreleri olarak sıralayabiliriz. Sobel ve Prewitt'e ait çekirdek matrisler 1.5.2.3'de Tablo 1.'de verilmiştir. Yapılan irdelemelerde Sobel, Prewitt ve Robinson filtreleri arasında önemli bir fark bulunmazken, Frei-Chen filtresinde parlaklık oranları biraz daha yüksektir [11], [12].

Yapılan irdelemelerde anlaşılmıştır ki, Şekil 42. ve Şekil 43.'deki Sobel ve Prewitt filtreleri optik disk bulmada faydalanılacak en uygun filtreler olarak tespit edilmiştir.

Tablo 3. Optik diskin algılanması ve makula lokalizasyonu sonuçları

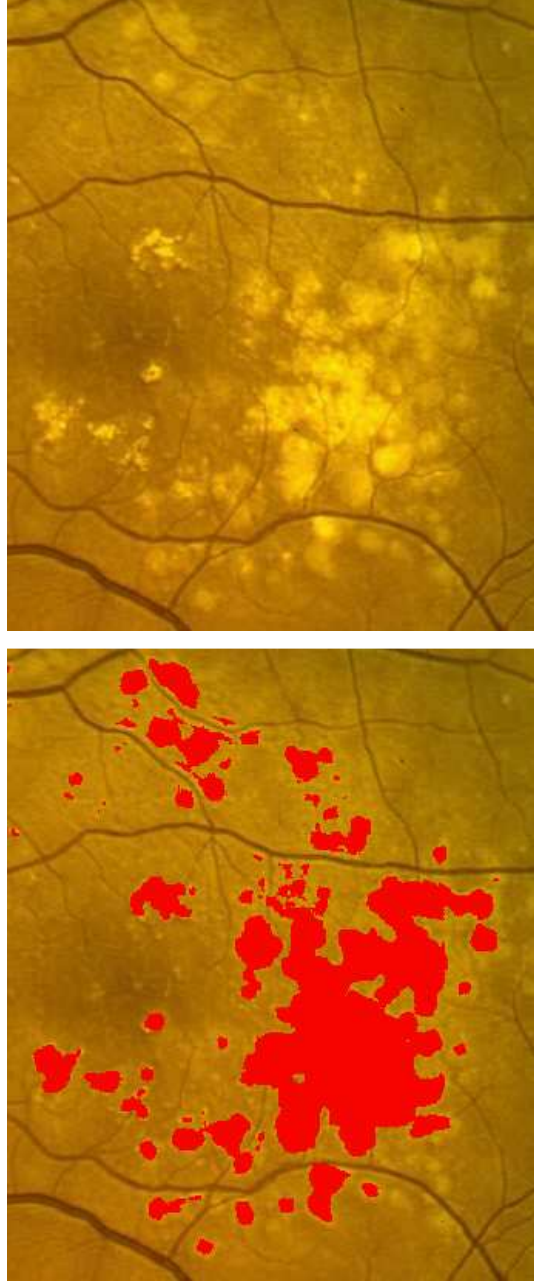
	Görüntü Sayısı	Optik Disk Lokalizasyonu (%)	Optik Disk kullanılarak makula lokalizasyonu (%)	Toplam Performans (%)
Sağlıklı Retina	30	100	100	100
Sağlıksız Retina	30	96.6	96.6	96.6
Toplam Performans	60	98.3	98.3	98.3

Filtreleme ve dikey toplam histogram yöntemi kullanılarak yapılan lokalizasyon işlemlerine ait başarı tablosu Tablo 3.'de verilmiştir. Burada görüldüğü gibi, sağlıklı retina görüntülerinde başarı oranı, 30 görüntü için %100 olmaktadır. Sağlıksız retinalarda ise filtrelemeden sonra drusenlerin oluşturduğu parlak kenarlardan kaynaklanan bir etken vardır. Bu negatif etki de histogram çizilirken uygulanan eşikleme yöntemiyle ortadan kaldırılmıştır. Dolayısıyla %96,6'lık bir oranla başarı elde edilmiştir.

3.2. İstatistiksel Bölütleme Sonuçları

İstatistiksel dağılımların karşılaştırılmasıyla bölütlenen retina görüntüsüne ait sonuçlar bu konu altında verilecektir. Bu bölütleme yönteminde Karakteristik Temsil İmgesi (KTİ) denilen, bir dokunun tüm istatistiksel özelliklerini içeren ve onu temsil edebilecek en küçük boyutlu doku parçası olarak nitelendirilen karenin boyutunun seçimi çok önemlidir. 2.4.1.1.'de anlatıldığı gibi KTİ'nin boyutunun optimum olması çok önemlidir. Uygulanan bölütleme işlemlerinde KTİ'nin boyutu 9x9 ve 11x11 boyutunda kareler olarak belirlenmiştir. KTİ'nin boyutunun küçük olması, bölütlemenin damarlara yakın olan bölgelerde daha iyi sonuç vermesini sağlar.

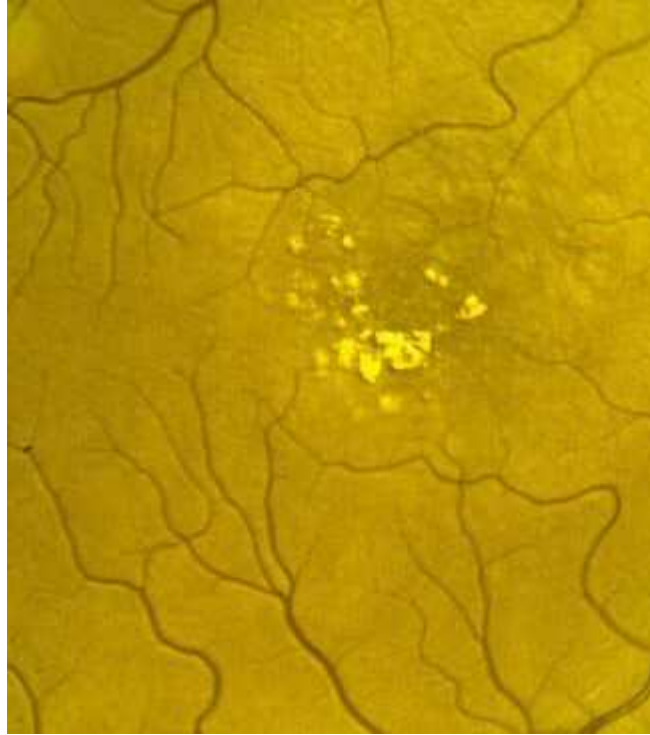
Vurgulanması gereken önemli başka bir konuda dağılımların karşılaştırılması esnasında uygulanacak olan hata eşiği değeridir. Ortalamaların karşılaştırılıp bu çakışma noktasından itibaren histogram değerlerinin frekanslarının karşılaştırılmasıyla ortaya çıkan fark, belli bir hata eşiği altında değerlendirilmelidir. Karşılaştırmalar sonu elde edilen bu fark normalize edilerek hata eşiği de 10 olarak seçilmiştir.



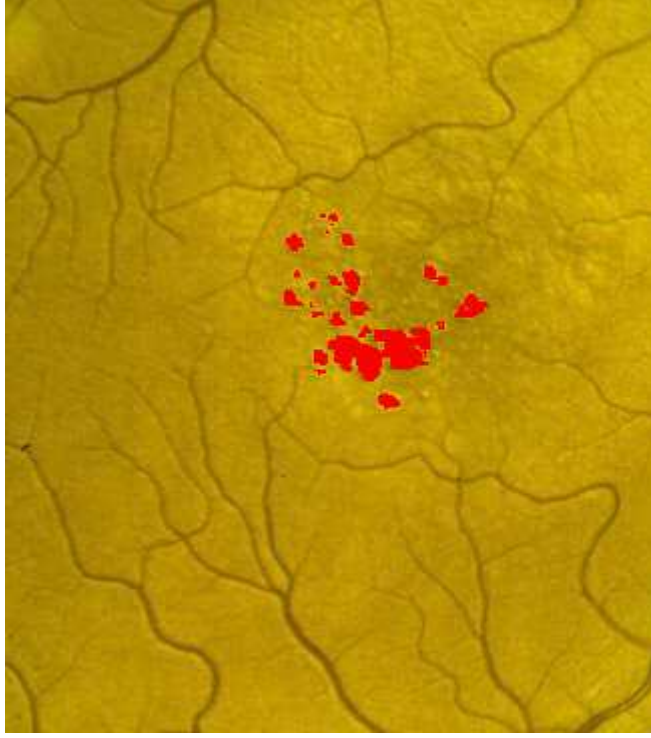
Şekil 46. İstatistiksel yöntemle bölütleme sonucu

Burada uygulanan yöntemin başarısını ölçmek için bölütlenmiş referans bir görüntünün olması gerekmektedir . Bu da ancak uzman bir hekimin elle hastalıklı drusen yapılarını bölütlemesiyle olabilir. Böylece, istatistiksel yöntem ve elle bölütlenmiş görüntü karşılaştırılarak uygulanan yöntemin başarı oranı söylenebilir.

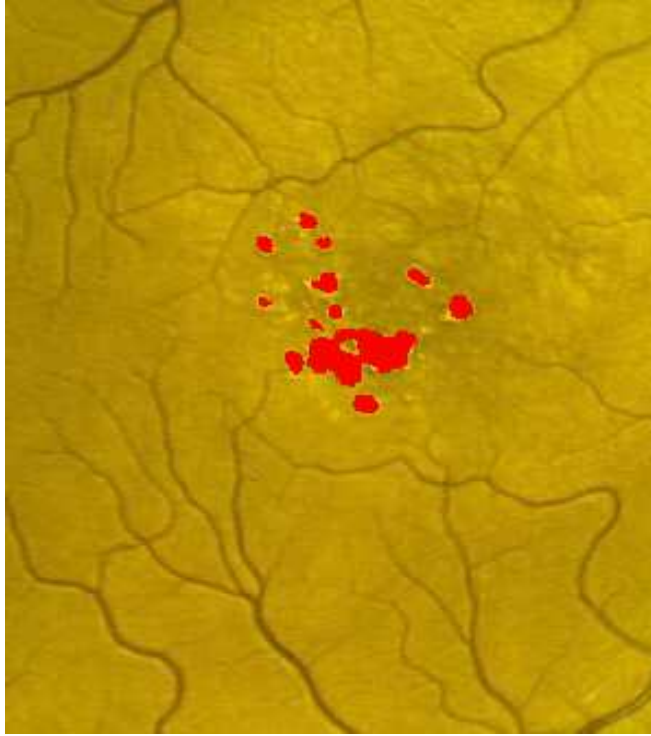
Küçük, belli bir geometrik şeklin olmaması ve olgunlaşmadan kaynaklanan parlaklık değerleri farkları göz önüne alındığında drusenlerin elle bölütlenmesi oldukça zordur ve zaman almaktadır. Drusenlerin miktarına bağlı olarak 4 dakikadan 35 dakikaya kadar elle bölütleme süreleri ölçülmüştür. Bu da otomatik bölütleme yönteminin avantajlarından biri olarak ön plana çıkmıştır. Otomatik bölütlemenin bir başka avantajı da drusenlerin olgunluk durumuna bağlı olarak parlaklık seviyelerinin değişmesinden kaynaklanan bölütleme hatalarını en aza indirmesidir. Burada kullanılan hata eşiğinin değiştirilmesiyle olgunluğa bağlı olarak farklılık gösteren drusenlerin bölütlenmesi kontrol altında olur.



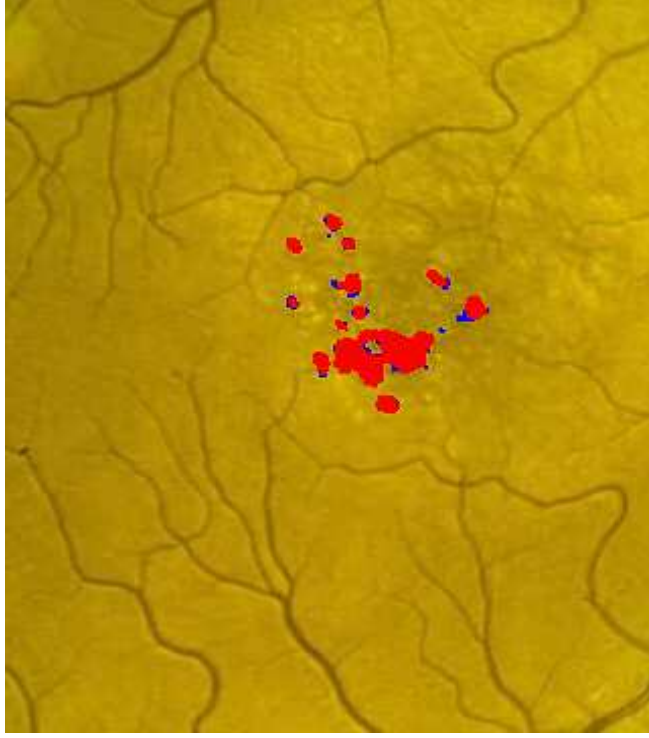
Şekil 47. YBMD hastalığının orijinal görüntüsü



Şekil 48. YBMD hastalığının elle bölütlenmiş görüntüsü



Şekil 49. YBMD hastalığının istatistiksel yöntemle bölütlenmiş görüntüsü



Şekil 50. YBMD hastalığı elle ve istatistiksel yöntemle bölütleme karşılaştırması

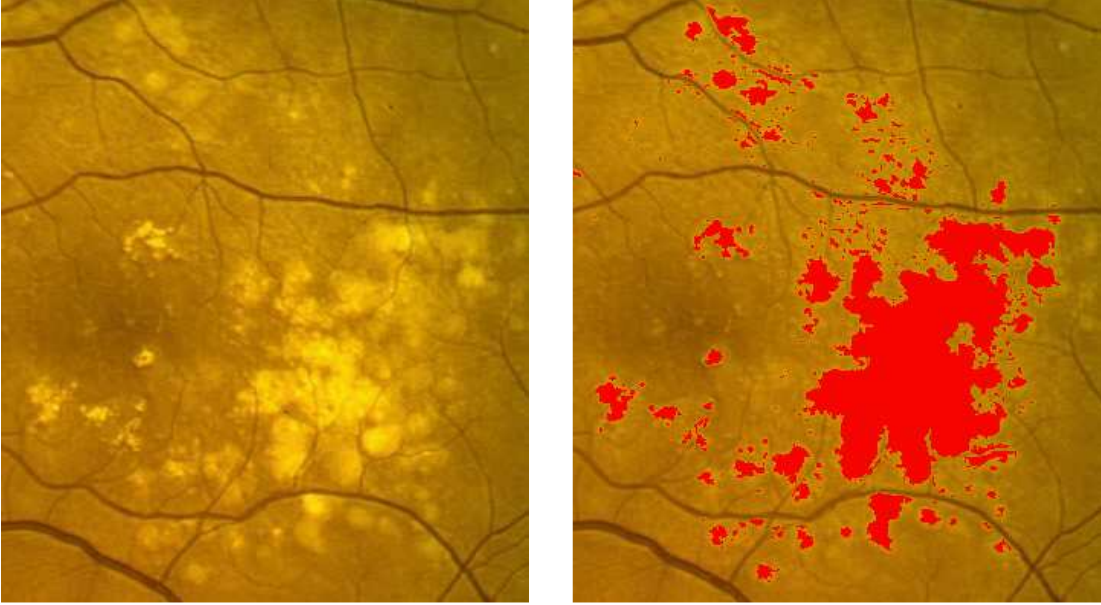
İstatistiksel yöntemle bölütlenmiş görüntüler elle bölütlenmiş resimlerle karşılaştırılarak Şekil 50.'de de görüldüğü gibi farklı renkte boyanmıştır.

Tablo 4. Elle ve İstatistiksel Yöntemlerle bölütleme sonuçlarının karşılaştırılması

	Elle Bölütleme	İstatistiksel Metot ile Bölütleme	Çakışmayan Alanlar	Çakışma yüzdesi (%)
Örnek Görüntü -1	441	379	62	%90,92
Örnek Görüntü -2	1199	1076	123	%89,74
Örnek Görüntü -3	4340	4183	157	%96,47
Örnek Görüntü -4	16989	15836	1153	%93,21
Örnek Görüntü -5	24156	25791	1635	%93,66
30 görüntü için ortalama	9576	8954	622	%93,50

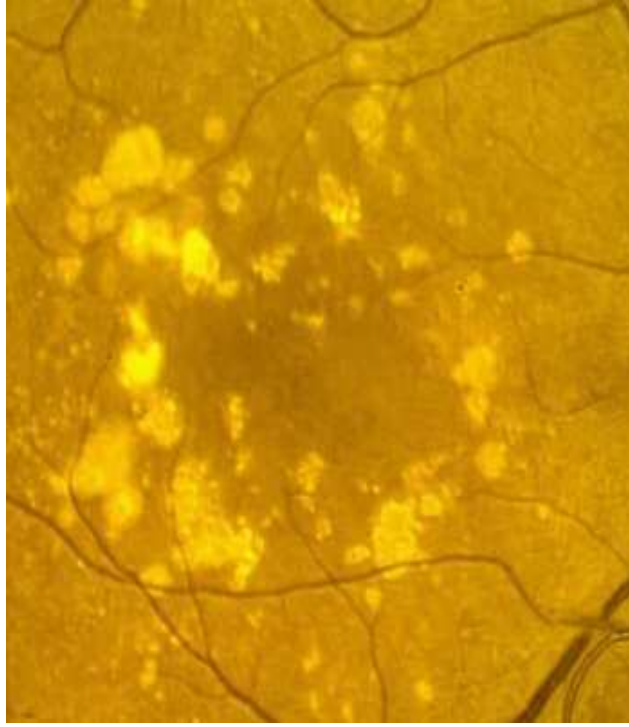
3.3. Bölge Büyütme Yöntemi ile Bölütleme Sonuçları

Bölge Büyütme (Region Growing) yöntemi kullanılarak yapılan bölütleme ile ilgili sonuçlar bu bölüm altında verilecektir. Çalışmada uygulanan bölge büyütme yöntemi 2.4.3.'de anlatılmıştı. Tohum seçimi bölgesel olarak yapıp seçilen bölgenin ortalaması karşılaştırma için alınan referans tohum değeri olmuştur. Bölgeye her dahil edilen pikselin değeri ile toplanıp ortalama güncellenmiştir. Damarlar ve drusen dışındaki diğer dokuların eliminasyonu, istatistiksel yöntemde kullanılan karşılaştırma eşiği kullanılarak yapılmıştır.

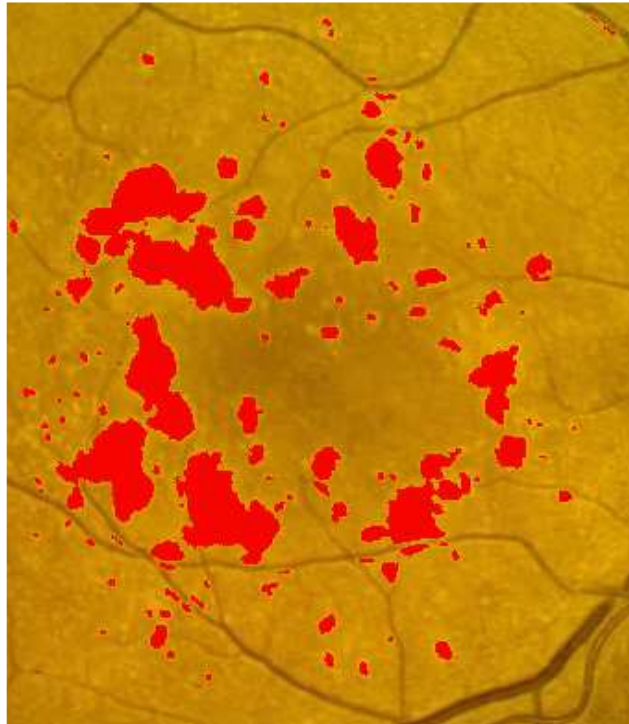


Şekil 51. Bölge Büyütme yöntemi ile bölütleme sonucu

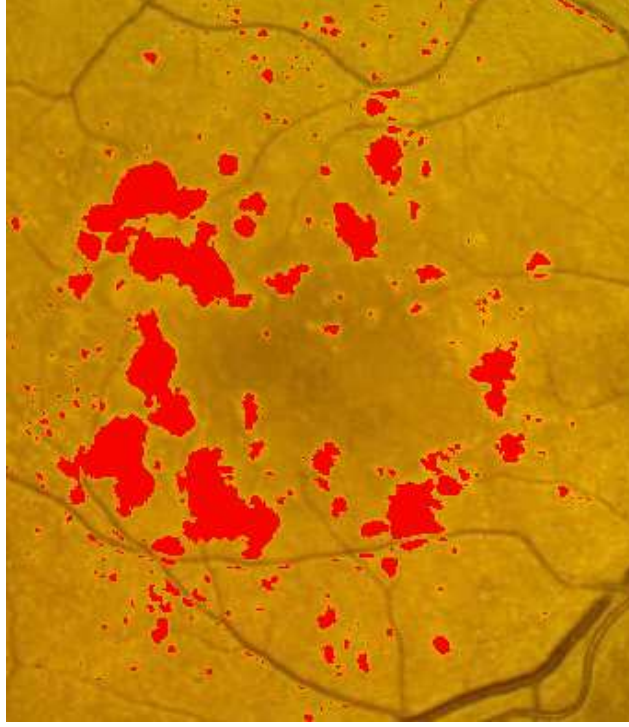
Bölge büyütme yöntemi ile bölütlenmiş görüntülerin, referans bir görüntü ile karşılaştırılması için elle bölütlenen görüntüler kullanılmıştır. Karşılaştırma sonuçları görüntü ve tablo üzerinde verilmiştir.



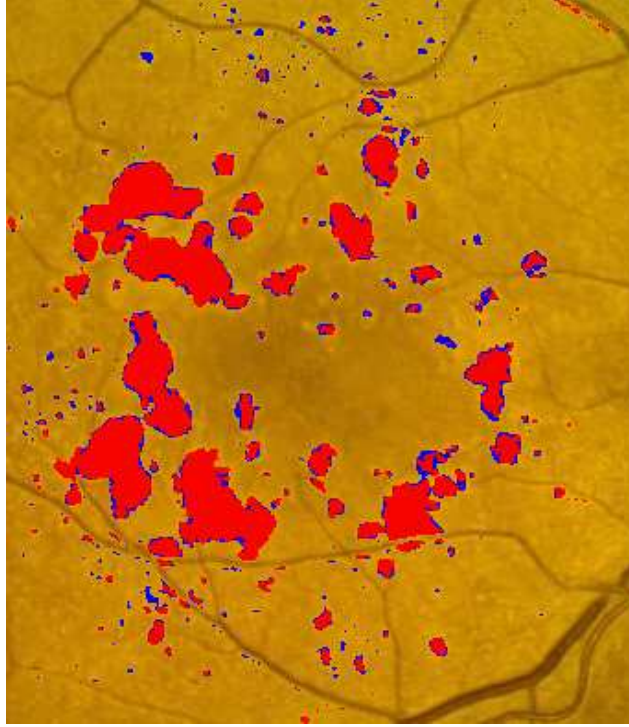
Şekil 52. YBMD hastalığının orijinal görüntüsü



Şekil 53. YBMD hastalığının elle bölütlenmiş görüntüsü



Şekil 54. YBMD hastalığının bölge büyütme yöntemi ile bölütlenmiş görüntüsü



Şekil 55. YBMD hastalığı elle ve bölge büyütme yöntemi ile bölütleme karşılaştırılması görüntüsü

Elle ve Bölge Büyütme yöntemine ait görüntü karşılaştırma sonuçları Tablo 5.'de verilmiştir. Sonuçlar 30 resim için genelleştirilmiştir. Burada ki sonuçlar alınırken karşılaştırma yapabilmek için referans olarak drusenlerin elle bölütlenmiş görüntüleri ele alınmıştır. Dolayısıyla elle bölütleme olayının doğruluğu elbette ki başarı sonuçlarını etkilemiştir.

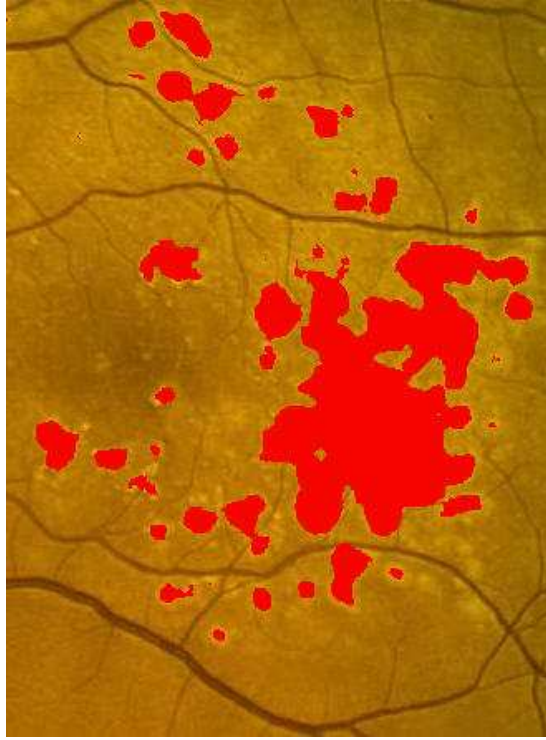
Tablo 5. Elle ve Bölge Büyütme Yöntemleri ile bölütleme sonuçlarının karşılaştırılması

	Elle Bölütleme	Bölge Büyütme ile Bölütleme	Çakışmayan Alanlar	Çakışma yüzdesi (%)
Örnek Görüntü -1	441	385	56	%87.30
Örnek Görüntü -2	1199	1328	129	%89.24
Örnek Görüntü -3	4340	4726	386	%91.11
Örnek Görüntü -4	16989	18072	1083	%93.63
Örnek Görüntü -5	24156	25376	1220	%94.95
30 görüntü için ortalama	9576	10335	759	%92.07

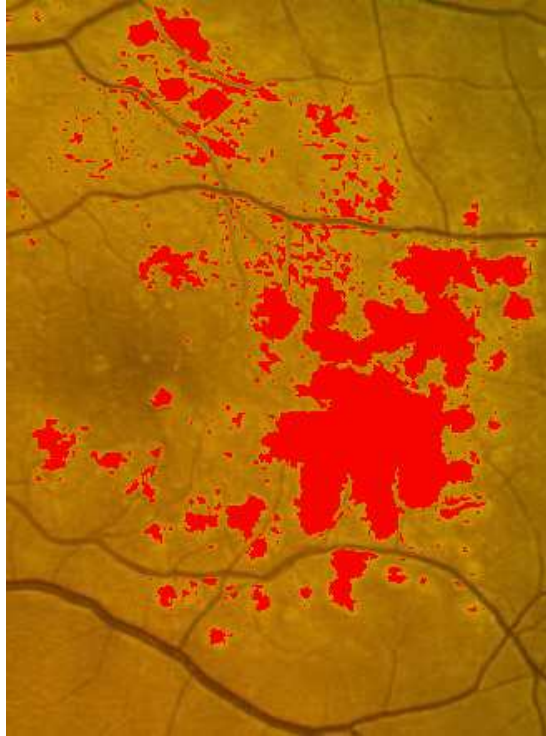
3.4. İstatistiksel ve Bölge Büyütme Yöntemlerinin Karşılaştırılması

İstatistiksel ve Bölge Büyütme ile bölütleme yöntemleri elle bölütleme yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Bu iki yöntemin birbiriyle karşılaştırılması ve sonuçları bu bölüm altında verilecektir.

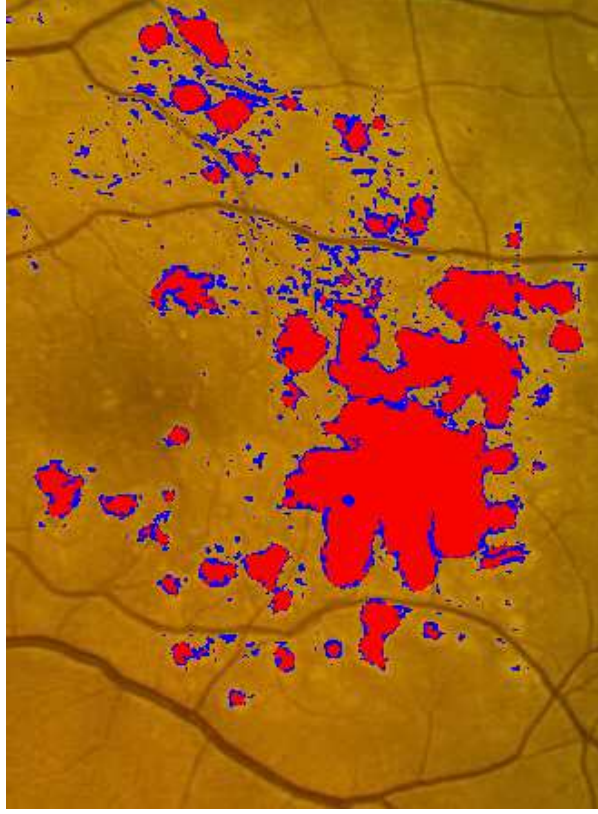
İstatistiksel bölütleme yöntemi Karakteristik Temsil İmgesi boyutundaki kare alanların dağılımları karşılaştırılarak, bölgesel bir bölütleme işlemi yapılmaktadır. Bölge büyütme yönteminde ise, seçilen tohum bölgenin ortalaması tohum değeri kabul edilerek komşu piksellerin bu değerle karşılaştırılmasıyla yapılan bölütleme yöntemidir. Yani istatistiksel bölütleme yönteminde bölgesel, bölge büyütme yönteminde ise piksel bazında işlem yapılmaktadır. Dolayısıyla bu iki yöntem arasında mutlaka bir fark beklenir.



Şekil 56. YBMD'nin istatistiksel yöntemle bölütlemesi



Şekil 57. YBMD'nin bölge büyütme yöntemi ile bölütlemesi



Şekil 58. YBMD istatistiksel yöntemin ve bölge büyütmenin bölütleme karşılaştırması

Şekil 58.'de görüldüğü gibi bölge büyütme yöntemi, istatistiksel yöntemden biraz daha farklı olarak dağınık bir alanda bölütleme yapmıştır. Yani alan olarak çok küçük drusenleri de bölütleme alanına dahil etmiştir. Bölütleme sonuçları, elle, istatistiksel yöntem ve bölge büyütme yöntemleri ile karşılaştırılmaları Tablo 6.'da verilmiştir.

Tablo 6. Elle, İstatistiksel ve Bölge Büyütme Yöntemleri ile bölütleme sonuçlarının karşılaştırılması

	Elle Bölütleme	İstatistiksel Bölütleme	Bölge Büyütme ile Bölütleme	İstatistiksel ve Bölge Büyütme
Örnek Görüntü -1	441	401	385	16
Örnek Görüntü -2	1199	1076	1328	-252
Örnek Görüntü -3	4340	4187	4726	-539
Örnek Görüntü -4	16989	15836	18072	-2236
Örnek Görüntü -5	24156	25791	25376	415
30 görüntü için ortalama	9576	8954	10335	-1381

3.5. YBMD'nun Zamana Göre Değişimi

Tıpta hastalara uygulanan tedavinin izlenmesi önemli bir süreçtir. Gerek ameliyatla müdahalelerde gerekse ilaç tedavilerinde hastalığın iyi yada kötü yönde ne kadar bir değişikliğe uğradığını tespit edip tedavi yönteminin veya miktarının yeniden belirlenmesi gerekebilir. YBMD hastalığının da zamana göre nasıl bir değişikliğe uğradığı ölçülebilir.



Şekil 59. YBMD hastalığının istatistiksel yöntem ile zamana göre değişiminin ölçümü

Şekil 59.'da görülen resimler bir hastanın birer yıl arayla alınmış retina görüntüleridir. Görüldüğü gibi dejenerasyonun şekli ve miktarı oldukça değişmiştir. Bu değişiklik miktarının sayısal olarak ortaya koymak hekim için önemli bir referans olabilir. Karşılaştırma verileri Tablo 7.'de verilmiştir.

Tablo 7. YBMD hastalığının zamana göre değişimini gösteren tablo

	1. Görüntü	2. Görüntü	Fark	Değişim (%)
1. Hasta	893	547	346	+38,74
2. Hasta	458	574	-116	-25,32
3. Hasta	823	987	-164	-19,92

Tablo 7.'de verilen değişim yüzdeleri + veya - olarak değerlendirilmiştir. + olan değişim yüzdeleri hastalığın azaldığını, - olanlar ise zaman göre hastalık miktarında bir artış meydana geldiğini göstermektedir. Örneğin, 1. Hastanın retinasındaki drusen miktarında zamana göre 346 piksellik bir azalma görülmüştür. Bu da hastanın ilk görüntüsündeki drusen miktarına göre %38,74 oranında bir azalma olduğunu göstermektedir. Ancak 2. hastaya bakıldığında 116 piksellik bir artış meydana gelmiştir. Burada ise ilk görüntüye göre % 25,32 oranında bir artış olduğu sonucuna varılmaktadır.

4. İRDELEME

YBMD hastalığının bölütlenmesiyle ilgili literatürde fazla çalışma yoktur. Genellikle optik diskin lokalizasyonu ile ilgili çalışmalara yoğunluk verilmiştir. K. Rapantzikos ve M. Zervakis [23] YBMD hastalığı üzerinde 2001 yılında bir çalışma yapmışlardır. Çalışmaları genel hatlarıyla şöyle verilebilir. Öncelikle görüntü işlemede ön işlem denilen iyileştirme ve detay çıkartma yöntemleri kullanmışlardır. İyileştirme yöntemlerinden çok seviyeli histogram eşitleme yöntemi kullanarak bölütleme kalitesinin artırılması amaçlanmıştır. Daha sonra retina görüntüsüne global eşikleme uygulanmış ve drusenlerin parlaklığına benzer bir çok yapının da bölütlendiği görülmüştür. Bu problemi çözebilmek içinde lokal eşikleme yöntemi olarak Histogram Uyarlamalı Eşikleme yöntemi kullanmışlardır. Burada lokal eşikleme elle makula bölgesine uygulanmıştır. Çalışmanın sonunda ise medyan filtresinden geçirilmiş retina görüntüsüne Otsu eşikleme algoritması uygulanarak karşılaştırma yapılmıştır. Fakat sonuçlarda alınan görüntülerde damarların sağlıklı olarak eliminasyonu tam olarak yapılamamıştır [23].

Bu çalışmada ise, makula bölgesi, dikey kenar algılama filtreleri yardımıyla optik disk bulunup otomatik olarak lokalize edilmiştir. Lokalize edilen makula bölgesinde sağlıklı alanların istatistiksel dağılımlarından faydalanılarak damarlar da dahil olmak üzere bölütleme gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, damarların eliminasyonu çok başarılı biçimde gerçekleştirilmiştir.

5. SONUÇLAR

YBMD hastalığının bölütlenmesi için değişik görüntü işleme yöntemlerinden faydalanılmıştır. YBMD hastalığına ait drusenlerin bulunduğu makula bölgesi otomatik olarak lokalize edilmesi gereklidir. Makula bölgesinin lokalizasyonu için optik disk referans alınabilir. Bu amaçla öncelikli olarak optik diskin bulunması ilk aşama olarak ele alınabilir. Optik diskin bulunması için de dikey kenar algılama filtrelerinden sobel filtresi kullanılmıştır. Filtrelenmiş görüntünün dikey toplam histogramı hesaplandığında, optik disk üzerinde bulunan damarların oluşturduğu parlak kenarlar histogram üzerinde bir maksimum bölge oluştururlar. Buradan da optik diskin dikey olarak konumu belirlenebilir. Uygulanan bu yöntemde sağlıklı retina görüntülerinde optik diskin dikey konumunun bulunmasında %100'lük bir başarı oranı vardır. Sağlıksız olan retina görüntülerinde ise filtreleme sonucunda drusenlerin oluşturduğu parlak kenarlar dikey toplam histogramda maksimum noktalar oluşturabilir. Buda optik diskin bulunmasında hata ile sonuçlanır. Bu problem de eşikleme yöntemi kullanılarak çözülmüştür. Eşikleme yöntemiyle optik disk etrafında bulunan damarların parlaklık değerleri süzülerek histogramda sadece bu bölgeye ait değerler hesaplanmıştır. Eşikleme yöntemiyle yapılan optik diskin bulunmasında %96,6 oranında başarı elde edilmiştir. Optik diskin bulunmasından sonra makula bölgesi sabit geometrik özellikler yardımıyla lokalize edilmiştir.

Lokalize olan makula bölgesi üzerinde bölütleme yöntemlerinde istatistiksel dağılımların karşılaştırılması yöntemi uygulanmış ve elle bölütlenmiş drusenli görüntülerle karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda genel olarak % 93,5 civarında bir başarı elde edilmiştir. Bu oran tabii ki elle bölütlemenin ne kadar sağlık biçimde yapıldığına da bağlıdır. Burada uygulanmış olan otomatik istatistiksel bölütleme sonucu, elle bölütlenmeden daha kolay ve az zaman harcanarak daha doğru ve objektif sonuçlar elde edilmiştir.

YBMD'na ait drusenlerin tespitinde kullanılan ikinci bir yöntemde bölge büyütme yöntemidir. Bölge büyütme yöntemi tohum seçilerek piksellerin karşılaştırılması yöntemiyle bölütleme yapmaktadır. Bu sebeple, istatistiksel bölütleme yöntemiyle bölütlenmiş alan farkları vardır. Bölge büyütme yöntemiyle yapılan blütleme sonuçlarının elle bölütlenmiş görüntülerle karşılaştırılması sonucu genel olarak % 92 oranında bir başarı

oranı yakalanmıştır. Yine burada elle bölütlemenin doğruluğunu göz önünde bulundurmak gerekir.

Yapılan çalışmalarda, istatistiksel bölütleme ve bölge büyütme yöntemiyle bölütleme arasında ki başarı oranları da irdelenmiştir. Elle, istatistiksel ve bölge büyütme yöntemiyle bölütleme oranları karşılaştırılmış ve genel olarak bölge büyütme yönteminin % 2'lik oranda bir başarı farkı bulunmuştur. Bunu sebebi de bölge büyütme yönteminin piksel bazında bölütleme yapmasından kaynaklanmıştır.

İstatistiksel yöntemle bölütleme işlemi, kenar algılama filtresinin uygulaması, makula lokalizasyonu, sağlıklı dokuların bölütlenmesi ve tersinin alınması adımlarıyla gerçekleştirilmiştir. Tüm bu işlemler ortalama 19 saniye sürmüştür.

Bölge büyütme yöntemiyle bölütleme işleminin adımlarını kenar algılama filtresinin uygulaması, makula lokalizasyonu, seçilen tohumdan itibaren bölge büyütme işleminin uygulaması ve görüntünün tersinin alınması olarak sıralayabiliriz. Tüm bu işlemler ise ortalama 9 saniye sürmüştür.

6. ÖNERİLER

Retina görüntüleri elde edilirken çözünürlüğü çok yüksek sayısal fotoğraf makineleri kullanılır. Fakat bu görüntülerin kaliteli olmaları depolama dezavantajını ortaya çıkarmaktadır. Dolayısıyla görüntüler jpeg formatında ve 760x570 boyutunda saklanmaktadır. Bu yüzden bazı detay ve renk kayıpları oluşmaktadır. Bu da kaliteli görüntü işlemeyi olumsuz etkilemektedir. Çözünürlüğü yüksek bitmap görüntülerde daha iyi sonuç alınacağı kesindir.

Çalışmada dikey kenar filtresi ve dikey toplam histogram kullanarak optik diskin bulunduğu dikey konum tespit edilmişti. Literatürde retina görüntüleri üzerindeki bir çok çalışma damar ve optik disklerin belirlenmesi ile ilgilidir. Optik diskin bulunması ile ilgili Hough Transformasyonu, damarların geometriksel yapısı veya yapay sinir ağları kullanılarak retina üzerinde tam olarak bölütlenebilir.

Bazı çalışmalarda eşikleme yöntemi ile bölütleme yapılmaktadır. Eşikleme yöntemi sağlıklı retina görüntülerinde oldukça hatalı sonuçlar vermektedir. Çünkü retina üzerindeki bazı yapıların özellikleri, hastalıklar sonucu oluşan lezyonlar ile aynı özelliklere sahip olabilmektedir. Örnek verilecek olursa YBMD hastalığı sonucu ortaya çıkan drusen denilen sarı parlak yapılar, optik diskin belli bir bölümüyle aynı istatistiksel özelliklere sahiptir. Dolayısıyla drusenlerle beraber optik diskte bölütleme alanına girmiştir. Bu problemin aşılabilmesi için optik diskin eliminasyonu yapılmalıdır.

YBMD hastalığının bölütlenmesindeki başarının artırılması için, bölütleme yapılacak bölge olan makula bölgesinin lokalize edilmesi gerekir. Böylece bölütlemeyi olumsuz etkileyebilecek yapılar elimine edilmiş olur.

Retina üzerindeki bölütleme işlemlerinde bölge büyütme yöntemi kullanılacaksa, seçilen tohum tek bir piksel değilde bir bölge ortalaması olarak seçilmesi daha doğru sonuçlar verecektir. Çünkü retina dokusu üzerinde farklı renk dağılımları mevcuttur. Bölge büyütme yöntemi ile bölütleme yapılırken, bölgeye dahil edilen yeni pikselin ortalamaya katılarak ortalamanın yeniden hesaplanması bölütleme oranını arttıracaktır.

Literatürde retina üzerine bulunan çalışmaların hepsi iki boyutlu görüntüler üzerindedir. Gelecekteki çalışmalarda retinanın üç boyutlu modellenmesi ile ilgili algoritmalar üzerine çalışılması hedeflenmiştir. Üç boyutlu modelleme sonucu özellikle

damarlar üzerinde tıkanıklık ve tıkanıklığa yol açabilecek problemlerin teşhisi rahatlıkla yapılabilir.

7. KAYNAKLAR

1. <http://saglik.tnn.net/altbolumler.asp?SecID=13&SubID=100>, Gözün Yapısı ve Çalışması 12 Mayıs 2007.
2. Yahya H., Gözdeki Mucize, Global Kitap, İstanbul, Aralık 2000.
3. <http://www2.bayar.edu.tr/baristoprak/mkldej.html> Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu, 15 Mayıs 2007.
4. http://www.nei.nih.gov/health/maculardegen/armd_facts.asp The National Eye Institute (NEI), Age-Related Macular Degeneration, 05 Haziran 2007.
5. Alberti, W.E., Richard, G., Sagerman, R.H., Age-Related Macular Degeneration, Springer First Edition, Hamburg, November 27, 2000.
6. http://www.goruntuisleme.org/index.php?option=com_content&task=view&id=39&Itemid=2 Görüntü İşlemenin Temel Basamakları, 06 Haziran 2007.
7. Boyle R. and Thomas R., Computer Vision: A First Course, Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1988.
8. Gonzalez R. C., Woods R.E., Digital Image Processing (2nd Edition), Prentice Hall, New Jersey, 2002.
9. Efford, N., Digital Image Processing : A Practical Introduction Using Java, Addison-Wesley, 2000.
10. Türkoğlu, İ., Örüntü Tanıma Sistemleri (Ders Notları), Fırat Üniversitesi, Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü, Elazığ, 2003.
11. William, K.P., Digital Image Processing: PIKS Inside, Third Edition., John Wiley & Sons, Inc., Los Altos, California, 2001.
12. Sonka, M., Hlavac, V. ve Boyle, R., Image Processing, Analysis and Machine Vision, Chapman and Hall Computing, 1993.
13. Pavlidis T. ve Liow Y.T., Integrating Region Growing and Edge Detection, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12,3 (1990) 225-233.
14. Pitas I. ve Venetsanopoulos A. N., Nonlinear Digital Filters: Principles and Applications, Kluwer Academic, 1990

15. Osareh, M. Mirmehdi, B. Thomas, and R. Markham, Comparison of color spaces for optic disc localization in retinal images, 16th IEEE Int. Conf. Pattern Recognition, 1 (2002) 743 – 746.
16. Sinthanayothin C., Boyce J. F., Cook H. L., Williamson T. H., “Automated Location of the Optic Disk, Fovea, and Retinal Blood Vessels from Digital Colour Fundus Images”, British Journal of Ophthalmology, 83,8 (1999) 902 – 910 .
17. Mendels F., Heneghan C., Harper P. D., Reilly R. B., and Thiran J.-Ph., Extraction of the optic disk boundary in digital fundus images, 1st Joint BMES/EMBS Conf., (1999) 1139.
18. Li H. and Chutatape O., Automatic location of optic disk in retinal images, IEEE-ICIP, 2 (2001) 837 – 840.
19. M Lalonde., Beaulieu M. and Gagnon L., Fast and robust optic disk detection using pyramidal decomposition and Hausdorff-based template matching, IEEE Trans. Med. Imag., 20 (2001) 1193 – 1200.
20. Niemeijer M., Ginneken B. and Haar F., Automatic detection of the optic disc, fovea and vascular arch in digital color photographs of the retina, Proceedings of the British Machine Vision Conference, 109-118, 2005.
21. Walter T., Klein J. C., Massin P. and Erginay A., A contribution of image processing to the diagnosis of diabetic retinopathy—Detection of exudates in color fundus images of the human retina, IEEE Trans. Med. Imag., 21 (2002) 1236 – 1243.
22. Hart W. E., Cote B., Kube P., Goldbaum M. and Nelson M., Automatic Segmentation and Classification of Objects in Retinal Images, Computer Science and Engineering University of California, San Diego, Haziran 24, 1994.
23. Rapantzikos, K. and Zervakis, M., Nonlinear enhancement and segmentation algorithm for the detection of age-related macular degeneration (AMD) in human eye's retina, Image Processing, 2001. Proceedings. 2001 International Conference , 3 1055 – 1058, Oct. 2001.
24. Köse C., Fully automatic segmentation of coronary vessel structures in poor quality X-ray angiograms images, Springer: Lecture Notes in Computer Science, Vol. LNCS 4109, 72-82, 2006.
25. Song JT, Chi ZR and Wang ZY., Locating human eyes using edge and intensity information, Lecture Notes in Computer Science, 3645 (2005) 492-501.

ÖZGEÇMİŞ

Uğur ŞEVİK, 1981 MERSİN doğumludur. İlköğrenimini 1987-1992 yılları arasında Gülnar Atatürk İlköğretim Okulu'nda, orta ve lise öğrenimini 1992-1999 yılları arasında Anamur Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 1999 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, İstatistik ve Bilgisayar Bilimleri Bölümü'nde Lisans Programı'na başladı ve 2003 yılında bu bölümden 2.'lik derecesi ile mezun oldu. 2003 yılında K.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisansa başladı. 2005 yılında K.T.Ü. Fen Edebiyat Fakültesi İstatistik ve Bilgisayar Bilimleri Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya başladı. İyi derecede İngilizce bilmektedir.